



HAL
open science

**Réorganisation du mouvement avec l'apprentissage
d'une habileté motrice complexe, la marche athlétique :
rôle de l'énergie métabolique et de la perception de
l'effort. Effet de cet apprentissage sur les transitions
marche-course**

Lina Majed

► **To cite this version:**

Lina Majed. Réorganisation du mouvement avec l'apprentissage d'une habileté motrice complexe, la marche athlétique : rôle de l'énergie métabolique et de la perception de l'effort. Effet de cet apprentissage sur les transitions marche-course. Education. Université Paris Sud - Paris XI, 2013. Français. NNT : 2013PA113002 . tel-00823310

HAL Id: tel-00823310

<https://theses.hal.science/tel-00823310>

Submitted on 16 May 2013

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

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

UNIVERSITE PARIS-SUD

Ecole doctorale 456

Unité de Recherche 4532 « Complexité, Innovation et Activités Motrices et Sportives »

Equipe « Contrôle Moteur et Perception »

THÈSE DE DOCTORAT

soutenue le 14/02/2013

par

Lina MAJED

Réorganisation du mouvement avec
l'apprentissage d'une habileté motrice complexe,
la marche athlétique : rôle de l'énergie
métabolique et de la perception de l'effort.

*Effet de cet apprentissage sur les transitions marche-
course*

Directeur de thèse :

Co-directeur de thèse :

Co-directeur de thèse :

Serge LE BOZEC

Anne-Marie HEUGAS DE PANAFIEU

Isabelle SIEGLER

Professeur (Université Paris-Sud)

Maître de conférence (Université Paris-Sud)

Maître de conférence (Université Paris-Sud)

Composition du jury :

Président du jury et examinateur :

Rapporteurs :

Didier CHOLLET

Jeanick BRISSWALTER

Jean-Jacques TEMPRADO

Professeur (Université de Rouen)

Professeur (Université de Nice)

Professeur (Aix-Marseille Université)

N° D'ORDRE

UNIVERSITE PARIS-SUD

Ecole Doctorale 456

Unité de recherche 4532 « Complexité, Innovation et Activités Motrices et Sportives »

Equipe « Contrôle Moteur et Perception »

THESE

En vue de l'obtention du grade de Docteur

« Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain »

Présentée par

Lina MAJED

**Réorganisation du mouvement avec l'apprentissage d'une habileté motrice
complexe, la marche athlétique : rôle de l'énergie métabolique et de la
perception de l'effort.**

Effet de cet apprentissage sur les transitions marche-course

Sous la co-direction d'Anne-Marie HEUGAS DE PANAFEU et Isabelle SIEGLER

Par délégation de Serge LE BOZEC

Soutenue publiquement le 14 février 2013 devant la commission d'examen composée de :

Jeanick BRISSWALTER	Pr., Université de Nice	Rapporteur
Didier CHOLLET	Pr., Université de Rouen	Examineur
Anne-Marie HEUGAS DE PANAFIEU	MCF, Université Paris-Sud	Co-directrice
Serge LE BOZEC	Pr., Université Paris-Sud	Directeur
Isabelle SIEGLER	MCF, Université Paris-Sud	Co-directrice
Jean-Jacques TEMPRADO	Pr., Aix-Marseille université	Rapporteur

Remerciements

Au terme de ce travail, c'est avec émotion que je tiens à remercier tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce projet.

Tout d'abord je remercie très sincèrement Anne-Marie et Isabelle, mes co-directrices de thèse, qui ont accepté d'encadrer ce travail de longue haleine en m'offrant les meilleures conditions possibles. Je tiens particulièrement à les remercier de leur engagement, leur disponibilité, leur patience et surtout de m'avoir transmis leur passion de la recherche. J'en profite pour leur exprimer ici ma plus profonde gratitude pour toutes les longues heures de discussion qui m'ont fait évoluer sur plusieurs plans. Anne-Marie, merci pour le projet doctoral que tu m'as proposé et pour le protocole expérimental que je trouve ingénieux. Grâce à la confiance que tu m'as accordé, j'ai eu l'occasion de donner des cours magistraux de physiologie pour les L3 APA&S. Isabelle, merci de m'avoir appris énormément de choses notamment sur la partie cinématique de ce travail et d'avoir pris des heures et des heures à m'initier à Matlab. Merci pour ta rigueur scientifique, ton professionnalisme et ta logique de raisonnement incomparable.

Mes remerciements s'adressent ensuite au Professeur Serge Le Bozec qui, en nous accordant sa confiance, a permis à ce travail de voir le jour. Je lui en suis reconnaissante.

Je souhaite également remercier les Professeurs Jeanick Brisswalter et Jean-Jacques Temprado, rapporteurs de cette thèse, pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail. J'ai l'honneur d'avoir reçu leur avis et remarques constructives qui m'ont permis d'avancer dans ma réflexion. Je tiens aussi à remercier le Professeur Didier Chollet qui a accepté d'assister au comité de jury et d'évaluer la qualité de mon travail en tant qu'examineur.

Merci évidemment à Marcela Chamon et Antoine Tarjus pour leur aide précieuse dans la réalisation des expérimentations très lourdes qui ont sollicité de longues semaines de travail. J'adresse mes remerciements aux personnes qui ont volontairement participé aux expérimentations. Je pense notamment à François Tariel, Antoine Ebelin, Paul Fourcade, Elise Prigent, Christophe Bazile, Jean Jouvrey, Julien Flament, Marlène Tanguy, Matthieu

Martin... qui ont prouvé, même quand ça n'était pas facile, leur engagement, une grande motivation et bien sur une forme olympique.

Bien sur, ce travail n'a pas pu aboutir sans le soutien moral et psychologique de mes amis/collègues Elise Prigent, Anne-Laure Moscone, Carole Castanier, Pauline Maillot et Guillaume Chauvel que je considère comme ma famille en France. Pour votre gentillesse, votre amitié, votre solidarité, votre présence, pour nos traditions du vendredi, pour nos soirées lasagnes et gnocchi, raclette, crêpes et fondue, pour nos soirées de réveillon... Pour tout ce que vous m'avez appris (code de la route, les mots complexes ou pas en français, la culture française que j'aime tant, dont le bon vin, la charcuterie, l'art de vivre tout simplement)... Merci pour tous ces bons moments qui ont rempli ma vie. Et si un jour vous vous demandez « qu'est-ce que vous faites pour les vacances ? » vous serez toujours les bienvenus chez moi, là où le vent (chaud de préférence) me portera l'année prochaine. Merci également à François Tariel (pour avoir été présent dès le premier jour), Clint Hansen (pour sa gentillesse, ses bons conseils et les moments partagés), Christophe Bazile (pour sa maturité et ses bons conseils), Alexandra Perrot et Thomas Deroche (pour leur bonne humeur et joie de vivre), Caroline Teulier (pour sa bonne humeur et ses conseils concernant ma thèse), Jean-Louis Honeine, David Gibas, Anna Gerke, Agnès Olivier, Laure Combourieu, Barbara Evrard, Marc Gueguen, Anne Courbalay, Jiewen Hua, Manon Gendre, Servane Le Clinche, Corentin Clément-Guillot, Stéphane Ibrahim, Hoan Vu (pour tous les moments super agréables passés ensemble), vous avez su rendre l'ambiance du laboratoire conviviale et festive.

Enfin, je remercie du fond du cœur ma famille pour son soutien constant et sans faille. Malgré la distance qui nous a séparée pendant ces 7 ans, sans vous je ne serai pas là aujourd'hui. Merci de votre amour, confiance et bonne humeur. A mes parents exceptionnels qui représentent mon modèle dans la vie, à mes deux sœurs d'amour qui rendent le monde plus beau, mon beau frère pour toute son énergie positive, et à Dia mon ami de tout les temps. Cette thèse vous est dédiée...

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE	1
CADRE THEORIQUE	6
I. Apprentissage moteur	7
1. Réorganisation du mouvement complexe	7
1.1. L'approche dynamique non linéaire du comportement moteur	8
1.1.1. Les principes généraux	8
1.1.2. L'apprentissage moteur selon l'approche dynamique	10
1.1.3. Auto-organisation et Réseau de contraintes	13
1.2. Maîtrise des degrés de liberté et étapes de l'apprentissage moteur	15
1.2.1. Les stratégies	15
1.2.2. Etapes de l'apprentissage : coordination, contrôle et habileté	20
1.2.3. Effets des contraintes sur l'organisation du mouvement avec l'apprentissage	23
2. Optimisation métabolique	27
2.1. Contraintes et optimisation métabolique	27
2.1.1. Notion d'efficacité énergétique	27
2.1.2. Réseau de contraintes revisité	29
2.1.3. Auto-optimisation métabolique	30
2.2. Optimisation métabolique et réorganisation du mouvement	32
2.2.1. Paramètres de coordination et de contrôle	32
2.2.2. Variabilité des patterns de coordination et activation musculaire	34
2.3. Optimisation métabolique et perception de l'effort	35
2.3.1. Perception de l'effort et sa mesure	36
2.3.2. Facteurs affectant la perception de l'effort	37
2.3.3. Apprentissage et perception de l'effort	38
II. Marche athlétique	40
1. Contraintes règlementaires	41
2. Caractéristiques spatio-temporelles et cinématiques	41
3. Caractéristiques de l'activité musculaire	47
4. Caractéristiques cinétiques et énergie mécanique	49
5. Caractéristiques métaboliques	52
III. Transitions entre modes de locomotion	55
1. Approche dynamique non-linéaire des transitions locomotrices	60
1.1. Description générale du système locomoteur	60
1.2. Caractéristiques dynamiques des transitions marche-course	60
2. Hypothèses des déclencheurs des transitions locomotrices	65
2.1. Déclencheurs métaboliques	66
2.2. Déclencheurs mécaniques	67
2.3. Déclencheurs lié à la perception de l'effort	71
3. Effet d'un statut d'entraînement sur les transitions locomotrices	74
PROBLEMATIQUE GENERALE	78

CONTRIBUTION EXPERIMENTALE	82
ÉTUDE 1 : Apprentissage d'une habileté motrice énergétiquement et biomécaniquement contrainte, la marche athlétique : Réorganisation du mouvement et contribution de l'efficacité métabolique et des informations sensorielles	83
1. Introduction	83
2. Méthodologie	86
2.1. Participants	86
2.2. Matériel	87
2.3. Procédure expérimentale	89
2.3.1. Test de détermination de la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}).....	90
2.3.2. Test de détermination de la vitesse de transition spontanée (VTS).....	90
2.3.3. Séances d'apprentissage de la marche athlétique	91
2.4. Analyse des données.....	93
2.4.1. Tests préliminaires	93
2.4.2. Données cinématiques (séances d'apprentissage)	94
2.4.3. Données physiologiques et perception de l'effort (séances d'apprentissage)	99
2.5. Traitements statistiques	100
3. Résultats	101
3.1. Changements du pattern de marche normale à S1	101
3.2. Changements liés à la pratique aux vitesses modérées (ANOVA 1).....	102
3.3. Changements entre S4 et S7 à toutes les vitesses testées (ANOVA 2).....	108
4. Discussion	109
4.1. Réorganisation immédiate du mouvement.....	109
4.2. La progression dans l'acquisition de l'habileté.....	111
4.3. Efficacité énergétique, perception de l'effort et réorganisation du mouvement.....	113
ÉTUDE 2 : Evolution de la réorganisation du mouvement lors de la pratique de la marche athlétique à différentes vitesses	117
1. Introduction	117
2. Méthodologie	118
2.1. Participants	118
2.2. Matériel	119
2.3. Procédure expérimentale	119
2.3.1. Test de détermination de la vitesse de transition spontanée (VTS).....	120
2.3.2. Séances de pratique de la marche athlétique	120
2.4. Analyse des données.....	121
2.4.1. Test de détermination de la VTS.....	121
2.4.2. Séances de pratique de la marche athlétique	122
2.5. Traitements statistiques	124
3. Résultats	124
3.1. Analyse statistique : Effet de la pratique et interaction avec la vitesse.....	125
3.1.1. Variables démontrant un effet principal significatif de la pratique	125
3.1.2. Variables démontrant un effet d'interaction significatif.....	126
4. Discussion	131
4.1. Réorganisation quasi-immédiate du mouvement aux premiers essais de la première séance de pratique	131
4.2. Dynamique de la réorganisation du mouvement	133
4.3. Effet du poids de la contrainte de vitesse	134

ÉTUDE 3 : Effet de l'apprentissage de la marche athlétique sur les transitions	
marche-course	137
1. Introduction	137
2. Méthodologie	139
2.1. Participants	139
2.2. Matériel	139
2.3. Procédure expérimentale	140
2.4. Analyse des données.....	140
2.4.1. Détermination de la VO_{2max}	140
2.4.2. Détermination du cycle de transition et de la VTS.....	140
2.4.3. Variables physiologiques et cinématiques.....	142
2.5. Traitements statistiques	142
3. Résultats	144
3.1. Modes de locomotion spontanés et VTS	144
3.1.1. Analyse descriptive des modes de locomotion spontanés	144
3.1.2. Analyse statistique des VTS.....	146
3.2. Variables physiologiques	147
3.3. Variables cinématiques	153
3.3.1. Analyse des paliers de vitesse précédant et suivant la transition.....	153
3.3.2. Analyse des cycles locomoteurs précédant et suivant la transition	157
4. Discussion	163
4.1. Effet de l'apprentissage sur les modes de locomotion préférentiels autour de la transition.....	163
4.2. Pourquoi le pattern de marche athlétique devient-il préférentiel par rapport à la course après l'apprentissage ?.....	165
4.2.1. Rôle des paramètres physiologiques	165
4.2.2. Rôle des caractéristiques spatio-temporelles de la foulée	165
4.2.3. Rôle de l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps.....	167
4.2.4. Rôle de la dynamique du pattern de coordination	168
DISCUSSION GENERALE	171
I. La réorganisation du mouvement avec la pratique	173
1. Complexité de l'analyse	173
2. Reproductibilité des résultats sur la réorganisation du mouvement avec la pratique..	175
3. « Stratégies » de la maîtrise des degrés de liberté	178
4. Nos résultats peuvent-ils être comparés aux prédictions du modèle dynamique de l'apprentissage ? : Ouverture et limites de nos analyses.....	180
II. Rôle de l'énergie métabolique et facteurs qui sous-tendent l'organisation du système locomoteur	184
1. Lors de l'apprentissage d'un mode de locomotion biomécaniquement contraint	185
2. Lors de l'adoption d'un pattern locomoteur préférentiel.....	189
Références bibliographiques	192
Index des figures	207
Index des tableaux	212
Annexes	214

INTRODUCTION GENERALE

Malgré la simplicité apparente de certaines actions humaines, comme marcher ou courir, ces dernières impliquent des processus d'une très grande complexité, mettant en interaction un nombre important de degrés de liberté qui constituent le système à plusieurs niveaux (i.e., cellulaire, neuronal, musculaire, articulaire, etc). Par exemple, sur les plans moteur et sensoriel, le corps humain dispose de plus de 700 muscles, de 110 articulations et d'une multitude de récepteurs cutanés, articulaires, musculaires, vestibulaires ou visuels, transmettant au cours du mouvement une multitude de signaux. En dépit de cette complexité, les humains arrivent à produire des mouvements stables et reproductibles. La question qui a intéressée tout un champ de recherche est de comprendre de quelle manière les individus arrivent à coordonner et contrôler l'ensemble des éléments du système.

Bernstein (1967) postule que la réalisation d'un geste coordonné repose sur le problème de la réduction et de la maîtrise des degrés de liberté redondants. Selon les théories classiques du contrôle moteur, ce problème est résolu par l'élaboration et le stockage de programmes moteurs au niveau du système nerveux central. Plus récemment, le développement des sciences de la complexité et de nouvelles technologies d'analyse du mouvement ont permis d'amener un nouveau regard à la compréhension du problème évoqué par Bernstein (1967). Ainsi, la résolution de la complexité initiale semble être le résultat d'une auto-organisation ne nécessitant pas de recours particulier à des prescriptions centrales. Selon les théories d'auto-organisation, tout mouvement émerge de l'interaction des contraintes appliquées au système, notamment par la tâche, l'environnement et l'organisme (Newell, 1986). Comme dans beaucoup de systèmes physiques complexes existants dans la nature, il existe une apparition de formes identifiables (exemple : « les rouleaux de Bernoulli ») qui est synonyme en contrôle moteur à l'apparition de structures de coordination donnant naissance à des comportements attracteurs qualifiés de « préférentiels ». L'étude macroscopique de l'apparition et de l'évolution de la coordination permet la réduction de la complexité de l'analyse et rend possible la compréhension des principes généraux de l'émergence de la coordination et de son contrôle, notamment lors de l'**apprentissage moteur**. Toutefois, cette théorie n'apporte pas de prédictions quand aux facteurs qui pourraient sous-tendre l'auto-organisation et l'émergence de comportements préférentiels.

Dans cette perspective, il semble important de prendre en considération le fait que l'Homme est un organisme biologique disposant d'un système sensoriel développé sur la base duquel certains comportements moteurs peuvent être régulés. Ainsi, partant de la théorie de

l'auto-optimisation métabolique (Sparrow, 1983), Sparrow et Newell (1998) proposent que tout mouvement soit non seulement le résultat de l'interaction des contraintes qui s'appliquent au système mais résulte aussi de la capacité de l'Homme à réduire sa dépense énergétique métabolique. De cette façon, les comportements préférentiels coïncideraient avec les comportements optimaux d'un point de vue métabolique et l'évolution de la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage moteur serait sous-tendue par une recherche d'optimisation métabolique (Sparrow, Hughes, Russell, & Le Rossignol, 1999; Lay, Sparrow, Hughes, & O'Dwyer, 2002).

La locomotion humaine a très souvent servi de support aux études sur les coordinations motrices et sur l'optimisation métabolique. En effet, la théorie de l'optimisation métabolique (Sparrow, 1983) postule que les patterns locomoteurs humains tendent à s'organiser à un niveau cinématique face aux contraintes dans un souci de minimisation de l'énergie métabolique. Historiquement, la marche et la course, qui présentent les activités les plus courantes chez les humains, ont façonné à travers des millions d'années d'évolution les caractéristiques morphologiques, physiologiques et biomécaniques de l'Homme (Bramble & Lieberman, 2004). Ainsi, les différentes modalités d'adaptation du système locomoteur étudiées par exemple à travers le développement de la marche chez l'enfant ou à travers les adaptations à court terme face à un régime de contraintes (exemple : variation de vitesses de déplacement), révèlent certains principes d'auto-organisation intéressants. Récemment, un grand nombre d'études se sont focalisées sur la compréhension des transitions marche-course, qui selon Farley et Ferris (1998) permettent de comprendre les déterminants de la locomotion humaine.

L'originalité de ce travail de thèse réside principalement dans le choix d'une habileté motrice complexe, la marche athlétique, qui permet de croiser deux champs théoriques, le premier portant sur l'apprentissage moteur et le deuxième sur les transitions locomotrices. En effet, la réalisation de cette habileté sportive nécessite un apprentissage afin de réussir à atteindre des vitesses élevées en respectant les contraintes règlementaires imposées par la fédération internationale (IAAF, appui permanent au sol et jambe tendue depuis son entrée en contact au sol jusqu'à son passage à la verticale). Ainsi, d'un point de vue dynamique, cela implique que le pattern de la marche athlétique n'existe pas dans la dynamique intrinsèque initiale du système locomoteur, formée par deux comportements attracteurs (la marche et la course) qui seront spontanément adoptés à des valeurs précises d'un paramètre de contrôle (la

vitesse de déplacement : Diedrich & Warren, 1995). Les études sur les transitions marche-course ont permis de mettre en évidence des caractéristiques d'auto-organisation du système locomoteur, au même titre que les travaux sur les transitions de coordinations bimanuelles (Kelso, Holt, Rubin, & Kugler, 1981; Kelso, 1984) qui ont contribué également au domaine de l'apprentissage moteur. De plus, un grand nombre d'études sur les transitions se sont focalisées sur la compréhension des déclencheurs de ces transitions définis comme des facteurs qui sous-tendent l'adoption d'un pattern locomoteur préférentiel (Hanna, Abernethy, Neal, & Burgess-Limerick, 2000; Raynor, Yi, Abernethy, & Jong, 2002; Segers, Aerts, Lenoir, & De Clercq, 2006; Segers, Lenoir, Aerts, & De Clercq, 2007a). Dans cette perspective, récemment, Ziv et Rotstein (2009) montrent que des experts en marche athlétique retardent le moment de la transition et ce pour des raisons non métaboliques. Cependant, dans cette étude aucune précision n'est donnée sur la nature qualitative du pattern (coordinations) qu'adoptent ces experts avant la transition vers la course. S'agit-il de la marche athlétique, qui se représenterait un pattern qualitativement différent de celui de la marche rapide et dans ces cas pour quelles raisons les experts retardent leur transition ?

Notre travail est organisé de la manière suivante. Nous commencerons par présenter le cadre théorique, divisé en trois parties. Dans la première partie, principale dans ce travail, nous nous intéresserons au domaine de l'apprentissage moteur suivant deux approches différentes. Dans la première approche, nous exposerons les connaissances sur les stratégies (Bernstein, 1967 ; Newell & Van Emmerik, 1989) et les étapes (Newell, 1985) de la réorganisation du mouvement qui nécessitera l'introduction des principes généraux de l'approche dynamique de l'apprentissage moteur. Dans la deuxième approche, nous aborderons la théorie de l'optimisation métabolique (Sparrow, 1983) et nous introduirons les études qui mettent en avant un lien entre les processus énergétiques métaboliques, la perception de l'effort et la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage moteur. Dans la deuxième partie du cadre théorique, nous définirons les spécificités de l'habileté motrice globale que nous étudions, la marche athlétique. Dans cette perspective, nous établirons les caractéristiques qui différencient ce mode de locomotion original, de la marche normale et de la course. Cela nous amènera à la partie finale du cadre théorique portant sur l'apport du domaine des transitions entre modes de locomotion, à la compréhension de la dynamique intrinsèque du système locomoteur formé initialement par deux comportements attracteurs. Nous aborderons enfin les différentes hypothèses sur la nature des déclencheurs considérés comme des facteurs favorisant l'adoption d'un pattern locomoteur préférentiel.

Nous présenterons ensuite notre partie expérimentale organisée en trois études visant à répondre à trois questions : (1) de quelle façon se réorganise le mouvement lors de l'apprentissage d'un nouveau mode de locomotion biomécaniquement contraint par une réglementation ; (2) quel est le rôle de l'énergie métabolique et de la perception de l'effort dans ce processus ; (3) quelle(s) conséquence(s) pourrai(en)t avoir cet apprentissage sur la dynamique initiale du système locomoteur (test de transition marche-course) et sur les facteurs (déclencheurs des transitions marche-course), notamment l'énergie métabolique, favorisant l'adoption d'un pattern préférentiel. La première étude aura pour objectif d'amener des éléments de réponse aux deux premières questions à travers un protocole d'apprentissage de la marche athlétique où nous imposons trois contraintes biomécaniques liées aux spécificités techniques et réglementaires de cette habileté sportive. Pour ce faire, nous analyserons à la 1^{ère}, 4^{ème} et 7^{ème} (dernière) séance de pratique l'évolution de plusieurs paramètres cinématiques, physiologiques et des scores de la perception de l'effort différenciée (centrale et périphérique). La deuxième étude s'intéressera exclusivement au processus de la réorganisation du mouvement (question 1) lors des quatre premières séances de pratique de la marche athlétique à différentes vitesses, à travers l'analyse de l'évolution des valeurs cinématiques à toutes les séances de pratique. Enfin, dans la troisième étude, qui fait partie du protocole expérimental de l'Étude 1, nous testerons le poids de l'apprentissage de la marche athlétique sur la dynamique initiale du système locomoteur (question 3) et nous identifierons des facteurs susceptibles d'influencer l'adoption d'un pattern préférentiel. Pour ce faire, nous comparerons plusieurs variables (physiologiques et cinématiques) entre deux tests de transition réalisés avant et après les 7 séances d'apprentissage.

Enfin, une discussion générale synthétisera les résultats expérimentaux principaux et les confrontera aux prédictions théoriques de la littérature. Nous y présenterons l'originalité du protocole expérimental avant d'en formuler les limites. Nous ouvrirons ensuite notre réflexion sur les perspectives scientifiques qu'offre ce travail de recherche.

CADRE THEORIQUE

I. Apprentissage moteur

1. Réorganisation du mouvement complexe

Un très grand nombre de travaux dans le champ de l'apprentissage moteur, se sont intéressés à des tâches relativement simples ne sollicitant que très peu de ressources attentionnelles et souvent maîtrisables après peu de temps de pratique. Wulf et Shea (2002) montrent que les principes dérivés de ces études sur des tâches simples ne peuvent pas être généralisés à l'apprentissage des tâches complexes (Wulf & Shea, 2002), qui constituent une grande partie des actions de l'Homme, surtout dans le domaine sportif. Afin de comprendre l'apprentissage en tant que « processus » et non simplement par rapport au résultat souvent mesuré par la performance globale, il semble intéressant de considérer le niveau de complexité des tâches. A ce sujet, Wulf et Shea (2002) s'accordent pour conclure que les tâches complexes peuvent être distinguées des tâches simples par les trois critères suivant : (a) elles ne peuvent pas être maîtrisées (ou apprises) en une seule session, (b) elles impliquent plusieurs degrés de liberté¹ et (c) elles présentent une pertinence écologique (un sens ou une utilité).

Dans ce travail doctoral, l'habileté motrice étudiée (i.e., marche athlétique) est considérée comme complexe et globale (i.e., gross motor skill) mettant en jeu l'interaction de l'ensemble des segments corporels. En effet, la complexité du comportement humain résulte du nombre important de degrés de liberté qui le constituent à plusieurs niveaux (i.e., cellulaire, neuronal, musculaire, articulaire). La question qui a motivé tout un champ de recherche scientifique concerne la façon avec laquelle est régulé efficacement un système d'une telle complexité. Ce questionnement, selon Turvey, Shaw et Mace (1978), émerge de deux problèmes majeurs. Le premier est relatif au nombre important de degrés de liberté mis en jeu lors d'un mouvement, rendant l'hypothèse de leur contrôle individuel par le SNC impossible. Le deuxième problème, mis en avant par Bernstein (1967), est en rapport avec l'ambiguïté des liens existants entre la commande motrice, les forces musculaires produites et le mouvement résultant, connue en français sous le terme d'« équivocité » (Bardy, 2006). Ce principe peut être illustré par le fait qu'une même commande motrice (ou une force) peut engendrer

¹ Nombre de variables susceptibles de varier indépendamment les unes des autres.

différents mouvements, mais aussi un même mouvement peut être produit par différentes commandes motrices (ou forces).

De cette façon, la réduction de la complexité du système semble essentielle pour la compréhension des principes qui gouvernent l'organisation du mouvement (à court terme comme par exemple lors d'un lancer ou d'un saut et à long terme notamment lors de l'apprentissage). Les théories d'auto-organisation, issues d'une approche dynamique des systèmes complexes, proposent des outils qui facilitent la compréhension des processus mis en place, notamment lors de l'apprentissage complexe.

1.1. **L'approche dynamique non linéaire du comportement moteur**

S'appuyant sur les sciences de la complexité, l'approche dynamique non-linéaire puise ses concepts dans l'analyse des phénomènes « collectifs » observés dans les systèmes complexes naturels. Cette approche s'intéresse principalement à l'émergence de formes stables et identifiables sous l'effet des contraintes² qui s'exercent sur le système (Haken, 1983) sans nécessité de recours à des systèmes de mémoire ou des programmes moteurs stockés à un niveau central. Plus spécifiquement, dans la motricité humaine, il s'agit d'étudier à une échelle macroscopique, l'évolution dans le temps des configurations spatio-temporelles ou des coordinations existantes entre les différentes composantes du système moteur. L'objectif des recherches sur l'auto-organisation des systèmes complexes est tout d'abord de comprendre d'un point de vue qualitatif les principes dynamiques globaux du système, qui classifient les comportements selon des attracteurs et des points de bifurcation, puis de développer des modèles quantitatifs des déterminants de ces phénomènes dynamiques.

1.1.1. Les principes généraux

Le comportement moteur peut être décrit en termes de paramètres d'ordre, qui sont des variables collectives capturant, au niveau macroscopique, l'état de l'organisation d'un système (Haken, 1983). Le comportement moteur révèle la présence de certains patterns de coordinations stables qui sont spontanément adoptés en fonction des contraintes constitutives

² Contraintes ici, fait référence à tout facteur susceptible de limiter les degrés de liberté du système, c'est-à-dire ses possibilités d'action

du système. Ces comportements qualifiés de naturels, spontanés ou préférentiels sont connus sous le terme d'attracteurs. En effet, les premières expériences ayant mis en avant ces principes dans le domaine de la motricité humaine sont celles de Kelso et ses collaborateurs (Kelso, Holt, Rubin, & Kugler, 1981; Kelso, 1984) sur les coordinations bimanuelles (Figure 1).

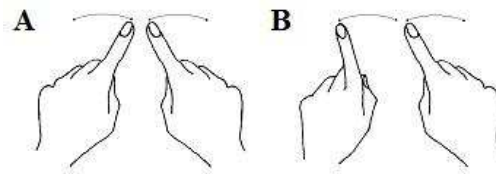


Figure 1. Tâche de coordination bimanuelle de Kelso et al. (1981), représentant les coordinations en phase (A) et en antiphase (B).

Kelso et ses collaborateurs constatent que, lors de la réalisation de cette tâche, les sujets adoptent spontanément deux modes de coordination : le pattern en phase (0° de phase relative) caractérisé par la contraction simultanée des muscles homologues des index (Figure 1 A) et le pattern en anti-phase (180° de phase relative) défini comme la contraction simultanée des muscles non homologues des effecteurs (Figure 1 B). Ces deux attracteurs qui définissent la dynamique intrinsèque du système (i.e. tendances spontanées du système), sont ainsi distingués par des valeurs précises du paramètre d'ordre représenté par une phase relative défini par le décalage temporel entre les deux index. En effet, dans cette expérience, il a été demandé aux sujets d'osciller leurs index en anti-phase sans fournir d'effort pour maintenir cette coordination. Avec l'augmentation graduelle de la fréquence d'oscillation, qui représente un paramètre de contrôle, une bifurcation ou transition abrupte se produit vers le pattern de coordination en phase à une valeur critique de la fréquence. Ainsi, ce type de protocole met en évidence des caractéristiques dynamiques non-linéaires du comportement moteur, où la variation continue d'un paramètre de contrôle (i.e., la fréquence) induit une bifurcation abrupte du comportement moteur indiquant une non-linéarité. Nous reviendrons sur ces caractéristiques dynamiques non-linéaires, dans la partie II.1, pour décrire plus en détail des transitions similaires observées entre les modes de locomotion.

Il est possible de modéliser la dynamique intrinsèque d'un système en fonction de l'évolution des valeurs d'un paramètre d'ordre. Il s'agit d'une fonction potentielle dans laquelle, nous remarquons non seulement l'existence d'attracteurs à certaines valeurs de ce

paramètre d'ordre, mais aussi de repellants définis comme les coordinations les plus instables ou les plus « antinaturelles » (Delignières, 2004). D'une manière conventionnelle, les attracteurs sont représentés par des « vallées » de profondeur plus ou moins accentuée selon la force de l'attracteur associée à sa stabilité et les repellants par des « collines » (Figure 2).

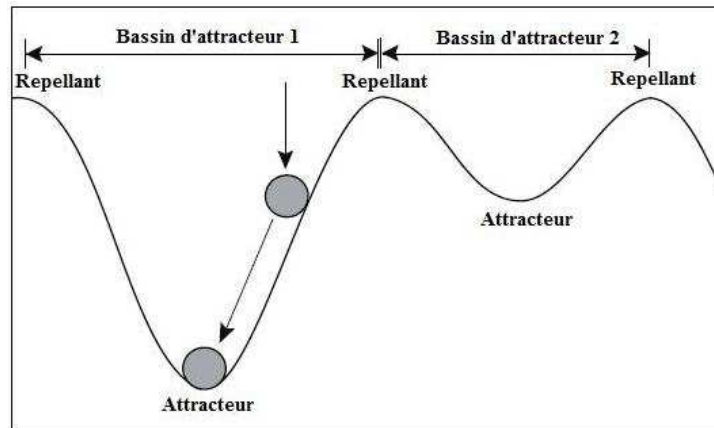


Figure 2. Représentation schématique de la fonction potentielle décrivant le paysage d'attracteur. Les attracteurs correspondent aux coordinations préférées du système, et les repellants aux coordinations les plus instables. Le trajet de la bille représente l'évolution de la coordination, à partir d'un quelconque état initial. (D'après Delignières, 2004).

Une bille qui tombe dans ce paysage d'attracteurs, se réfugiera naturellement dans un bassin d'attracteur ou dans une vallée (puits de potentiel). De la même façon, l'homme tend à adopter naturellement les patterns de coordination les plus stables. Dans ce cas, la trajectoire de la bille caractérise l'évolution de la coordination ou de la dynamique intrinsèque du système (Delignières, 2004). Pour résumer, face à un certain niveau de contraintes, le système s'organise en adoptant l'état de coordination disponible, intrinsèquement plus stable et le plus optimal ou économique.

1.1.2. L'apprentissage moteur selon l'approche dynamique

Dans le cadre d'une approche dynamique, les travaux sur l'apprentissage moteur s'intéressent à la question de « qu'est-ce qu'apprendre » en se centrant sur la coordination motrice et non sur la performance réalisée. Ces travaux essaient, dans un premier temps, de comprendre les conditions initiales de l'apprentissage définies par la dynamique intrinsèque sur laquelle le nouveau pattern à apprendre viendra se greffer (Figure 3). Dans un deuxième temps, ces travaux s'intéressent à l'évolution temporelle de la coordination, pour répondre à la

question du « comment » les nouveaux patterns de coordination et de contrôle du corps émergent au cœur du processus de l'apprentissage. Cette approche a ainsi permis d'apporter une nouvelle compréhension de l'acquisition d'une habileté motrice en changeant le niveau et l'échelle d'analyse de ce processus.

L'apprentissage est considéré comme une recherche exploratoire de nouveaux comportements orientée par des lois dynamiques et non par des procédures de recherches mnésiques illustrant la conception traditionnelle de l'apprentissage. L'apprentissage est ainsi défini par la construction et/ou la stabilisation d'un état attracteur comportemental (Zanone & Kelso, 1992) qui satisfait au but de la tâche et qui définit la coordination experte. De plus, l'émergence du comportement expert est conçue comme discontinue et non-linéaire. Cette discontinuité peut être évaluée par l'analyse de l'évolution qualitative du comportement (i.e. coordinations). Partant de ce principe, la conception classique d'un apprentissage continu (sous la forme d'une loi Puissance) mettant la performance au centre du processus, ne peut pas être généralisée au domaine de l'évolution des coordinations motrices.

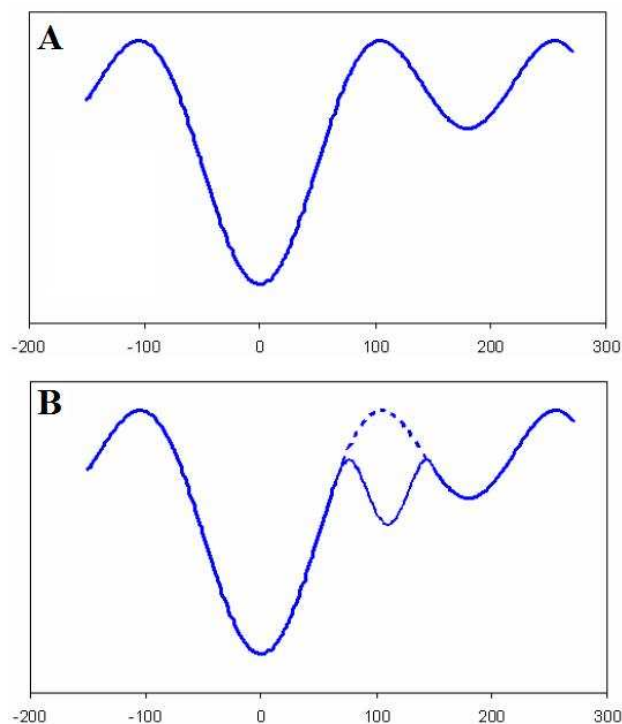


Figure 3. Représentation schématique du paysage d'attracteurs (dynamique intrinsèque) avant (A) et après (B) l'apprentissage. Dans cet exemple, (A) décrit une bi-stabilité du système (coordination en phase et en antiphase, 0° et 180° de phase relative respectivement) et (B) indique l'apparition d'un nouvel attracteur qui définit la coordination apprise de 90° de phase relative. (D'après Zanone et Kelso, 1992).

En effet, un caractère abrupt des transitions entre le pattern de coordination spontanée et le pattern de coordination à apprendre, a été mis en évidence par Zanone et Kelso (1992) dans la tâche de coordination bimanuelle. Les sujets de cette étude devaient apprendre à produire avec leurs index une phase relative de 90° , une coordination instable qui n'appartient pas au répertoire des patterns préférentiels ou à la dynamique intrinsèque (situation de « compétition »). A la fin de l'apprentissage, et grâce à un protocole de scanning, les auteurs montrent que le pattern en 90° devient préférentiel et se comporte comme un nouvel attracteur (Figure 3). Ces auteurs montrent ainsi une discontinuité dans l'acquisition de cette habileté motrice, assimilée à une transition de phase abrupte d'un état stable vers un autre. Par contre, ces expériences révèlent que si le pattern de coordination à apprendre est proche d'un pattern préférentiel (situation de « coopération »), aucune transition ne sera observée.

Plus récemment, pour étudier la nature de l'évolution des coordinations avec l'apprentissage, Nourrit et al. (2003) s'intéressent à une tâche sportive impliquant le corps entier sur simulateur de ski (Figure 6). Les participants ont réalisé 390 essais d'une minute, répartis sur 13 semaines de pratique où la consigne était d'osciller de manière ample. Les résultats montrent que la transition du comportement novice au comportement expert se déroulait sur une période de plusieurs semaines, ne présentant pas de cette façon un caractère abrupt. Cependant, les participants de cette étude n'adoptent pas de comportements intermédiaires. La phase de transition était caractérisée par une exploration alternée de 2 modes distincts de coordinations, l'un débutant et l'autre expert, et cela même d'un cycle à l'autre à l'intérieur d'un essai. Cette alternance permet au débutant d'explorer la coordination experte en ayant la possibilité de revenir à tout moment au comportement initial qu'il maîtrise d'une façon satisfaisante (Teulier & Nourrit-Lucas, 2008). Après cette phase d'alternance, le comportement expert va être exclusivement adopté. Les mêmes résultats ont été retrouvés dans une tâche d'oscillation latérale sur une balançoire expérimentale où une phase d'alternance a caractérisé le passage entre la coordination débutante et experte (Teulier & Delignieres, 2007).

La partie ci-dessus montre que le système moteur est gouverné par la présence d'une auto-organisation dans les patterns de coordination. L'objectif des théories de l'auto-organisation est de pouvoir proposer des prédictions concernant le comportement moteur qui va être adopté face aux différentes contraintes. Nous introduirons dans la partie suivante, le réseau de contraintes proposé par Newell (1986).

1.1.3. Auto-organisation et Réseau de contraintes

Les recherches récentes dans le domaine du comportement moteur ont mis l'accent sur le rôle des phénomènes dynamiques d'auto-organisation existants dans la coordination et le contrôle des mouvements (Kugler & Turvey, 1987; Schoner & Kelso, 1988). Le principe à la base de ces recherches postule que toute coordination motrice émerge de l'interaction entre les éléments constitutifs du système³.

Les contraintes forment l'ensemble des facteurs qui peuvent limiter les degrés de liberté ou les possibilités d'action. Selon Newell (1986), ces contraintes peuvent être classées en trois catégories, liées soit à l'organisme, soit à la tâche, soit à l'environnement. Ainsi, l'émergence d'une coordination devient possible grâce à l'interaction de ces trois catégories de contraintes (Figure 4).

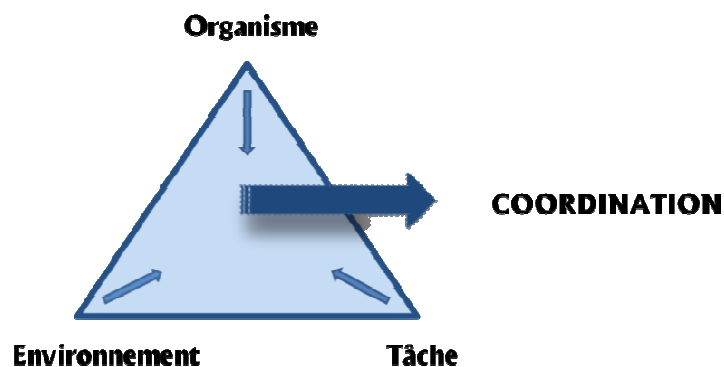


Figure 4. Emergence d'une coordination sous l'influence des diverses contraintes (Newell, 1986).

Les contraintes liées à l'organisme peuvent être définies comme tout paramètre perceptuel, physique ou cognitif, à tous les niveaux d'analyse, allant du comportemental au cellulaire. A un niveau comportemental ou macroscopique, les contraintes de l'organisme sont celles qui imposent une limitation physique (anatomique ou physiologique) à la réalisation d'une tâche. Ces contraintes peuvent être indépendantes ou dépendantes du temps. Les contraintes indépendantes du temps ou structurelles, sont liées aux caractéristiques du corps comme le poids, la taille, la forme. Les contraintes dépendantes du temps ou fonctionnelles sont liées aux propriétés du système neuro-musculo-squelettique comme l'activation

³ Le terme « système », pris ici en son sens large, fait référence non seulement à l'organisme mais aussi à son environnement.

neurologique ou l'état de fatigue à un instant donné et font appel à l'expérience propre du sujet dans une habileté motrice.

Les contraintes liées à la tâche sont définies par rapport au but de l'activité et à ses contraintes spécifiques. Il est possible de classer ces contraintes en trois catégories d'activités (Newell, 1986). La première catégorie fait référence aux activités contraintes par une réglementation qui impose un but final spécifique. La plupart des sports de balles font partie de cette catégorie où la réglementation est, par exemple, de mettre le plus de buts. Dans ce cas, la réglementation dicte la conduite générale à adopter, sans contraindre directement les mouvements biomécaniques de chaque joueur. La deuxième catégorie fait référence aux activités contraintes par un instrument ou un dispositif spécifique, comme un véhicule ou un outil. Ces dispositifs contraignent directement le mouvement en imposant au sujet certaines restrictions biomécaniques. Un vélo, par exemple, impose des mouvements circulaires au niveau des membres inférieurs. La dernière catégorie concerne les activités biomécaniquement contraintes. Ce type de contraintes est lié à la définition même de l'activité, comme par exemple la course, la marche ou la natation. Dans ce travail de thèse, nous nous sommes intéressés à une activité sportive, biomécaniquement contrainte par sa réglementation. La marche athlétique peut être distinguée de la course par la contrainte qui impose qu'un pied reste en contact permanent au sol. En enfreignant cette règle, l'athlète gagne l'avantage d'être libéré de cette contrainte. De plus, la réglementation impose que la jambe d'appui reste tendue du moment de son entrée en contact avec le sol jusqu'à son passage à la position verticale (IAAF, 1995). Par cette contrainte, la marche athlétique peut ainsi être distinguée de la marche normale. Nous détaillerons, dans la fin de la deuxième partie du cadre théorique, les spécificités biomécaniques et énergétiques propres à cette activité.

Enfin, les contraintes de l'environnement font référence à tout facteur extérieur à l'organisme et non lié à la tâche. En général, dans la plupart des études, les contraintes de l'environnement ne sont pas manipulées, sauf lorsque l'objectif porte sur l'influence de ces dernières. Nous pouvons retrouver dans cette catégorie des facteurs comme la luminosité, le climat ou le bruit. Les forces gravitationnelles sont aussi considérées comme des contraintes importantes qui vont influencer la configuration et l'amplitude des mouvements de l'organisme.

Il reste à savoir comment sont maîtrisés les degrés de liberté redondants à différents niveaux pour produire une action habile. Dans ce cadre, l'apprentissage consiste à maîtriser les différents degrés de liberté pour les rendre contrôlables (Bernstein, 1967). Dans la partie suivante, nous développerons les travaux de Bernstein (1967) fondés sur le problème de la réduction des degrés de liberté lors de l'apprentissage d'une nouvelle habileté motrice complexe. Nous introduirons ensuite les travaux de Newell (1985) qui décrivent comment le mouvement s'auto-organise lors de l'apprentissage, en suivant des étapes successives.

1.2. Maîtrise des degrés de liberté et étapes de l'apprentissage moteur

Selon Bernstein (1967, p. 127), la notion de coordination se définit comme étant le « processus de maîtrise des degrés de liberté⁴ de l'organisme, pour en faire un système contrôlable ». Ainsi, Bernstein (1967) émet l'hypothèse que ces degrés de liberté ne sont pas contrôlés individuellement. En fait, l'émergence des synergies, à savoir une ou des forme(s) collective(s), résultera en un assemblage spatio-temporel des degrés de liberté du système. Ce sont ainsi les liens qui ressortent de ces assemblages sous forme de structures coordinatives, connus sous les termes de variables essentielles (Kugler, Kelso, & Turvey, 1980), variables collectives (Newell, 1986), ou paramètres d'ordre (Haken, 1977; Haken, 1983; Haken, 1996), qui seront maîtrisés.

1.2.1. Les stratégies

Sens universel de la maîtrise des degrés de liberté

Confronté pour la première fois à une habileté motrice, le sujet débutant s'impose, dans un premier temps, des contraintes en « rigidifiant » (i.e. *freezing*) les degrés de liberté redondants et/ou en « couplant » les actions multi-articulaires. Ainsi, ces stratégies (i.e., blocage et couplage) de recherche de variables collectives réduiront considérablement le nombre de degrés de liberté impliqués.

⁴ Les degrés de liberté biomécaniques, impliqués dans le mouvement d'un segment corporel, sont déterminés par le nombre de plans perpendiculaires dans une surface articulaire. L'épaule, par exemple, présente 3 plans de mouvements perpendiculaires, à travers l'articulation gléno-humérale, par rapport au segment du bras. Ainsi, dans des tâches de lancer, Higgins (1977) montre qu'en moyenne 17 degrés de liberté biomécaniques sont impliqués de l'épaule jusqu'aux doigts.

Dans un deuxième temps, avec la poursuite de la pratique, les restrictions de blocage et de couplage se relâchent (i.e., *freeing*). Ainsi, un nombre plus important de degrés de liberté varient indépendamment, une coordination plus adaptée émerge, et le comportement devient moins rigide. Dans un troisième temps, l'accès au comportement expert démontre une exploitation optimale des forces passives (i.e. réactives et inertielles) qui émergent des interactions avec l'environnement. Par exemple, dans la tâche de balancers sur barres parallèles, Delignières et al. (1998) montrent que le gymnaste expert présente une coordination beaucoup plus complexe qu'un sujet novice. Cette coordination experte permet d'exploiter les forces passives dues à la gravité, durant la phase descendante des balancers, en augmentant la distance entre le centre de gravité et l'axe de rotation. De la même façon, pour optimiser son mouvement durant la phase ascendante, l'expert diminue le travail résistant de la gravité en réduisant la distance entre le centre de gravité et l'axe de rotation. Cette exploitation optimale des forces passives est souvent synonyme de maîtrise de la co-contraction musculaire et plus spécifiquement d'efficacité énergétique (Bernstein, 1967).

Pour résumer, le postulat de base formulé par Bernstein (1967) est que l'organisation du mouvement progresse avec l'apprentissage moteur, suivant le *sens universel*, d'une implication réduite à une implication plus large des degrés de liberté. La possibilité de l'existence d'un *sens universel* au relâchement des degrés de liberté a été testée par la suite dans plusieurs études. Le blocage initial (*freezing*) des degrés de liberté a été clairement établi dans des tâches de signature sur un tableau (Newell & Van Emmerik, 1989), de fléchette (McDonald, Van Emmerik, & Newell, 1989) ou de préhension (Steenbergen, Marteniuk, & Kalbfleisch, 1995), en comparant les essais réalisés avec la main dominante (experte) et non-dominante (non experte). Lors de la tâche de signature sur un tableau, Newell et Van Emmerik (1989) mettent en avant que les amplitudes des déplacements verticaux des articulations principales du bras et du stylo sont plus importantes pour la main dominante comparée à la main non dominante (Figure 5). Leurs résultats semblent indiquer une stratégie de blocage pour la main 'novice' et un relâchement des degrés de liberté pour la main 'experte' où une augmentation des amplitudes articulaires est observée.

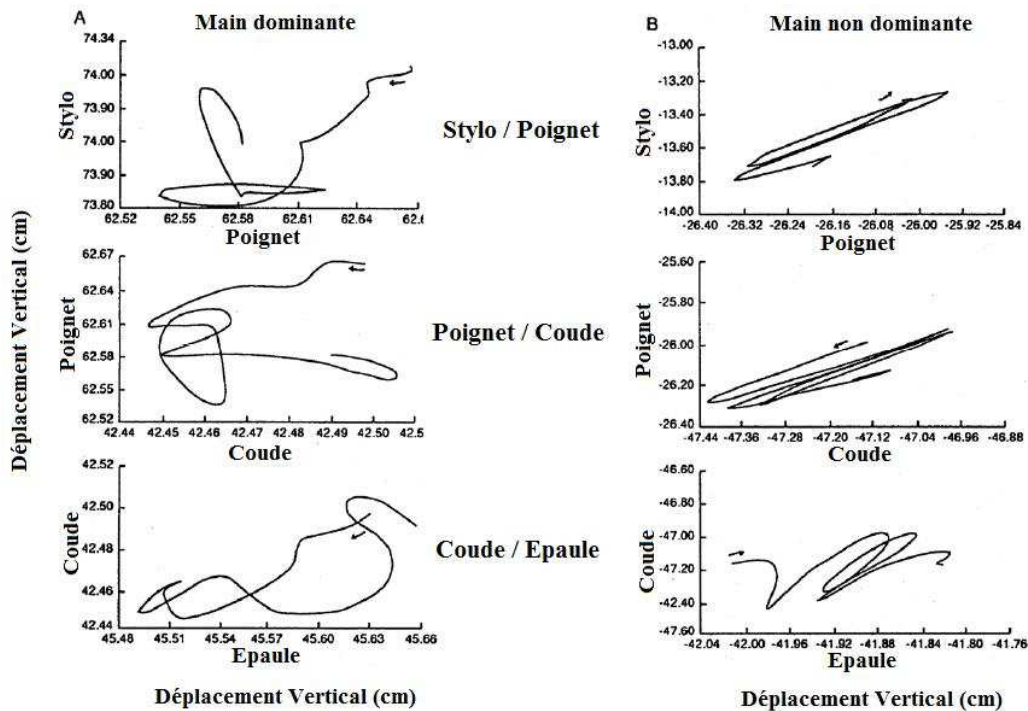


Figure 5. Résultats de l'étude de Newell et Van Emmerik (1989) sur la tâche d'écriture sur un tableau noir. Les graphes représentent les amplitudes des déplacements verticaux relatifs du stylo par rapport au poignet, du poignet par rapport au coude et du coude par rapport à l'épaule pour la main dominante et non dominante.

Vereijken, Whiting, Newell et Van Emmerik (1992) ont testé la stratégie de blocage-relâchement, dans une étude sur l'acquisition d'une habileté globale de slalom sur un simulateur de ski (Figure 6). Les participants devaient apprendre, sur sept séances, à osciller sur le dispositif en produisant les amplitudes les plus larges possibles. Le dispositif était monté avec des élastiques sur les côtés, réagissant aux forces créées par le sujet. Ces auteurs montrent qu'au début de la pratique les participants bloquent le mouvement de plusieurs articulations des membres inférieurs (cheville, genou) et du torse. Avec la pratique, les amplitudes articulaires augmentent, soutenant l'hypothèse d'un relâchement progressif des degrés de liberté.



Figure 6. Le simulateur de ski (d'après Vereijken et al., 1992).

Sens directionnel de la maîtrise des degrés de liberté

Les stratégies de blocage-relâchement ont été complétées par la mise en avant d'un sens directionnel dans la maîtrise des degrés de liberté. Les premiers travaux (Newell & Van Emmerik, 1989; Newell & Van Emmerik, 1990) se sont inspirés des recherches dans le domaine du développement moteur de l'enfant (GESELL, 1929; GESELL, 1946). Dans l'analyse de l'évolution du contrôle de la posture et de la locomotion chez l'enfant, deux stratégies fondamentales semblent s'imposer. En effet, la maturation des formes du mouvement, avec le développement, suit un ordre d'une grande constance. Premièrement, le développement du contrôle volontaire des muscles se réalise d'autant plus tôt qu'ils sont proches de la partie céphalique. Le contrôle musculaire s'achemine donc de la tête aux pieds (i.e., céphalo-caudal). Par exemple, les muscles du visage sont contrôlés en premier, puis l'enfant peut soulever sa tête avant qu'il ne parvienne à s'asseoir. Deuxièmement, la stratégie proximo-distale indique que les muscles des membres sont d'autant plus tôt sous le contrôle volontaire qu'ils sont proches de l'axe du corps. Le contrôle s'achemine alors du centre du corps à la périphérie. L'enfant contrôle en premier ses bras, puis ses mains et enfin ses doigts. Cette loi est marquée par une série d'étapes dans la coordination fine, qui a intéressée les théoriciens de l'apprentissage moteur complexe (Newell & Van Emmerik, 1989; Newell & Van Emmerik, 1990).

Ainsi pour généraliser ces concepts, plusieurs auteurs ont étudié l'évolution de l'organisation des degrés de liberté avec l'apprentissage de tâches variées. Comme mentionné dans la partie précédente, Newell et van Emmerik (1989) observent dans la tâche de signature sur un tableau que, par rapport à la main non dominante, où l'épaule est la seule articulation qui contribue au mouvement du bras, la signature avec la main dominante implique des articulations plus distales, comme le coude ou le poignet (Figure 5). De la même façon, Temprado, Della-Grasta, Farrell et Laurent (1997), s'intéressent aux stratégies proposées par Bershtein (1967). Ces auteurs comparent, au service de volleyball, la coordination intra-segmentaire de deux populations, l'une experte et l'autre novice (Figure 7). Les trajectoires de trois marqueurs situés au niveau de l'épaule, du coude et du poignet sont analysées. A partir de ces trajectoires, les valeurs et les signes (positif ou négatif) des cross-corrélations ont permis d'établir la force du couplage et le type de coordination (phase ou anti-phase) entre épaule-coude, coude-poignet et épaule-poignet. Les résultats mettent en avant une différence qualitative dans la coordination épaule-poignet entre novices et experts (Figure 7). En effet le

pourcentage de coordination épaule-poignet en phase est très important chez les novices, alors que cette coordination épaule-poignet est principalement en anti-phase chez les experts. Les conclusions mettent en avant un relâchement du mouvement du poignet chez les experts qui aurait permis l'émergence d'un nouveau type de coordination en anti-phase avec l'épaule. Ainsi, ce résultat peut être analysé comme conforme à l'hypothèse d'un relâchement proximo-distal des degrés de liberté avec l'apprentissage.

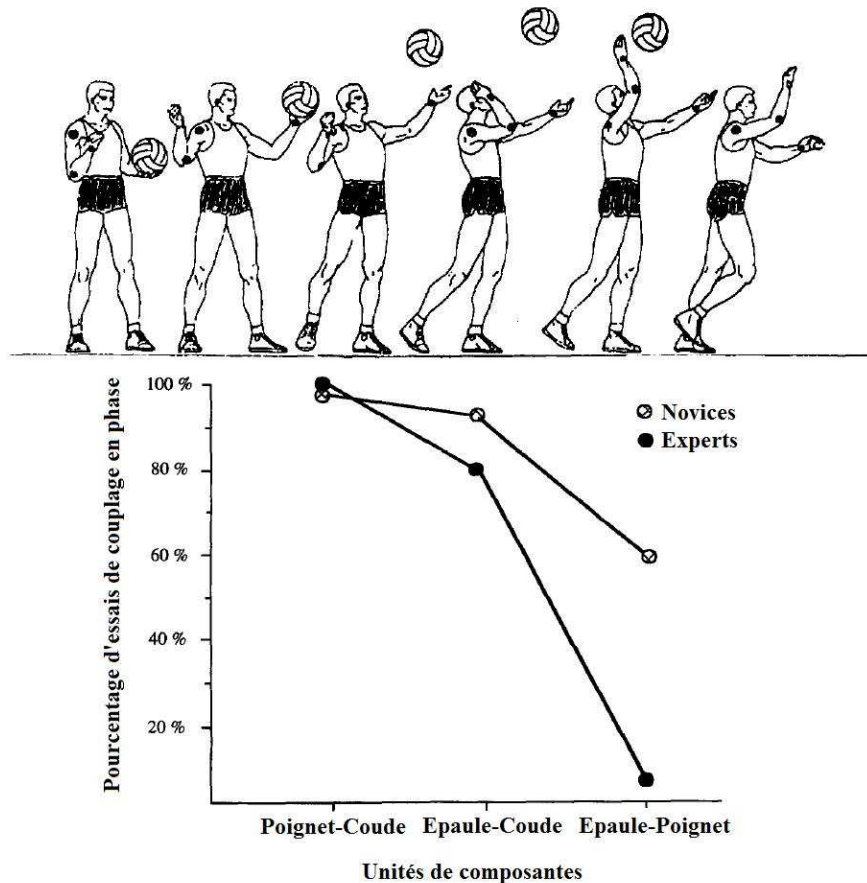


Figure 7. Illustration de la tâche de service au Volleyball et emplacement des marqueurs. Pourcentage d'essais de couplage en phase entre différentes unités de composantes (poignet-épaule, épaule-coude et épaule-poignet) pour les participants experts et novices. (D'après temprado et al., 1997).

Dans la tâche sur simulateur de ski, les débutants réalisent les mouvements de slalom en contrôlant d'abord l'articulation principale de la hanche (Vereijken et al., 1992). Avec la pratique, les participants contrôlent progressivement les articulations du genou et de la cheville en augmentant l'amplitude de leur mouvement, indiquant un relâchement qui suit la direction proximo-distale.

Bien que ces études aient trouvé certaines stratégies concernant la maîtrise des degrés de liberté, il semblerait que ces dernières ne soient pas généralisables à l'apprentissage de toutes les habiletés motrices complexes compte tenu des différentes contraintes qui constituent ou pèsent sur le système.

1.2.2. Etapes de l'apprentissage : coordination, contrôle et habileté

Inspiré par les travaux de Bernstein (1967) et ensuite de Kugler et al. (1980), Newell (1985) propose de lever l'ambiguïté existante, dans la littérature du comportement moteur, entre les termes de coordination, de contrôle et d'habileté. Cet auteur constate l'existence d'une hiérarchie dans l'apparition de la coordination, du contrôle et de l'habileté lors du processus d'apprentissage moteur et conceptualise ainsi un modèle de l'apprentissage en trois étapes distinctes.

La première étape de l'apprentissage, appelée par Newell (1985) « étape de coordination » (i.e., « coordination stage »), a pour but la résolution du problème de la redondance des degrés de liberté (Bernstein, 1967). Le débutant essaie d'établir les relations spatio-temporelles fondamentales entre les composantes du système moteur, qui définissent les caractéristiques topologiques spécifiques à une tâche (i.e., coordination). D'un point de vue théorique, la coordination peut se définir comme la relation existante entre le mouvement de deux segments d'un même membre (coordination intra-segmentaire) ou de deux membres ou segments de membres différents (coordination inter-segmentaire). D'un point de vue expérimental, la coordination peut-être quantifiée par le calcul des phases relatives qui représente le décalage temporel (estimé entre 0 et 360 degrés) entre la réalisation de deux événements clé de deux angles différents. En général, l'étape de coordination peut être très rapide, surtout pour les adultes et dans la mesure où la tâche est simple et/ou ressemble à des mouvements existant déjà dans le répertoire comportemental. L'apparition d'une coordination adaptée lors de l'apprentissage d'une tâche complexe en gymnastique par exemple, demandera un temps important de pratique. Une fois que le débutant a établi ces relations fondamentales qui lui permettent d'accomplir la tâche, le passage à l'étape supérieure de contrôle devient possible.

L'étape de « contrôle » (i.e., « control stage », Newell, 1985) fait référence à la manipulation et à la variation des paramètres topologiques du mouvement (i.e., paramétrisation). L'évolution paramétrique des valeurs attribuées à la fonction de coordination est ainsi maîtrisée. A ce stade, l'apprenant devient plus sensible aux dérivées d'ordre supérieur (Williams, Davids, & Williams, 1999). De cette façon, de nouvelles valeurs d'amplitude, de vitesse, d'accélération, ou de force du mouvement seront prescrites à la fonction de coordination. Avec l'augmentation de la pratique, les mouvements deviennent plus cohérents et la variabilité des mouvements des segments impliqués dans la coordination diminue.

Dans la troisième et dernière étape, appelée « habileté » (i.e., « skill stage »), l'apprenant est capable d'attribuer des valeurs optimales à la fonction de contrôle. L'étape d'« habileté » est aussi comprise en termes d'augmentation de l'efficacité énergétique. L'habileté est ainsi la capacité de coordonner et de contrôler le mouvement d'une façon économique en termes d'énergie métabolique pour accomplir le but de la tâche. Cependant, l'étape d'habileté n'est pas toujours facilement accessible ; elle requiert une durée de pratique importante pouvant s'étendre sur plusieurs années. Pour cette raison, cette étape est très difficilement observable dans les études expérimentales sur l'apprentissage moteur complexe.

Récemment, dans une étude de frappe en football, Chow, Davids, Button, et Koh (2008) testent l'organisation individuelle de la coordination suivant le modèle de Newell (1985) chez 4 participants novices . Ces auteurs démontrent l'évolution d'une étape de coordination à une étape de contrôle. L'étape de coordination est mise en évidence par les relations topologiques (coordination) entre genou-bassin et genou-cheville qui semblent ne plus varier avec la pratique (Figure 8), comme proposé par Newell (1985). Le passage à l'étape de contrôle est indiqué par une diminution de la variabilité de la coordination intra-segmentaire et par un meilleur contrôle des frappes avec la pratique, constaté par une adaptation de la vitesse de frappe aux différentes situations imposées par les expérimentateurs. Cependant, ces auteurs remarquent que la limite qui sépare ces deux étapes (coordination et contrôle) n'est pas claire. Ils proposent que les étapes du modèle de Newell (1985) puissent s'alterner (se chevaucher) d'une manière fonctionnelle, pour permettre l'exploration de meilleures solutions de mouvements.

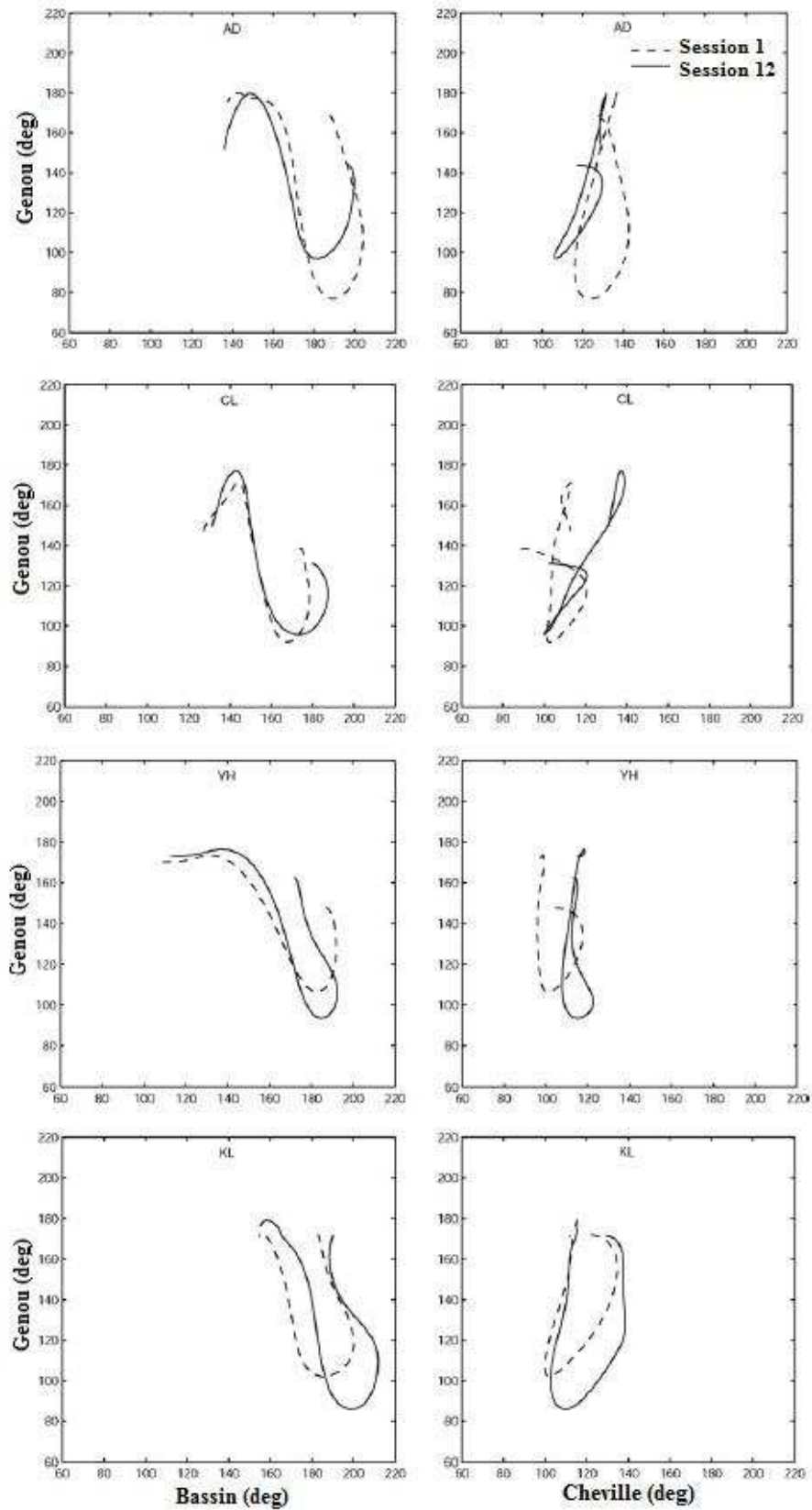


Figure 8. Diagrammes angle-angle (moyenne) pour les 4 participants montrant les relations genou-bassin et genou-cheville pendant une frappe au football, à la 1^{ère} et à la 12^{ème} session. (D'après Chow, Davids, Button, & Koh, 2008).

1.2.3. Effets des contraintes sur l'organisation du mouvement avec l'apprentissage

Après avoir présenté la nature des contraintes influençant l'émergence d'une coordination, nous allons montrer comment ces dernières peuvent influencer l'organisation du mouvement avec l'apprentissage. Plus spécifiquement, cela revient à montrer que les stratégies de maîtrise des degrés de liberté (sens universel et sens directionnel) de l'apprentissage présentées dans la littérature ne peuvent pas être généralisées à toute activité réalisée dans différentes conditions. De plus, certaines contraintes vont avoir un poids plus important que d'autres et pourront ainsi jouer un rôle prédominant dans la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage moteur (Delignières, Nourrit, Deschamps, Lauriot & Caillou, 1999 ; Temprado, Zanone, Monno & Laurent, 1999).

Effets des contraintes sur la maîtrise des degrés de liberté

Plusieurs études se sont consacrées à la compréhension des stratégies de l'apprentissage. Toutefois, les conclusions de ces études ne vont pas toujours dans le sens attendu (Newell & Vaillancourt, 2001).

Ainsi, Caillou, Delignières, Nourrit, Deschamps et Lauriot (2002), proposent de tester les stratégies de blocage-relâchement et couplage-découplage, dans une étude sur l'acquisition d'une tâche complexe de balancement sur stabilomètre, qui présente de nouvelles contraintes (par exemple, l'instabilité de la plateforme) par rapport aux tâches traditionnellement sur simulateur de ski (Figure 9). Neuf participants ont réalisé 5 séances de pratique comportant 10 sessions chacune. L'objectif était de maintenir la plateforme du stabilomètre le plus horizontal possible en gardant les bras à l'arrière du dos. Un premier résultat montre, à l'aide de l'analyse de cross-corrélations, qu'au début de la pratique les mouvements articulaires des membres inférieurs (hanche-genou, hanche-cheville) sont fortement couplés et liés au mouvement de la plateforme. Avec la pratique, ces couplages initiaux entre les mouvements articulaires des membres inférieurs sont relâchés. Un autre résultat indique une réduction significative de la variabilité des articulations de la hanche, du genou et de la cheville tôt dans l'apprentissage. Selon ces auteurs, la grande variabilité trouvée dans la première séance comparée aux dernières séances, va dans le sens inverse d'un blocage initial des degrés de liberté. Ces auteurs expliquent que la stratégie de blocage initial pourrait être spécifique à certaines tâches qui présentent des contraintes moins importantes de contrôle postural (comme

dans la tâche de signature sur un tableau de Newell et Van Emmerik (1989)) et/ou qui permettent une limitation des amplitudes d'oscillation (comme dans la tâche de simulateur de ski de Vereijken, 1992).

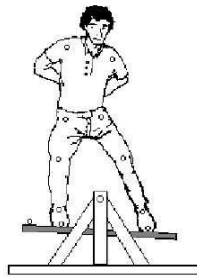


Figure 9. Le stabilomètre (d'après Caillou et al., 2002)

Les résultats de Caillou et al. (2002) remettent en cause la notion classique de stratégies et proposent que ces dernières soient fortement contraintes par les caractéristiques de la tâche. En effet, plusieurs études confirment le rôle important des contraintes du système dans le processus de l'organisation du mouvement lors de l'apprentissage moteur, réfutant l'existence de stratégies généralisables (Ko, Challis, & Newell, 2003; Hong & Newell, 2006).

D'une façon similaire, l'hypothèse de l'existence d'un sens directionnel (i.e., proximo-distal ou céphalo-caudal) dans la réorganisation des degrés de liberté est rapidement mise en cause. D'après Temprado et al. (1997), le relâchement proximo-distal mis en évidence dans leur étude sur le service au volleyball (Figure 7), est spécifique à cette tâche et émerge des contraintes qui constituent ou qui pèsent sur le système. Ces auteurs généralisent cette observation (réorganisation proximo-distale) à toutes les tâches de lancé ou de frappe, en indiquant que ces dernières sont gouvernées par des principes biomécaniques communs. Newell & Vaillancourt (2001) suggèrent que la réorganisation proximo-distale des degrés de liberté soit mieux adaptée aux tâches impliquant des liens dans une chaîne ouverte de segments (i.e. open chain linkages). Le travail de Broderick et Newell (1999), sur le rebond d'une balle de basketball, met en avant une réorganisation des degrés de liberté qui émerge à la fois du niveau proximal et distal et se répand vers le centre du membre sollicité. Selon ces auteurs, cela s'explique par le fait que cette tâche implique une contrainte importante à un niveau distal (i.e., la balle). L'ensemble de ces recherches s'accordent à dire que les stratégies mises en place lors de l'apprentissage d'une habileté complexe émergent de l'interaction des différentes contraintes et notamment des contraintes de la tâche.

Effets du poids des contraintes sur l'échelle de temps et la variabilité

Ces réflexions sur le rôle des contraintes, ont poussé Teulier & Nourrit-Lucas (2008) à analyser de plus près l'effet du poids des contraintes de la tâche sur certains aspects de l'apprentissage. Leurs constats sont tirés de l'analyse de plusieurs études portant sur des habiletés impliquant des niveaux de contraintes différents. Les études concernaient des tâches : (a) sur un simulateur de ski traditionnel (Teulier, Nourrit, & Delignieres, 2006), (b) sur une version plus contraignante du simulateur de ski (i.e., mono-ski) imposant une synchronisation des deux pieds et donc une gestion plus importante de l'équilibre (Nourrit, Delignieres, Caillou, Deschamps, & Lauriot, 2003), (c) des balancers aux barres parallèles (Delignieres et al., 1998) et (d) des oscillations avant-arrière sur une balançoire expérimentale (Teulier & Delignieres, 2007). Leur analyse montre que dans la tâche la plus contraignante des balancers sur barres parallèles, où le comportement expert est caractérisé par une coordination très complexe, les débutants résistent au changement de leur coordination initiale (spontanée) même après 8 sessions de 10 essais. Dans la tâche de mono-ski, le changement de coordination s'effectue entre le 50^{ème} essai pour les plus performants et le 150^{ème} essai pour les moins performants. Cependant, dans la tâche réalisée sur simulateur de ski traditionnel où les membres inférieurs avaient la liberté de bouger indépendamment, les débutants quittent leur coordination initiale dès la première session de pratique. Ainsi, Teulier & Nourrit-Lucas (2008) en déduisent que de fortes contraintes peuvent retarder l'apparition d'une coordination experte. A l'inverse, de faibles contraintes vont favoriser l'exploration de l'espace de travail perceptivo-moteur pour d'autres solutions possibles et vont mener à l'adoption rapide d'un comportement expert, réduisant ainsi « l'échelle de temps » de l'apprentissage. Un autre résultat important signale qu'à un niveau élevé de contraintes, l'émergence d'une coordination est canalisée vers une solution obligée, diminuant ainsi les variabilités inter- et intra-individuelles. A l'inverse, l'adoption d'une coordination serait plus diversifiée et donc plus variable aux niveaux inter- et intra-individuelles lorsque les contraintes constitutives du système sont faibles. Les résultats de cette étude semblent offrir de nouvelles perspectives à la compréhension de l'effet du poids des contraintes de la tâche sur les différents chemins adoptés dans l'apprentissage.

Résumé. Afin de mieux comprendre le processus de l'apprentissage d'une habileté motrice complexe, les travaux ont essayé de retrouver des principes invariants à la réorganisation du mouvement. En effet, un grand nombre d'études mettent en évidence l'existence de « *stratégies* » comme le *freezing/freeing*, *couplage/découplage* (Bernstein, 1967) ou aussi un *sens directionnel* à l'émergence de nouveaux patterns de coordination (i.e., proximo-distal). De plus, Newell (1985) propose que la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage moteur complexe évolue suivant un modèle en trois étapes distinctes décrivant une hiérarchie entre l'émergence de la *coordination*, du *contrôle* et de l'*habileté*. Cependant, de plus en plus d'études contredisent ces principes et remettent ainsi en cause la généralisation de ces stratégies, mettant en évidence l'importance du *poids des contraintes de la tâche* (Newell & Vaillancourt, 2001) qui peuvent moduler par exemple l'échelle de temps de l'apprentissage ou la variabilité initiale du comportement. Ainsi, une classification plus précise des habiletés motrices s'appuyant sur les principes biomécaniques communs permettrait de mieux comprendre le recours à certaines « *stratégies* ».

2. Optimisation métabolique

2.1. Contraintes et optimisation métabolique

2.1.1. Notion d'efficacité énergétique

L'énergie est une notion générale, qui peut avoir plusieurs significations selon le domaine d'étude scientifique (physique, neuropsychologie, psychologie, biologie, etc). Dans le champ de la physiologie de l'exercice, le terme « énergie » fait référence à l'énergie métabolique qui, suite à une série de transformations, est convertie en énergie mécanique nécessaire à tout mouvement. Lors du processus de conversion d'une forme d'énergie en une autre, une certaine quantité d'énergie est dissipée sous forme de chaleur. Ainsi, le travail produit est toujours inférieur à l'énergie dépensée. En effet, la notion de rendement du travail musculaire rend compte de ce phénomène et représente le rapport entre la quantité de travail effectué (énergie mécanique fournie) et la dépense d'énergie correspondante (Brisswalter & Hausswirth, 2003) :

$$\text{Rendement brut, RB (\%)} = \frac{\text{Travail mécanique, } W}{\text{Énergie utilisée, } E} \times 100$$

Le rendement renvoie aux différentes étapes des conversions énergétiques (par exemple : énergie musculaire en énergie mécanique) et peut être analysé aussi bien au niveau musculaire local qu'au niveau global de l'organisme entier. De cette façon, pour les habiletés impliquant d'importantes masses musculaires, comme la marche ou la course, la compréhension de la notion de rendement à l'échelon global de l'organisme semble indispensable. Brisswalter et Hausswirth (2003) expliquent que la mesure du rendement global « repose sur deux modes d'approche différents qui considèrent soit le travail mécanique produit pour une énergie métabolique consommée, on parle alors de rendement mécanique (Kaneko, 1990), soit l'énergie consommée pour une vitesse de déplacement donnée, on parle alors de coût énergétique (di Prampero, 1986) ».

Dans le cadre de ce travail doctoral, nous nous intéressons à la notion de coût énergétique (CE), qui représente un indicateur macroscopique de l'efficacité énergétique. Ainsi, le CE ($\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$) s'exprime comme le rapport entre la dépense énergétique, mesurée par la consommation d'oxygène $\dot{V}\text{O}_2$ ($\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) lorsqu'un état stable dans les valeurs de $\dot{V}\text{O}_2$ est atteint, et la vitesse de déplacement ($\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$). L'oxygène consommé pour assurer le métabolisme basal ($\dot{V}\text{O}_{2\text{repos}}$) est soustrait de la $\dot{V}\text{O}_2$ pendant l'effort, de façon à faire apparaître le coût énergétique directement lié au déplacement.

$$\text{CE} = \frac{\dot{V}\text{O}_2 - \dot{V}\text{O}_{2\text{repos}}}{\text{Vitesse de déplacement}} \times 60$$

Toutefois, il est important de préciser que la validité du calcul du CE de la locomotion dépend de la méthode de mesure de la dépense énergétique. La $\dot{V}\text{O}_2$ doit être mesurée dans des conditions métaboliques stables à des intensités sous-maximales (intensités de vitesse auxquelles l'énergie provient du métabolisme aérobie).

Dans le cadre de l'apprentissage moteur, une des caractéristiques déterminantes est attribuée à l'amélioration de l'efficacité énergétique (Bernstein, 1967; Newell, 1985). Ainsi, parmi toutes les possibilités d'action qui permettent de réaliser une tâche, l'Homme et les autres organismes vivants tendent à adopter les solutions de coordination et de contrôle les plus économiques en termes d'énergie métabolique (Sparrow, 1983). Traditionnellement, les habiletés motrices étudiées étaient relativement simples et ne sollicitaient que peu de dépense énergétique métabolique. Malgré ce fait, les principes de « moindre effort » ou de « moindre coût », liés par exemple au temps, à la distance ou à la force, ont eu une influence majeure dans les théories de l'apprentissage moteur. Depuis quelques décennies, un nombre grandissant d'études s'intéressent au lien existant entre les processus énergétiques métaboliques et l'organisation du mouvement. En effet, Sparrow (1983) propose, à travers la théorie de l'auto-optimisation énergétique, que la compréhension des processus énergétiques métaboliques puisse faciliter la compréhension du processus de l'organisation du mouvement.

2.1.2. Réseau de contraintes revisité

Cette conception de l'auto-optimisation métabolique s'inscrit dans la théorie de l'auto-organisation (systèmes biologiques), qui considère que ce n'est pas un traitement cognitif qui prescrit le choix des patterns de coordination mais que ces derniers émergent du réseau de contraintes où la sensibilité à la dépense énergétique joue un rôle déterminant. Deux hypothèses découlent de ces réflexions sur la notion d'efficacité métabolique (Sparrow & Newell, 1998). La première postule que l'efficacité énergétique est une propriété émergente d'un principe d'organisation plus fondamental, où la dépense énergétique n'est pas régulée en soi, mais minimisée en conséquence d'une meilleure maîtrise de la tâche motrice. La deuxième hypothèse postule que l'efficacité soit considérée comme une condition qui spécifie une organisation cinématique particulière, et joue ainsi le rôle d'un mécanisme qui sous-tend l'organisation de la coordination et de son contrôle, notamment lors de l'apprentissage moteur (Sparrow, 1983). Sparrow & Newell (1998) proposent de revoir le modèle des contraintes établi par Newell (1986) pour y intégrer la notion de dépense énergétique métabolique.

La Figure 10 montre comment en plus des informations sensorielles disponibles à l'organisme, les informations de la tâche et de l'environnement participent à la régulation de la dépense énergétique. En effet, les contraintes de l'environnement vont directement influencer celles de la tâche ; ainsi ces deux contraintes peuvent être combinées en une seule. Par exemple, lors d'une course sur un terrain bosselé, l'organisme devra faire face à l'interaction de ces deux contraintes. De plus, cette même figure décrit comment l'énergie chimique, assurée par l'alimentation (substrats énergétiques) et l'oxygène, est convertie en énergie mécanique et en chaleur pour répondre aux demandes de la tâche et de l'environnement. L'organisme utilisera ces informations pour adopter certains patterns de coordination et de contrôle afin de réaliser les spécificités de la tâche avec le minimum de dépense énergétique.

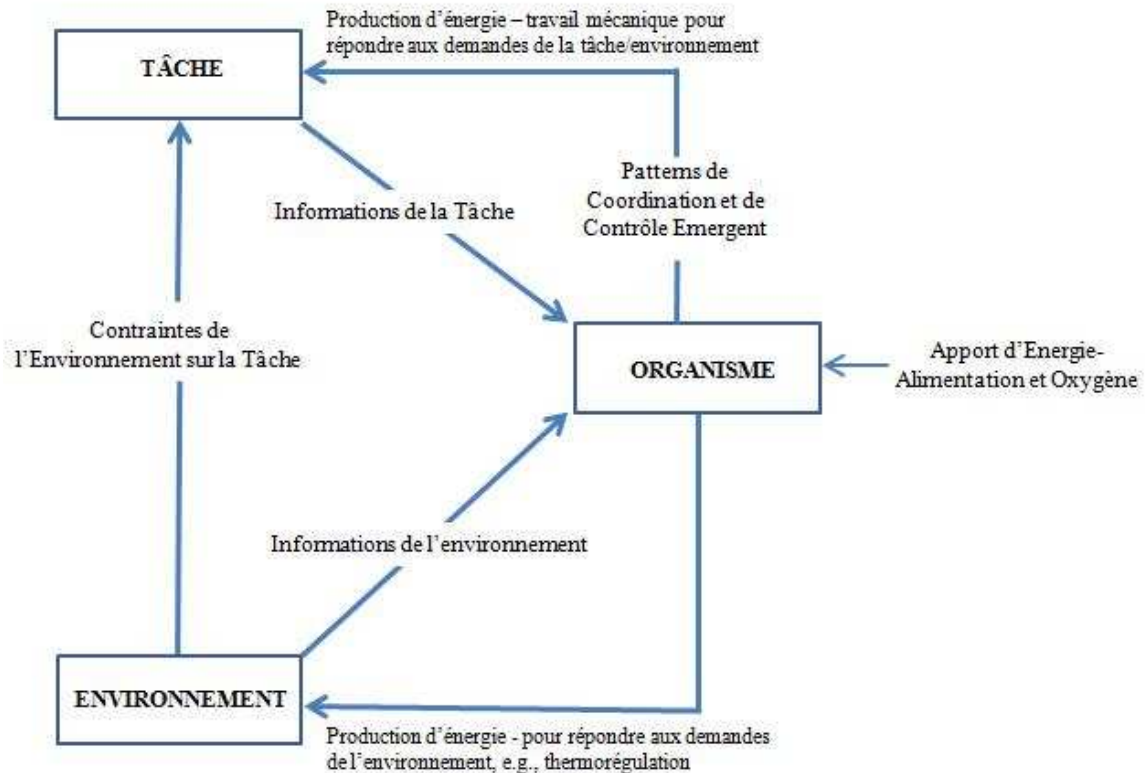


Figure 10. Cadre de référence des contraintes de Newell (1986) révisé par Sparrow & Newell (1998) prenant en compte les notions de dépense énergétique et de coordination motrice et contrôle (adapté de Sparrow & Newell, 1998).

2.1.3. Auto-optimisation métabolique

Pour appuyer cette conception, nous allons présenter des études qui ont mis en avant l'existence d'un lien clair entre la dépense énergétique et le mouvement émergent des contraintes de la tâche/environnement. Ainsi, sachant qu'à court terme, les contraintes de l'organisme ne varient pas, l'effet de la modulation du niveau des contraintes tâche/environnement montre qu'il existe certains niveaux de « contraintes optimaux » qui détermineront le meilleur pattern de coordination et de contrôle possible pour l'organisme. Plusieurs études portant sur la locomotion, par exemple, s'accordent à dire qu'il existe une vitesse de déplacement optimale en marche, située aux alentours de $4\text{-}5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, qui reflète un minimum de dépense énergétique (Ralston, 1958; Margaria, 1976; Zarrugh, Todd, & Ralston, 1974). En deçà et au-delà de cette vitesse, la dépense énergétique augmente exponentiellement avec la variation de vitesse de déplacement. Cette vitesse de déplacement optimale correspondrait avec le pattern préférentiel qu'adoptent les hommes lorsqu'ils sont libres de choisir leur allure.

L'étude de Salvendy (1972), citée par Sparrow & Newell (1998), a mis en évidence ces phénomènes d'auto-optimisation dans une variété de tâches motrices où la dépense énergétique décrit une courbe en « U » en fonction de la variation des contraintes. Les résultats montrent que, lorsque les participants ont le libre choix, ils adoptent spontanément le tempo (ou la fréquence) qui va maximiser leur efficacité métabolique lors d'un pédalage sur un vélo ergomètre, lors d'une pratique de pompe sur ergomètre (Figure 11, a et b). De même, Salvendy (1972) observe, à la fréquence librement choisie, des valeurs minimales du volume d'air inspiré, lors de la réalisation d'une succession de pas sur un banc haut de 50 cm ('step-test de Harvard' ; Figure 11, c).

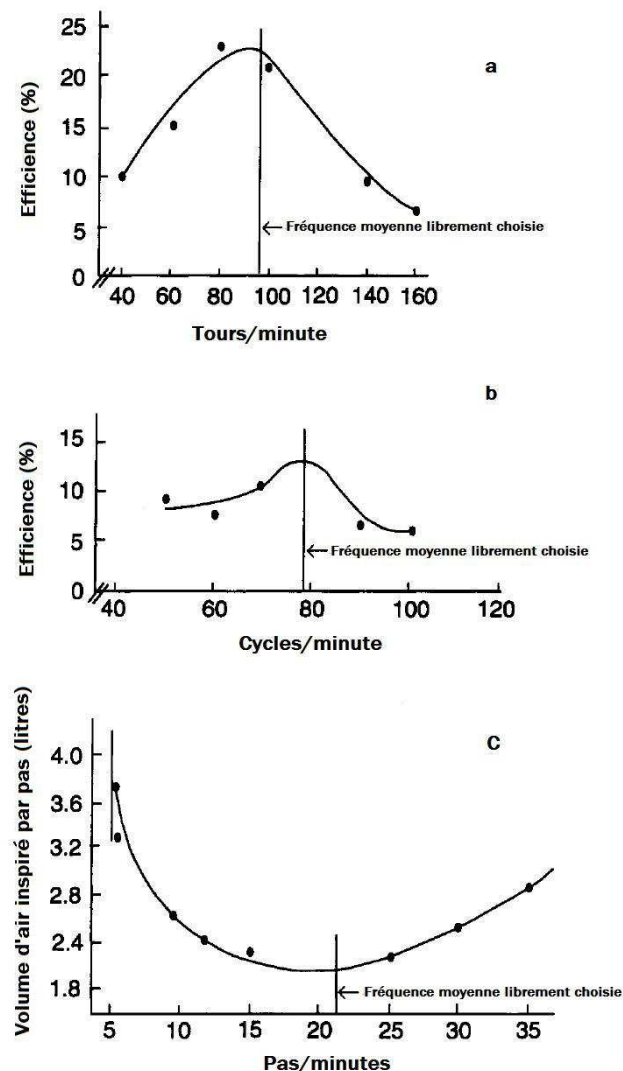


Figure 11. L'effet de l'adoption de plusieurs fréquences sur l'efficacité et le volume d'air inspiré dans (a) une tâche de pédalage sur vélo ergomètre, (b) une tâche de pompe sur ergomètre et (c) une tâche qui consistait à faire le 'step-test de Harvard'. (Adapté de Salvendy, 1972).

Toutefois, lorsque l'organisme est contraint d'une « manière à ne pas pouvoir choisir implicitement une solution comportementale » (Brener & Mitchell, 1989), des variantes à cette solution occasionnant le moindre coût énergétique seront adoptées. Par exemple, lorsque l'homme est contraint d'adopter une vitesse précise de marche ou de course, il choisira parmi la multitude de solutions possibles, le rapport optimal entre la fréquence et l'amplitude de foulées (Cavanagh & Williams, 1982). Dans cette perspective, c'est la manière avec laquelle les segments corporels sont coordonnés qui change, reflétant l'adoption des modes de coordination les moins coûteux en énergie. Toutes ces réflexions nous mènent aux deux hypothèses proposées par Sparrow & Newell (1998), et évoquées précédemment, sur les mécanismes qui sous-tendent l'organisation du mouvement. Toutefois, il semblerait que le lien de causalité entre les processus énergétiques et l'émergence des coordinations et du contrôle soit très difficile à établir. Nous introduisons, dans la partie suivante, les études sur l'apprentissage moteur d'une habileté complexe qui ont essayé de comprendre la relation entre d'une part, la coordination et le contrôle du mouvement et d'une autre part, la dépense énergétique, l'activation musculaire (EMG) et la perception de l'effort.

2.2. Optimisation métabolique et réorganisation du mouvement

Le point de départ des études sur l'optimisation métabolique dans l'apprentissage moteur a concerné les travaux sur le modèle animal, notamment des expérimentations sur les rats. Depuis les années 20-30, plusieurs principes ont été proposés, comme la loi du moindre travail ou encore du moindre effort (Tolman, 1932; Hull, 1943). Cependant, ces études n'ont pas directement mesuré la dépense énergétique pour des raisons pratiques, mais ont avancé des hypothèses sur les « *principes minimaux* » (i.e., minimal principles) en situation de répétition d'une réponse motrice. L'application de ces recherches sur le modèle humain a permis de montrer certaines caractéristiques quantitatives associées au mouvement habile ou expert, comme la fluidité, la facilité, la stabilité ou l'efficacité métabolique.

2.2.1. Paramètres de coordination et de contrôle

A l'issue de ces travaux, l'intérêt s'est porté sur la nature du lien entre la dépense énergétique métabolique et les paramètres de coordination et de contrôle. Dans cette perspective, plusieurs études ont repris le paradigme, utilisé par exemple dans les travaux de

Vereijken, Van Emmerik et Whiting (1992) : des mouvements en slalom sur simulateur de ski (Figure 6). Durand, Geoffroi, Varray et Prefault (1994) font partie des premiers à avoir montré une évolution systématique des variables métaboliques ainsi que des paramètres de coordination et de contrôle avec la pratique. Les participants avaient pour consigne de réaliser les mouvements les plus amples et les plus rapides sans être contraints d'adopter une relation spécifique entre la fréquence et l'amplitude des mouvements. Les résultats montrent, qu'avec la pratique, les participants augmentent la fréquence et l'amplitude des oscillations, indiquant une augmentation du travail mécanique réalisé (i.e. le produit de la fréquence et de l'amplitude d'oscillation). Une augmentation associée dans les valeurs de la consommation d'oxygène est observée avec la pratique. Cependant, un résultat important montre que lorsque le travail mécanique est pris en compte, le coût énergétique (i.e. rapport entre la $\dot{V}O_2$ et le travail mécanique) diminue systématiquement avec les séances de pratique, indiquant une amélioration de l'économie du mouvement avec la réalisation du but de la tâche. Almasbakk et al. (2001), dans la même tâche sur simulateur de ski, proposent de contrôler le niveau de contraintes en imposant différentes charges de travail constantes (définies par une résistance intégrée dans le dispositif) relatives à la fréquence d'oscillation. A charge constante, ces auteurs montrent comme Durand et al. (1994), une augmentation de la fréquence, de l'amplitude des oscillations et une amélioration de l'efficacité énergétique avec la pratique (Figure 12).

Ces auteurs estiment que les changements dans le décalage de phase (paramètre temporel entre l'oscillation du participant et le mouvement du dispositif) sont le résultat de l'adoption d'un pattern de coordination économique. De façon intéressante, l'efficacité énergétique continuait à s'améliorer même après qu'un état plutôt stable soit atteint dans les paramètres du mouvement (Figure 12). Ce constat va dans le sens de l'hypothèse présentée par Sparrow (1983), selon laquelle même après l'apparition d'un plateau dans la performance, l'efficacité énergétique métabolique continue à s'optimiser. En effet, Almasbakk et al. (2001) interprètent cela comme un effet de l'amélioration de la coordination neuro-musculaire. Enfin, ces auteurs concluent en proposant que l'apprentissage moteur implique une recherche de patterns de coordination (relation de phase) exigeant le minimum de dépense énergétique.

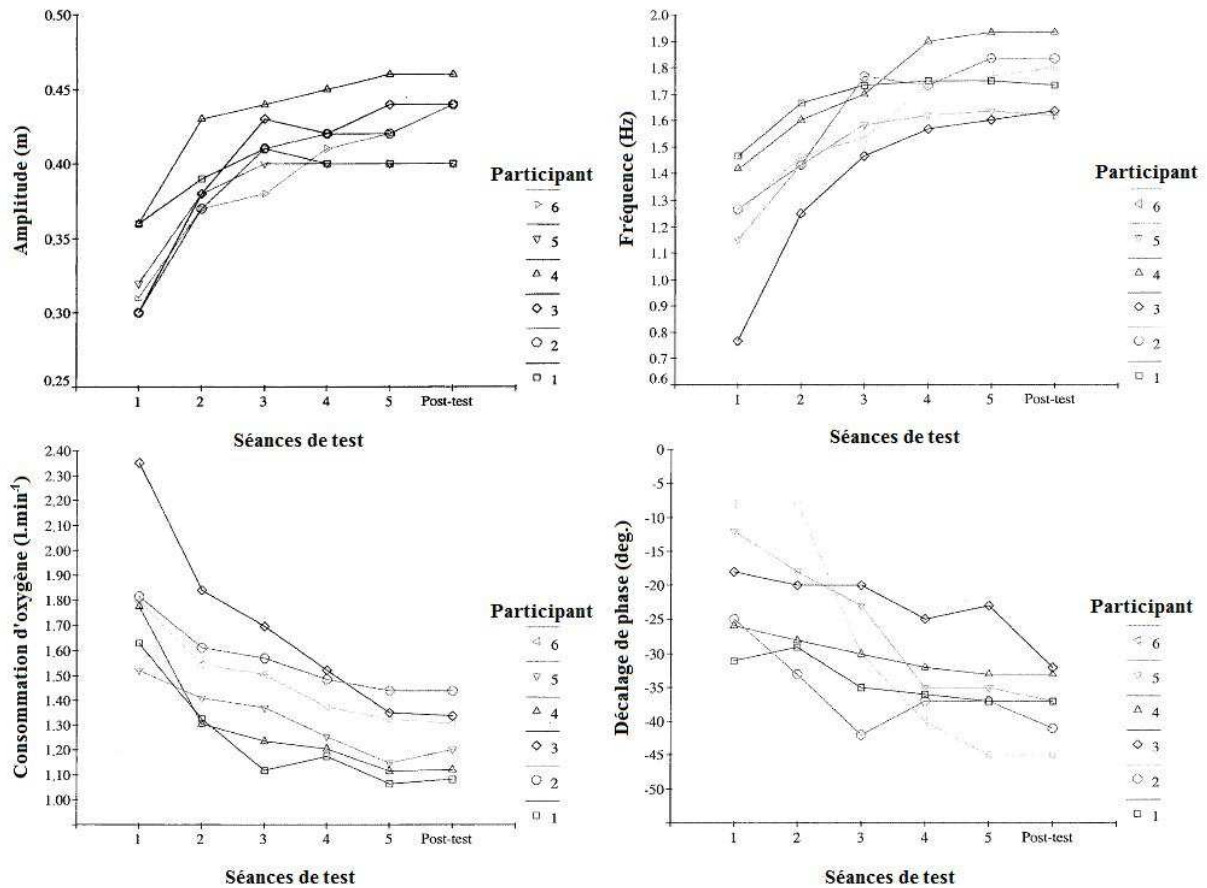


Figure 12. Résultats de l'étude d'Almasbakk et al. (2001) sur l'évolution avec la pratique des variables d'amplitude et de fréquence d'oscillation et de décalage de phase à la fréquence d'oscillation préférentielle, et de l'efficacité à une charge de travail de 250 J (adapté de Almasbakk et al., 2001).

2.2.2. Variabilité des patterns de coordination et activation musculaire

Afin de confirmer l'hypothèse avancée par Sparrow & Newell (1998) sur le rôle de la dépense énergétique dans l'organisation du mouvement avec l'apprentissage moteur, Sparrow et ses collègues (Sparrow et al., 1999; Lay et al., 2002) réalisent un protocole portant sur des mouvements cycliques d'aviron effectués sur un ergomètre permettant le contrôle de la charge de travail. Dans leur analyse des effets de la pratique, ils incluent une variable rendant compte de la stabilité du pattern de coordination et de contrôle des segments corporels : variabilité de la fréquence des cycles ; variabilité du pattern du mouvement de la hanche. Les résultats des deux études montrent une amélioration des variables métaboliques comme la consommation d'oxygène, le coût énergétique et la fréquence cardiaque ($\dot{V}O_2$, CE, FC) avec la pratique confirmant l'hypothèse générale de l'amélioration de l'économie du mouvement lors de

l'apprentissage. D'autant plus que Sparrow et al. (1999) précisent que la réduction des valeurs métaboliques se réalise indépendamment d'une amélioration de la condition physique contrôlée par un test de $\dot{V}O_{2max}$ (avant et après les séances de pratique). Un deuxième résultat montre que les cycles d'aviron présentent une tendance générale à la réduction de la variabilité de la fréquence des cycles (Sparrow et al., 1999) et une diminution significative de la variabilité du mouvement de la hanche (Lay et al., 2002). Selon Sparrow et al. (1999), l'amélioration de l'efficacité métabolique est attribuée aux changements de coordination et de son contrôle au niveau de la réorganisation des segments corporels.

D'une façon comparable à des études précédentes (Sparrow & Irizarry-Lopez, 1987 ; Sparrow & Newell, 1994), ces deux études mettent en évidence l'adoption de cycles « plus longs et plus lents » avec les séances de pratique. Ce résultat est l'expression de l'adoption d'une fréquence de contraction musculaire plus économique (Sparrow et al., 1999). En effet, Lay et al. (2002) qui s'intéressent aussi à l'activité musculaire mesurée par électromyographie (EMG) confirment cette hypothèse en montrant une réduction significative de l'activité musculaire et une augmentation de la synchronisation des patterns d'activation musculaires avec les séances de pratique. Selon ces auteurs, la réduction avec l'apprentissage de l'activité musculaire élevée observée au début de la pratique et l'amélioration de la coordination des patterns d'activation musculaire sont associées à la stratégie de blocage et de relâchement progressif des degrés de liberté redondants (Bernstein, 1967).

2.3. Optimisation métabolique et perception de l'effort

Sparrow, Hughes, Russel et Le Rossignol (2000) proposent que l'évaluation subjective de l'effort (la perception de l'effort), qui permet une mesure de la sensibilité de l'homme à sa dépense énergétique (« sensitivity to the sensory information concerning the energy expenditure », Sparrow & Newell, 1998), puisse aider à la compréhension des processus qui sous-tendent l'organisation des patterns de mouvement lors de l'apprentissage moteur. La sensibilité de l'homme à sa dépense énergétique résulte de l'intégration d'une multitude d'informations sensorielles (via la perception). Ces dernières proviennent des récepteurs des organes internes (par exemple, organes tendineux de Golgi, fuseaux neuro-musculaires, terminaisons nerveuses) et des commandes motrices centrales ; qui affectent grâce à des mécanismes variés (feedback ou feedforward) les réponses physiologiques centrales (i.e.,

cardio-pulmonaires) et l'activation musculaire locale (niveau périphérique), responsables de la dépense énergétique totale (O'Dwyer & Neilson, 2000). Nous aborderons, dans un premier temps, le domaine de la perception de l'effort et ses outils de mesure. Dans un deuxième temps, nous présenterons les facteurs qui peuvent influencer la perception de l'effort. Enfin, nous exposerons les travaux mettant en avant le rôle de la perception de l'effort dans la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage d'une habileté motrice.

2.3.1. Perception de l'effort et sa mesure

Dans le domaine des sciences psychophysiques, les travaux sur la perception de l'effort renvoient à l'étude de la relation entre une sensation d'effort et un stimulus qui est l'exercice (Noble & Robertson, 1996; Borg, 1998). Ce stimulus objectivement quantifiable agit sur l'organisme via des signaux autant physiologiques, psychologiques qu'environnementaux pour induire des sensations d'effort. Ces sensations subjectives sont quantifiables grâce à différents types d'échelles (échelles de rapports, échelles de catégories) validée par plusieurs études (Eston & Williams, 1988; Myles & Maclean, 1986) comme un moyen fiable et précis de mesurer la perception de l'effort.

6	aucun effort
7	extrêmement léger
8	
9	très léger
10	
11	léger
12	
13	un peu dur
14	
15	dur
16	
17	très dur
18	
19	extrêmement dur
20	effort maximal

Figure 13. Échelle d'évaluation subjective de l'effort perçu de Borg (1970)

Borg (1970; 1973) a développé un modèle d'échelles permettant des évaluations absolues et des comparaisons interindividuelles des sensations d'effort. Ce modèle est basé sur un continuum perceptif qui sépare la sensation minimale de la sensation maximale, similaires

pour tous les sujets. La première échelle de catégorie de Borg comportait 21 graduations allant de 0 à 21 et était ponctuée par des expressions verbales (exemple : effort très léger, effort intense) pour faciliter l'évaluation. Cette échelle a été corrélée avec la fréquence cardiaque lors d'exercices à différentes intensités (Borg, 1973). Toutefois, elle a été remplacée par une autre échelle à 15 échelons allant de 6 à 20 (Borg, 1970) (Figure 13). Cette dernière échelle (RPE : ratings of perceived exertion), qui est la plus connue, a été construite de sorte que les scores d'effort perçu varient linéairement avec l'intensité objective de la tâche et la fréquence cardiaque. Le choix des valeurs des scores RPE (6-20) a été réalisé pour correspondre à la fréquence cardiaque divisée par 10. En effet, la fréquence cardiaque moyenne de repos chez une population de jeunes et actifs est de 60 battements par minute et passe approximativement à 200 battements par minute lors d'un effort maximal.

La perception de l'effort est considérée comme une sensation liée aux réponses physiologiques de l'organisme en réaction aux exigences de la tâche. Ainsi, un des enjeux des travaux dans ce champ a été d'identifier les réponses physiologiques qui sous-tendent la sensation de l'effort.

2.3.2. Facteurs affectant la perception de l'effort

Malgré la relation linéaire qui unit la fréquence cardiaque aux scores de la perception d'effort globale, la fréquence cardiaque n'est pas le (seul) déterminant de la perception d'effort. Cette relation (RPE-FC) peut être affectée par une multitude de paramètres (autres variables physiologiques, âge, genre, statut psychologique, environnement, etc). En effet, il n'est toujours pas clair comment le cerveau interprète les différents feedbacks afférents qui induisent la perception de l'effort globale. Ces feedbacks peuvent, en général, être classés comme provenant des facteurs centraux ou cardio-pulmonaires (i.e., fréquence cardiaque, consommation d'oxygène, fréquence respiratoire et débit ventilatoire) et des facteurs périphériques (i.e., niveau de lactate sanguin et pH sanguin et musculaire, tensions mécaniques et inconfort au niveau des membres, dommages musculaires, température interne, disponibilité en hydrate de carbone et température de la peau) (Hampson, St Clair, Lambert, & Noakes, 2001). Il est évident que l'ensemble des facteurs physiologiques cardio-pulmonaires et périphériques, qui évoluent avec l'effort, peuvent affecter la perception de l'effort globale. En effet, plusieurs études ont montré des corrélations significatives entre

l'effort perçu et la lactatémie (Borg, Hassmen, & Lagerstrom, 1987), la consommation d'oxygène (Hetzler et al., 1991), le débit ventilatoire ou la fréquence respiratoire (Robertson, 1982). De plus, dans certains types d'exercices comme ceux impliquant des contractions excentriques, les tensions musculaires localisées peuvent être responsables de la perception de l'effort globale (Pandolf, Kamon, & Noble, 1978). De cette façon, plusieurs études proposent de différencier la perception de l'effort en deux facteurs indépendants, la perception de l'effort central PEC (i.e., cardio-pulmonaire) et la perception de l'effort périphérique PEP (i.e., musculaire, tendineux, articulaire). En différenciant ces deux facteurs, il devient possible d'évaluer la contribution relative des facteurs centraux et périphériques à la perception de l'effort globale. Ainsi, cette contribution relative de la semble varier en fonction de la durée et de l'intensité de l'effort (Robertson, 1982) et de la nature de l'exercice. Par exemple, les sensations de fatigue musculaire localisée au niveau des membres inférieurs jouent un rôle déterminant pour la perception de l'effort, dans des tâches comme le cyclisme (Garcin, Vautier, Vandewalle, Wolff, & Monod, 1998; Demura & Nagasawa, 2003).

2.3.3. Apprentissage et perception de l'effort

Dans le domaine de l'apprentissage moteur, Sparrow et al. (1999) dans l'étude présentée précédemment sur l'aviron, montrent pour la première fois dans la littérature, une baisse significative et systématique des scores de la perception d'effort globale avec la pratique à une puissance constante (sans amélioration du niveau de la condition physique). Toutefois, ces auteurs ne trouvent pas de corrélation significative entre la perception d'effort globale et les variables métaboliques (fréquence cardiaque et consommation d'oxygène). Selon eux, ce résultat pourrait indiquer que les sensations d'effort périphérique auraient contribué plus largement à la perception de l'effort global comparé aux sensations centrales. Ainsi, la réduction de la perception d'effort ne semble pas associée aux informations sensorielles provenant de la fréquence cardiaque, de la respiration ou des réponses centrales à l'effort, mais plutôt des informations sensorielles périphériques résultant par exemple d'une fatigue musculaire. L'hypothèse émise par ces auteurs suggère que la perception de l'effort périphérique pourrait influencer la façon avec laquelle les patterns de mouvement se réorganisent avec la pratique face aux contraintes de la tâche.

Plus récemment, Lay et al. (2002) examinent les effets de la pratique sur un aviron ergomètre à puissance constante (100 W) et proposent de différencier la perception d'effort centrale et périphérique. Ils observent une réduction systématique de la perception de l'effort centrale et périphérique, de la dépense énergétique ainsi que de l'activité musculaire mesurée par EMG. Cela a été associé à une réduction de la fréquence de rame et à une augmentation de la stabilité des patterns de mouvement. En conclusion, ces auteurs mettent l'accent sur le rôle des facteurs périphériques liés à l'activité musculaire dans la réduction de la dépense énergétique. En résumé, l'hypothèse qui découle de ce travail postule que les informations sensorielles périphériques pourraient constituer un stimulus primaire qui guide la recherche de nouveaux patterns de mouvement économiques lors de l'apprentissage d'une activité répétitive impliquant plusieurs segments corporels comme l'aviron ou le cyclisme. Cependant, ces auteurs ne réalisent pas de corrélation entre la perception de l'effort centrale et périphérique et la dépense énergétique, la fréquence cardiaque et l'activité musculaire.

Résumé. La réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage d'une habileté motrice complexe est considérée non seulement émergente de l'interaction des différentes contraintes du système mais aussi de la capacité de l'organisme à minimiser sa dépense énergétique métabolique (Sparrow & Newell, 1998). Ainsi la sensibilité de l'homme à sa dépense énergétique se comporterait comme un stimulus primaire guidant la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage moteur. Cependant, malgré la mise en évidence d'une relation entre la réduction de la dépense énergétique et l'émergence de nouveaux patterns de coordination et de leur contrôle lors de l'apprentissage moteur (Sparrow et al., 1999, Almasbakk et al., 2001, Lay et al., 2002), il reste incertain comment interagissent ces deux processus. Dans cette perspective, Sparrow et ses collègues proposent que la perception de l'effort, résultante des sensations d'effort d'origine centrale (i.e. cardio-vasculaires) et périphérique (i.e. musculaires, tendineux, articulaires, osseux), soit à l'interface entre les réponses physiologiques et la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage (Sparrow et al., 1999 ; Lay et al., 2002). Toutefois, ces études n'ont pas pu démontrer de corrélation significative entre la perception de l'effort global et la dépense énergétique métabolique lors des séances d'apprentissage. Ce qui a poussé les auteurs à émettre l'hypothèse selon laquelle la perception de l'effort périphérique influence, d'une façon plus importante, la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage, en comparaison avec la perception de l'effort centrale.

II. Marche athlétique

Dans ce travail doctoral, nous nous intéressons à une habileté motrice complexe et globale inédite dans le domaine des recherches en apprentissage moteur, la marche athlétique. Le choix de cette habileté sportive présente plusieurs avantages au regard de la littérature de l'apprentissage moteur de par ses contraintes biomécaniques dictées par sa réglementation et ses exigences métaboliques. De plus, la marche athlétique est une habileté locomotrice « artificielle⁵ » et singulière car elle constitue un nouveau mode de locomotion qui présente à la fois des similitudes et des différences qualitatives avec les deux modes de locomotion naturels, la marche et la course. Nous consacrons ce chapitre à la compréhension des caractéristiques de cette habileté.

Historiquement, les premiers marcheurs d'élite étaient des messagers dans les grandes armées, chargés d'annoncer à leur peuple la victoire ou la défaite de leurs soldats. Toutefois, les origines de la marche athlétique en tant que discipline sportive athlétique sont britanniques. Cette discipline s'inscrit au programme des jeux olympiques à partir de 1912 (JO de Stockholm). Aujourd'hui les distances réglementaires lors des compétitions d'athlétisme sont de 20 km (hommes et femmes) et 50 km (hommes). Les records du monde pour ces distances sont détenus par trois athlètes de nationalité russe. Ainsi, sur le 20 km, la vitesse moyenne de leur déplacement est de 14,11 km.h⁻¹ (femmes) et de 15,64 km.h⁻¹ (hommes). Sur le 50 km, nous observons une vitesse moyenne de 14,00 km.h⁻¹ pour le recordman du monde (IAAF). Cependant, il existe plusieurs épreuves sur piste ou sur route, allant de 10 km et pouvant atteindre des distances de plus de 500 km, comme l'épreuve française la plus connue « Paris-Colmar ». Les marcheurs couvrent cette distance en moins de 4 jours à des vitesses moyennes de 7 à 8 km.h⁻¹. Ainsi, la marche athlétique est une discipline technique au même titre que le saut à la perche ou le 110 m haies et nécessite à ce titre un apprentissage pour pouvoir atteindre des vitesses élevées sans perdre le contact avec le sol.

⁵ Artificielle ici est compris comme non-naturelle, nécessitant ainsi un apprentissage, car la marche athlétique n'existe pas dans la dynamique intrinsèque du système locomoteur.

1. Contraintes règlementaires

Respect de la réglementation de la marche athlétique

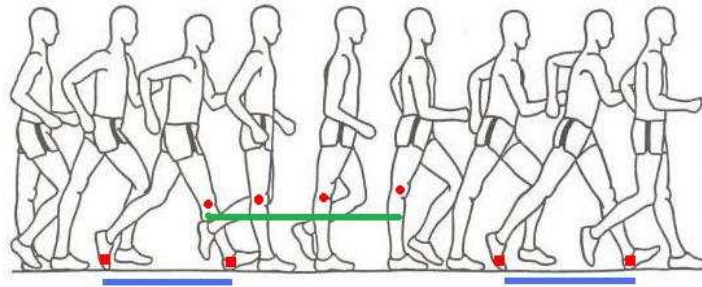


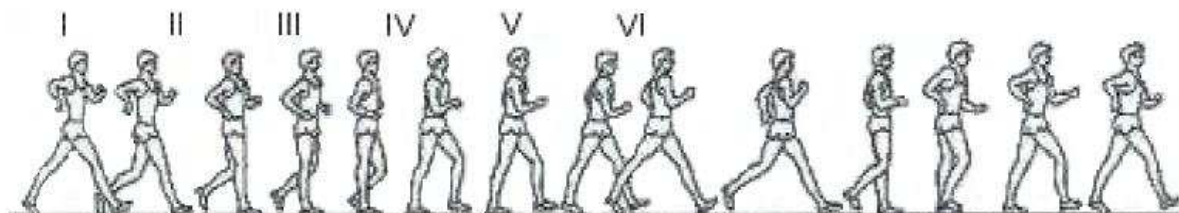
Figure 14. Représentation schématique du règlement de la marche athlétique. Lors de l'entrée en contact d'un pied avec le sol, l'autre pied doit être au sol au moins pour un bref instant (carrés rouges/trait bleu) et la jambe avant doit être tendue du moment de son entrée en contact avec le sol jusqu'à son passage à la verticale (cercles rouges/trait vert).

L'évolution de la technique de la marche athlétique amena la fédération internationale d'athlétisme (IAAF, 1995) à la définir comme suit : « *la marche athlétique est une progression de pas exécutés de telle manière que le marcheur maintienne un contact avec le sol sans qu'il ne survienne aucune perte de contact visible (pour l'œil humain). La jambe avant doit être tendue du moment du premier contact avec le sol jusqu'à ce qu'elle se trouve en position verticale* » (Article 230). Ainsi, deux règles sont à respecter : un contact permanent au sol et une jambe tendue à l'appui (Figure 14). De plus, la marche rapide sur pointe de pieds est considérée comme une course. Il est ainsi recommandé que l'attaque au sol se fasse avec le talon. L'œil du juge de marche athlétique, est dans l'état actuel de la réglementation, le seul « instrument » reconnu sur lequel repose le respect du règlement.

2. Caractéristiques spatio-temporelles et cinématiques

La marche athlétique est une adaptation de la marche normale. Nous pouvons distinguer quatre phases principales dans un cycle locomoteur. La première est la phase d'appui avant de la jambe qui s'étend du moment de la pose du pied au sol (I) jusqu'au passage de la jambe en position verticale (III) (Figure 15). C'est dans cette phase que les athlètes peuvent enfreindre la réglementation (Odegard, Bulat, Savilonis, & Mendelson, 1997). Au début de cette phase, le corps est en double-appui et son poids est supporté par le talon du pied avant et par la pointe (gros orteil) du pied arrière. Cette phase représente un passage rapide de

l'amortissement à la propulsion. De ce fait, l'athlète devrait minimiser les pertes de vitesse en réalisant un geste fluide. Pendant cette phase (I-III), la jambe arrière quitte le sol et réalise son mouvement aérien vers l'avant. Ensuite, le corps avance autour de la jambe d'appui bloquée au niveau du genou par le mouvement du déroulé du pied (Westerfield, 2007). La deuxième phase est celle de l'appui arrière de la jambe qui s'étend du moment où le centre de masse est à la verticale du pied jusqu'à ce que la pointe du pied quitte le sol (IV-VI, Figure 15). Dans cette phase, le genou peut être plié. Dans l'idéal, la jambe doit rester tendue jusqu'à ce que le talon de la jambe arrière se soulève du sol pour permettre un avancement plus efficace du corps. La troisième phase représente le moment où les deux pieds sont en contact avec le sol comme le montre l'image I et l'image VI, indiquant la transition entre l'appui arrière et l'appui avant d'une même jambe. Dans cette phase de double appui, la jambe arrière est plus loin de l'axe du corps que la jambe avant. La dernière phase du cycle locomoteur est celui de la phase d'oscillation, lorsque la jambe n'a plus de contact avec le sol. Après le décollage de la pointe du pied, la jambe oscille vers l'avant en gardant le genou au plus proche du sol afin de réduire la dépense énergétique et les pertes de la vitesse horizontale et de montrer une bonne technique (Preatoni, 2007; Preatoni, La Torre, & Rodano, 2006).



(a)



(b)

Figure 15. Technique de la marche athlétique lors d'un cycle locomoteur entier (a) et les étapes principales de la phase d'appui (b). (D'après Preatoni, 2007)

Les caractéristiques spatio-temporelles de la marche athlétique ont fait l'objet de relativement peu d'études (Murray, Guten, Mollinger, & Gardner, 1983; Phillips & Jensen, 1984; Cairns, Burdett, Pisciotta, & Simon, 1986) comparées aux recherches sur la marche normale et la course. Cependant, cette habileté a été différenciée des deux modes de locomotion naturels par plusieurs variables spatio-temporelles. Le Tableau 1, représente les résultats de l'étude de Cairns et al. (1986) sur 10 marcheurs athlétiques de haut niveau lors de 4 conditions de locomotion : la marche normale à une vitesse librement choisie, la marche athlétique à des vitesses d'entraînement et de compétition et la course à des vitesses proches de celles des compétitions de marche athlétique. Ces résultats montrent que les vitesses moyennes utilisées lors de la marche athlétique et de la course ne présentaient pas de différences significatives et étaient deux fois plus élevées que celle utilisées lors de la marche normale.

Tableau 1. Comparaison de variables temporelles d'un cycle locomoteur pour la marche, la marche athlétique à des vitesses d'entraînement et de compétition et pour la course (Daprès Cairns et al., 1986)

Variables	Conditions			
	Marche	MA entraînement	MA compétition	Course
Vitesse (m.s ⁻¹)	1,83 ± 0,24	2,89 ± 0,39	3,63 ± 0,15	3,62 ± 0,53
Fréquence (cycle.s ⁻¹)	1,04 ± 0,09	1,36 ± 0,09	1,54 ± 0,14	1,38 ± 0,14
Longueur du cycle (m)	1,76 ± 0,17	2,13 ± 0,26	2,37 ± 0,29	2,75 ± 0,48
Durée phase d'appui (s)	0,61 ± 0,07	0,42 ± 0,06	0,34 ± 0,06	0,31 ± 0,05
Durée phase d'oscillation (s)	0,38 ± 0,03	0,36 ± 0,04	0,34 ± 0,02	0,45 ± 0,04
Durées phases appui/oscillation	1,60 ± 0,15	1,15 ± 0,22	1,02 ± 0,19	0,70 ± 0,12

MA : marche athlétique

Ainsi, Cairns et al. (1986) observent des différences entre la marche, la marche athlétique et la course au niveau de la durée d'un cycle locomoteur et du pourcentage des phases d'appui et d'oscillation, reconnu par le terme de « duty factor ». Par rapport à la marche normale, la durée de la phase d'appui dans un cycle entier de marche athlétique est significativement plus faible et la durée de la phase d'oscillation est significativement plus élevée (Figure 16) (Murray et al., 1983 ; Cairns et al., 1986). A des vitesses de compétition, les phases d'appui et d'oscillation représentent 50% du cycle indiquant une durée de double appui très faible pouvant atteindre 0,01 secondes (Murray et al., 1983 ; Cairns et al., 1986). De plus, une fois que la longueur maximale du cycle est atteinte, l'augmentation de la vitesse de la marche athlétique dépend principalement de l'augmentation de la fréquence des cycles. En effet, à

partir d'une certaine vitesse, toute augmentation de la longueur du cycle pourrait entraîner la perte du double appui imposé par la réglementation (Cairns et al., 1986). Le Tableau 1 montre des valeurs de la fréquence des cycles plus élevées en marche athlétique à une vitesse de compétition comparé à la course à la même vitesse.

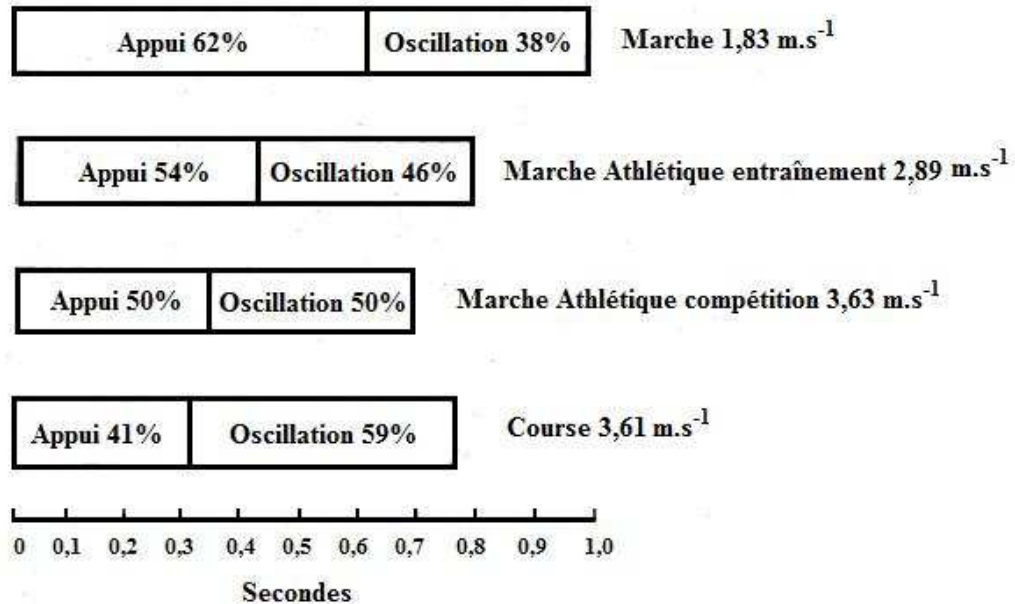


Figure 16. Durées moyennes des phases d'appui et d'oscillation de 10 marcheurs athlétiques lors de 4 conditions de locomotion, exprimées en pourcentage de la durée d'un cycle entier d'une jambe (D'après Cairns et al., 1986).

Dans la littérature deux études principales ont analysé les caractéristiques cinématiques de la marche athlétique. Murray et al. (1983) comparent la marche athlétique de deux athlètes experts de niveau mondial (sélectionnés aux JO) avec la marche rapide d'un groupe contrôle non expert en marche athlétique. Cairns et al. (1986) comparent la marche athlétique à différentes vitesses (entraînement et compétition) avec la marche normale et la course au sein d'un groupe de 10 athlètes experts en marche athlétique. Les résultats des comparaisons de la marche athlétique à la marche normale, de ces deux études, vont dans le même sens et mettent en avant des différences significatives au niveau des trois articulations principales de la cheville, de la hanche et du genou (Figure 17). En ce qui concerne la cheville, les valeurs de la flexion dorsale maximale avant et pendant la pose du talon au sol sont plus élevées en marche athlétique qu'en marche et en course (Cairns et al., 1986). De part sa réglementation, la marche athlétique est caractérisée par l'absence (ou la réduction $< 5^\circ$) de la flexion du genou à l'appui par rapport à la marche et à la course (Cairns et al., 1986). En effet, au milieu de la phase d'appui, le genou des marcheurs athlétiques est en hyperextension, d'une valeur

approximative de 9° et cela pendant 44 à 51% de la phase d'appui. De plus, la flexion maximale du genou lors de la phase d'oscillation est significativement plus importante en marche athlétique qu'en marche (Murray et al., 1983). Selon Cairns et al. (1986), le déplacement articulaire typique de la cheville et du genou, pendant la phase d'oscillation, sont un moyen de projeter le talon en avant pour augmenter la longueur du pas. De plus, ces auteurs observent que le passage du genou en hyperextension élève brusquement le centre de masse, alors que cette élévation se fait d'une façon plus progressive pendant la marche normale. De plus, la flexion maximale de la hanche en marche athlétique lors de la phase d'oscillation est significativement plus importante que celle de la marche et de la course (Murray et al., 1983 ; Cairns et al., 1986) préparant ainsi comme pour la flexion maximale du genou et de la cheville (flexion dorsale) l'augmentation de la longueur du pas.

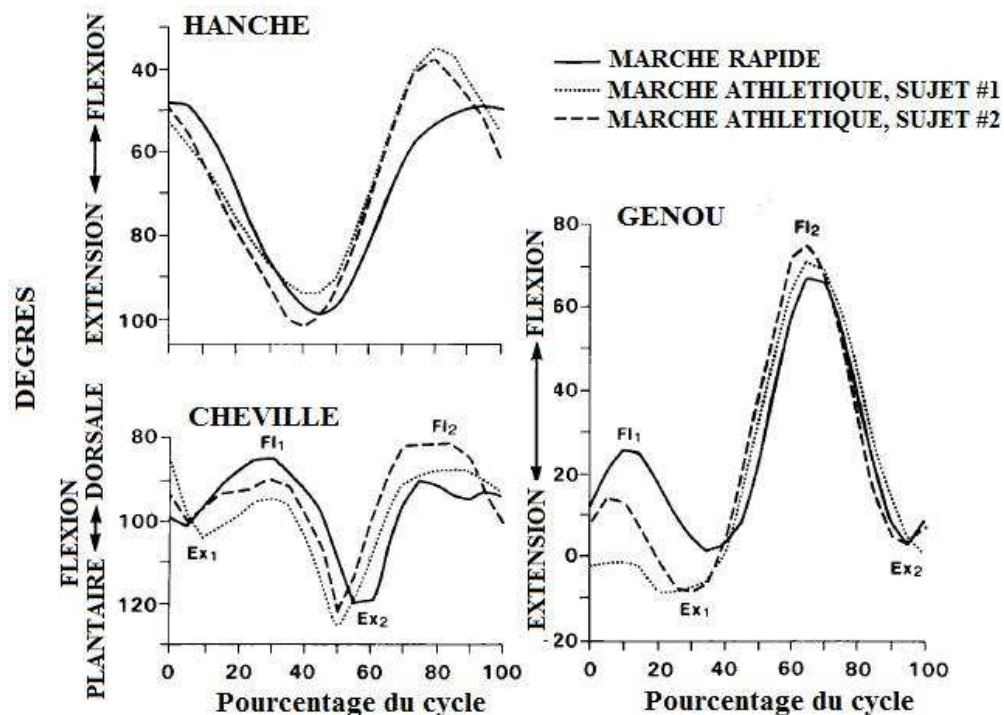


Figure 17. Valeurs d'extension et de flexion moyennes des déplacements angulaires de la hanche, cheville et genou lors de la marche rapide d'un groupe non expert en marche athlétique et lors de la marche athlétique de deux sujets experts. Le graphe de la hanche représente l'angle entre la cuisse et le segment du bassin qui relie les épines iliaques antéro-supérieure et postéro-supérieure (D'après Murray et al., 1983).

Enfin, Murray et al. (1983) émettent l'hypothèse que les mouvements exagérés et non naturels de la marche athlétique s'expliquent par le besoin de réduire l'amplitude du déplacement vertical du centre de gravité pour conserver l'énergie mécanique. Ainsi, le déplacement vertical de la tête et du centre de gravité est réduit (ou absent) en marche

athlétique par rapport à la marche normale (Figure 18). Lors de la marche normale, la tête atteint son niveau le plus haut pendant la phase de simple appui et son niveau le plus bas pendant la phase de double appui, alors qu'en marche athlétique l'inverse est observé (Murray et al., 1983).

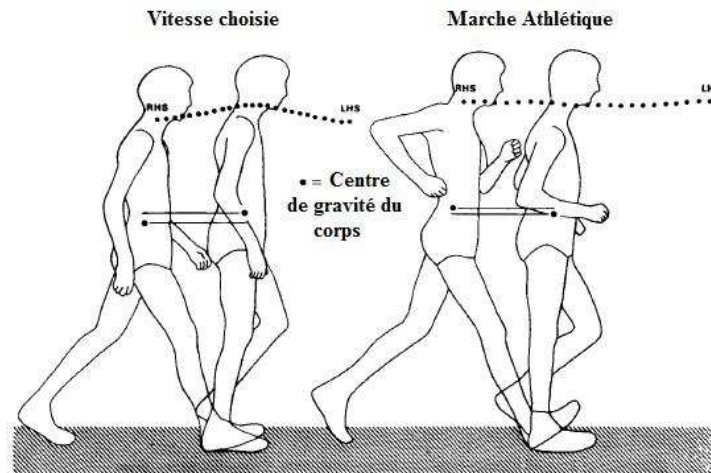


Figure 18. Déplacement vertical du cou et du centre de gravité du corps lors du double appui et de l'oscillation de la jambe en marche normale à vitesse choisie et en marche athlétique (D'après Murray et al., 1983).

En effet, lors de la marche athlétique, le mouvement du bassin dans le plan sagittal est amplifié par rapport à la marche normale et rapide et dans le plan transverse et frontal par rapport à la marche normale, à la marche rapide et à la course. L'augmentation de l'amplitude de la rotation frontale du bassin (Figure 19) est due à un abaissement frontal plus important du bassin, visant à compenser l'(hyper-)extension du genou ipsilatéral pendant la phase d'appui, réduisant ainsi l'élévation du centre de masse. De même, la ligne des épaules ou le thorax présente un mouvement plus ample en marche athlétique, dans les plans transverse et frontal (Murray et al., 1983; Phillips & Jensen, 1984), comparé à la marche normale. Murray et al. (1983) observent en marche athlétique des valeurs de l'angle articulaire du coude allant de 92° lorsque le bras est parallèle au tronc à 114° lors de la pose du talon ipsilatéral. Ces valeurs qui montrent une flexion du coude, se rapprochant de celle de la course, sont inférieures à celles de la marche normale.

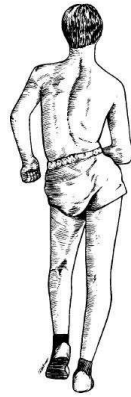


Figure 19. Mouvement typique du bassin dans le plan frontal lors de la marche athlétique (D'après Murray et al., 1983).

3. Caractéristiques de l'activité musculaire

La Figure 20 montre les enregistrements des signaux électromyographiques (EMG) typiques de 17 muscles et groupes musculaires lors de la marche athlétique et de la marche normale rapide. Ces graphes indiquent que l'amplitude de l'activité EMG de tous les muscles représentés est supérieure en marche athlétique comparée à celle de la marche normale rapide (Murray et al., 1983). De plus, pour la plupart des muscles, la durée de l'activité relative dans un cycle est plus importante en marche athlétique par rapport à la marche normale rapide (Murray et al., 1983). Selon ces auteurs, l'augmentation de l'amplitude et de la durée relative de l'activité EMG dans un cycle est expliquée par une plus grande accélération des segments corporels et du tronc et par la nécessité d'une décélération plus importante des mouvements naturellement amplifiés lors de la marche athlétique en comparaison à la marche normale rapide.

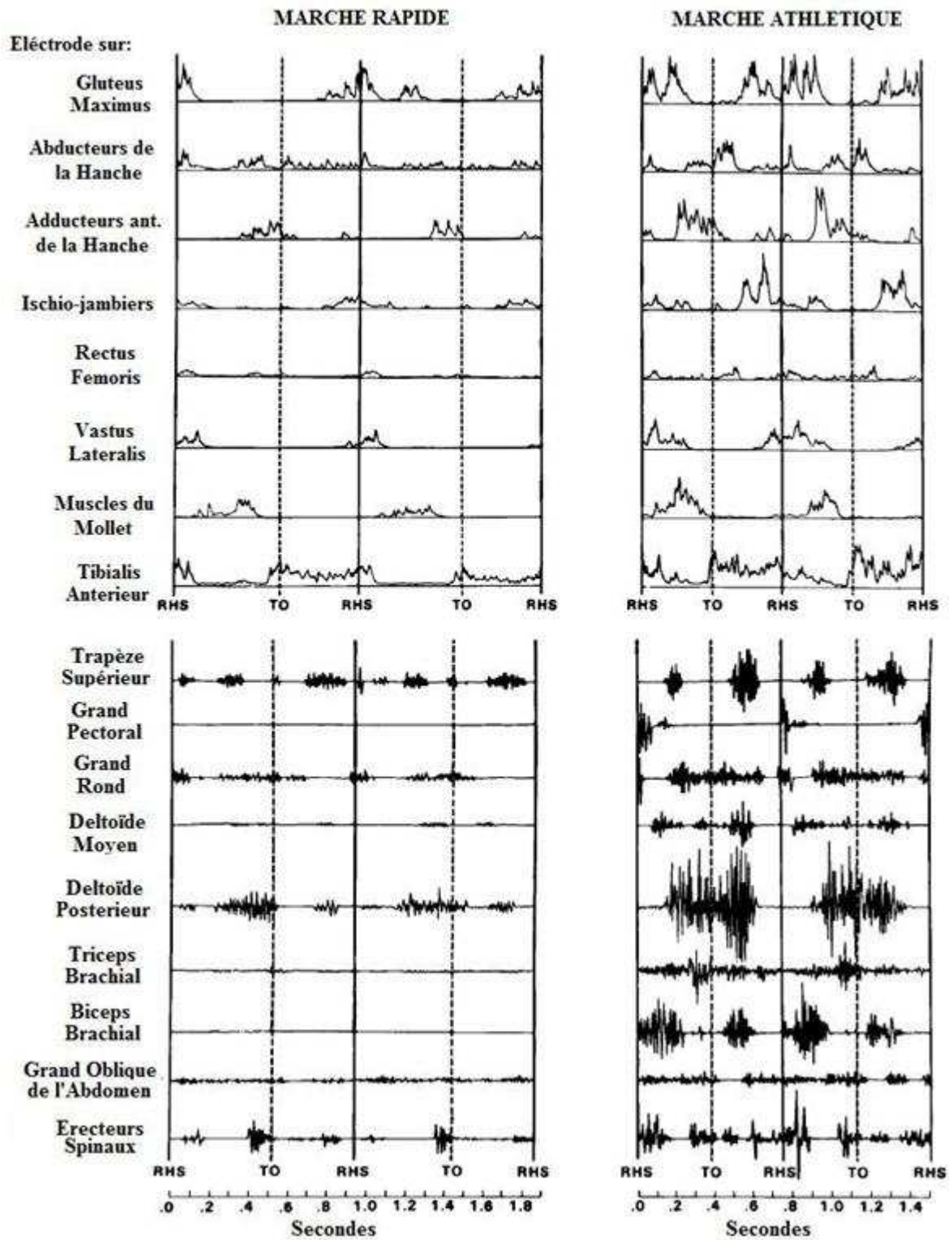


Figure 20. Signaux EMG rectifiés (haut) et bruts (bas) des groupes musculaires des membres inférieurs (haut), supérieurs et du tronc (bas) lors de deux cycles consécutifs de marche rapide et de marche athlétique. Les lignes verticales indiquent la pose du talon droit au sol (RHS) et le soulèvement de la pointe du pied (TO). (D'après Murray et al., 1983).

4. Caractéristiques cinétiques et énergie mécanique

Tableau 2. Comparaison des pics moyens des forces de réaction au sol (exprimés en multiple du poids du corps) lors de la phase d'appui pour la marche à vitesse choisie, la marche athlétique à vitesse d'entraînement et de compétition et la course à vitesse de la marche athlétique de compétition, de 10 marcheurs athlétiques experts (D'après Cairns et al., 1986).

Forces de réaction du sol	Conditions			
	Marche	MA entraînement	MA compétition	Course
Verticale	1,31 ± 0,12*	1,48 ± 0,20*	1,65 ± 0,15*	2,45 ± 0,14*
Antérieure	0,23 ± 0,04	0,26 ± 0,04	0,29 ± 0,07	0,34 ± 0,08*
Postérieure	0,31 ± 0,06	0,36 ± 0,10	0,35 ± 0,13	0,34 ± 0,09
Médiale	0,10 ± 0,04	0,14 ± 0,04†	0,16 ± 0,06†	0,08 ± 0,04
Latérale	0,03 ± 0,02	0,07 ± 0,05	0,07 ± 0,05	0,07 ± 0,04

* Significativement différents des valeurs de toutes les autres conditions, $p < 0,01$.

† Significativement différents des valeurs de la marche et de la course, $p < 0,01$.

D'un point de vue cinétique, la marche athlétique peut se différencier de la marche et de la course par les forces de réaction au sol lors de la phase d'appui. Le Tableau 2 montre que la composante verticale de la force de réaction au sol lors de la phase d'appui augmente en passant de la marche normale à la marche athlétique et à la course. Fenton (1984), dans une étude sur les forces de réaction du sol en marche athlétique, montre que le passage de la composante postérieure à la composante antérieure de la force de réaction du sol se réalise tôt, à 30-40% de la phase d'appui en marche athlétique, comparée à la marche normale où cette transition se déroule à la moitié de la phase d'appui. De plus, la composante médiale de la force de réaction du sol est supérieure en marche athlétique comparée à la marche normale et à la course.

Cavagna et Franzetti (1981) observent trois phases distinctes dans l'évolution du déplacement vertical du centre de gravité en marche athlétique avec la vitesse (Figure 21 A). Dans la première phase qui s'étend jusqu'à $6-7 \text{ km.h}^{-1}$, le déplacement vertical du centre de gravité (Z) augmente avec la vitesse de déplacement. Le corps est propulsé en avant pendant la phase de simple appui en rotation autour du pied. De ce fait, pour ces vitesses de marche athlétique le corps se comporte comme un pendule inverse. D'une façon similaire à la marche, à ces vitesses l'énergie potentielle ($E_p = MgZ$) et la composante horizontale de l'énergie cinétique ($E_{c,h} = 0,5 m v_h^2$) fluctuent en anti-phase (Figure 21 B à $2,5 \text{ km.h}^{-1}$ et à $6,1 \text{ km.h}^{-1}$).

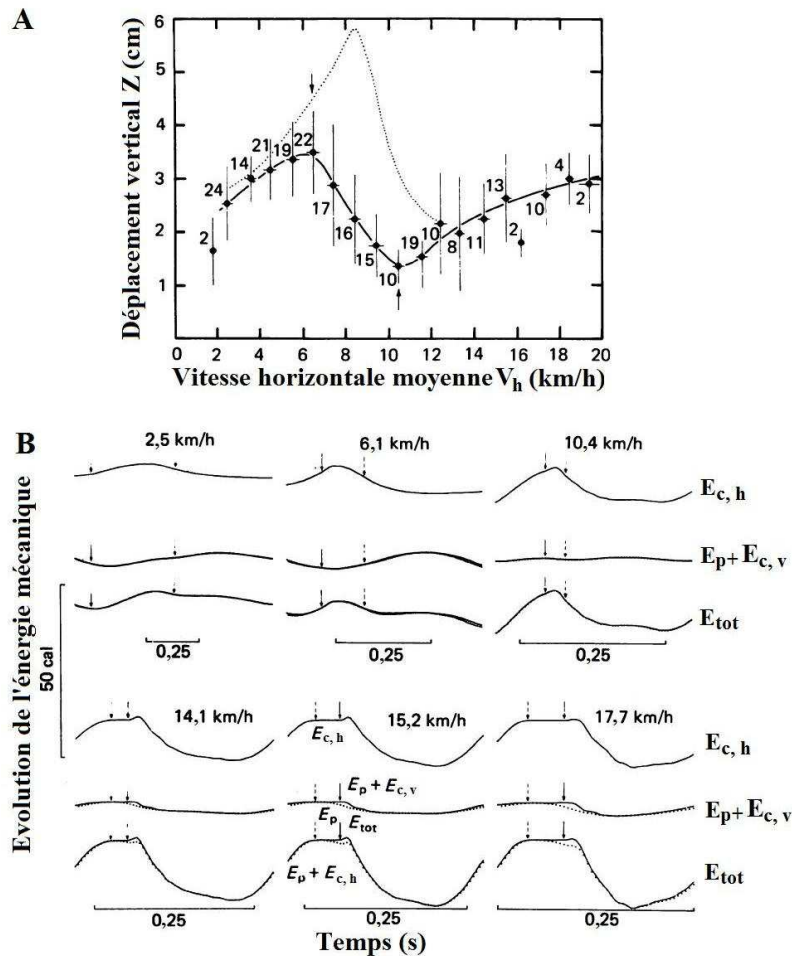


Figure 21. (A) Déplacement vertical du centre de gravité moyen de 8 participants lors d'un pas en fonction de la vitesse de déplacement pour la marche athlétique (trait plein) et la marche normale (pointillé, d'après Cavagna et al., 1976). Les barres verticales indiquent l'écart-type. Les flèches séparent les trois phases de la marche athlétique (voir le texte). (B) Variations de l'énergie mécanique du centre de masse lors d'un pas de marche athlétique à différentes vitesses. Pour chaque vitesse, la courbe du haut représente la composante horizontale de l'énergie cinétique ($E_{c,h} = 0,5mv^2_h$), la courbe du milieu représente la somme de l'énergie potentielle ($E_p = mgZ$) et de la composante verticale de l'énergie cinétique ($E_{c,v} = 0,5mv^2_v$), la courbe du bas représente l'énergie mécanique totale ($E_{tot} = E_{c,h} + E_p + E_{c,v}$). Les flèches indiquent le moment de la pose du pied avant au sol et du soulèvement du pied arrière. (D'après Cavagna & Franzetti, 1981).

Dans la deuxième phase, qui s'étend de 6-7 km.h⁻¹ à 10-11 km.h⁻¹, le déplacement vertical du centre de gravité diminue progressivement avec la vitesse pour atteindre un minimum vers 10,4 km.h⁻¹ (Figure 21 A). Dans la Figure 21 B, nous observons à 10,4 km.h⁻¹ un aplatissement de la courbe du milieu représentant la somme de l'énergie potentielle et de la composante verticale de l'énergie cinétique ($E_{c,v} = 0,5 mv^2_v$). Comme dans la marche normale, l'élévation verticale du corps, due à l'extension du pied lors de la fin de sa phase d'appui, s'oppose à l'abaissement du centre de gravité. Le paradigme du pendule inverse qui décrit la marche athlétique lors de ces deux phases est similaire à celui de la marche normale,

alors que le déplacement vertical en marche athlétique représente à peu près la moitié de celui retrouvé en marche normale (Figure 21 A).

Cavagna et Franzetti (1981) expliquent que pendant la troisième phase de la marche athlétique, qui commence à partir de 10-11 km.h⁻¹, le déplacement vertical du centre de gravité augmente avec la vitesse. Le déplacement horizontal du corps pendant la phase de double appui, qui devient très courte, atteint un minimum à 12-13 km.h⁻¹. A des vitesses plus élevées, le déplacement horizontal du corps se réalise lors d'une phase « aérienne » où le corps flotte en très bref double appui. Cela est visible dans les graphes du bas de la Figure 21 B où l'énergie mécanique totale reste constante entre la pose du pied avant et le soulèvement du pied arrière (entre les flèches). A la fin de ce double appui aérien, l'énergie mécanique totale augmente grâce à l'action de la jambe en simple appui. Dans cette dernière phase, l'énergie cinétique et potentielle fluctuent en phase se rapprochant de la nature du transfert entre ces énergies lors de la course.

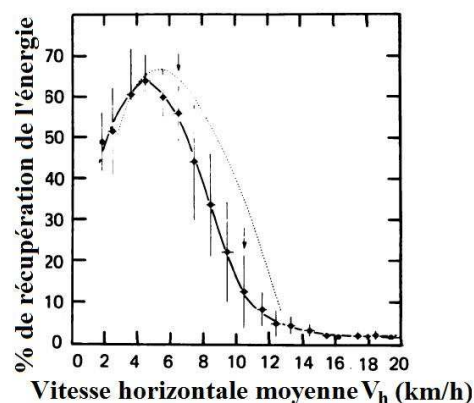


Figure 22. Le pourcentage de récupération de l'énergie mécanique par le processus de conversion entre les énergies cinétique et potentielle en fonction de la vitesse de déplacement en marche athlétique (trait plein) et en marche normale (pointillé). Les barres verticales indiquent l'écart-type entre les 8 participants et les flèches signalent la pose du pied avant au sol et le soulèvement du pied arrière. (D'après Cavagna & Franzetti, 1981).

En effet, la Figure 22 montre le pourcentage de récupération de l'énergie à différentes vitesses de marche athlétique, à travers le processus de conversion de l'énergie potentielle en énergie cinétique et vice versa. Cavagna et Franzetti (1981) observent que la récupération de l'énergie mécanique devient inférieure en marche athlétique entre 6 km.h⁻¹ et 12 km.h⁻¹ par rapport à la marche normale, indiquant que le travail externe par unité de distance parcourue devient plus important. De plus, à partir de 12-13 km.h⁻¹, la récupération d'énergie mécanique

par le processus de transfert entre énergie cinétique et potentielle devient quasi-nulle. Cela signifie que le transfert de l'énergie mécanique est assuré par le travail réalisé par l'activité musculaire.

5. Caractéristiques métaboliques

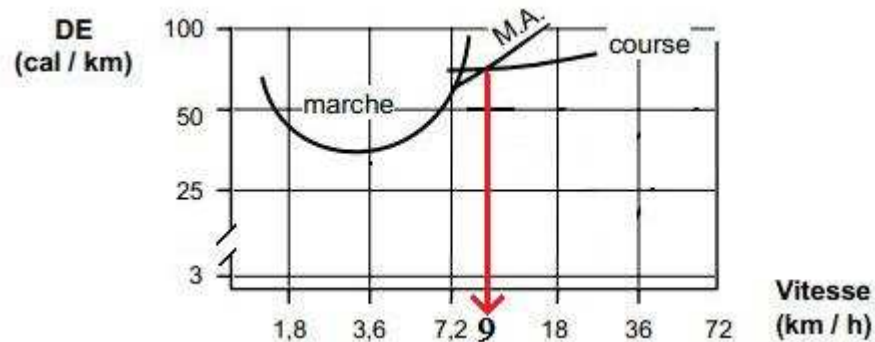


Figure 23. Dépense énergétique lors de la marche, de la marche athlétique et de la course pour un homme de 70 kg en fonction de la vitesse. La flèche rouge indique la vitesse à laquelle la DE de la marche athlétique et celle de la course deviennent égales selon Hagberg et Coyle (1984). Adapté de Flandrois (1992).

En marche naturelle, la relation dépense énergétique-vitesse est décrite comme curvilinéaire de part de d'autre d'un point optimal qui correspond à la vitesse librement choisie, alors qu'en course cette relation est linéaire. De plus, nous savons que la dépense énergétique relative à la vitesse de déplacement lors de ces deux modes de locomotion naturels devient égale à une vitesse approximative de 8 km.h^{-1} (Hreljac, 1993). En marche athlétique, le meilleur ajustement de la relation DE-vitesse est de type linéaire, se rapprochant de celui de la course (Fougeron, Brisswalter, Goubault, & Legros, 1998) (Figure 23).

Cavagna et Franzetti (1981) comparent le coût énergétique de la marche athlétique à celui de la marche normale et montrent que jusqu'à des vitesses de $6-7 \text{ km.h}^{-1}$, les CE de la marche et de la marche athlétique sont équivalents. Au-delà de ces vitesses, la marche athlétique devient métaboliquement plus efficiente que la marche normale, alors même que le travail externe de cette activité athlétique est plus important que celui de la marche normale. Le rendement mécanique de la marche athlétique est plus important comparé à celui de la marche normale à partir de $6-7 \text{ km.h}^{-1}$.

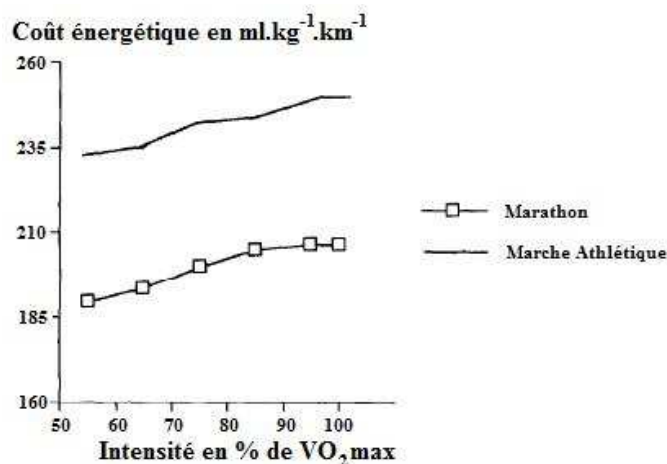


Figure 24. Variation du coût énergétique en fonction de l'intensité relative chez des athlètes spécialistes de marche athlétique et de marathons selon des valeurs relevées chez des marathoniens par Brisswalter et Legros (1992). (D'après Fougeron et al., 1998).

Hagberg et Coyle (1984) comparent plusieurs variables physiologiques entre la marche athlétique et la course. Ces auteurs montrent que, pour des vitesses comprises entre 6 et 8 km.h⁻¹, les valeurs de la $\dot{V}O_2$, de la ventilation, du quotient respiratoire, de la fréquence cardiaque et des scores de la perception d'effort sont significativement inférieures en marche athlétique comparées à la course. À 9 km.h⁻¹, la marche athlétique et la course ne présentent pas de différences dans les valeurs de ces variables (Figure 23). Cependant, entre 10 et 14 km.h⁻¹, la marche athlétique devient physiologiquement plus coûteuse et présente des valeurs significativement supérieures à celles de la course. Dans une étude plus récente sur vingt marcheurs athlétique de compétition, Fougeron et al. (1998) montrent que le coût énergétique de la marche athlétique est supérieur à celui de la course de marathoniens experts de même niveau de performance (Brisswalter & Legros, 1992) aux mêmes intensités relatives d'effort (pourcentage de la $\dot{V}O_{2max}$) (Figure 24). Ces auteurs observent deux phases d'augmentation du coût énergétique pour la marche athlétique, d'une part entre 55 et 75 % de la $\dot{V}O_{2max}$ et d'une autre part entre 85 et 95% de la $\dot{V}O_{2max}$.

Résumé. La marche athlétique est un mode de locomotion sportive dans un cadre règlementaire strict, qui permet d'atteindre des vitesses élevées tout en maintenant un contact permanent au sol. La réglementation impose des contraintes techniques spécifiques qui la différencient, de plusieurs points de vue, de la marche et de la course. Bien que la marche athlétique ressemble à une marche normale exagérée, nous notons d'un point de vue cinématique, une organisation différente des segments corporels. Cependant, à partir de 6-7 km.h⁻¹, la meilleure efficacité mécanique ou rendement de cette habileté par rapport à la marche normale, la rend moins coûteuse en énergie métabolique en comparaison à la marche normale (Cavagna et Franzetti, 1981). À partir de 9 km.h⁻¹, vitesse à laquelle la marche athlétique et la course présentent le même coût énergétique métabolique, la marche athlétique devient le mode de locomotion le plus coûteux en énergie en comparaison à la course et à la marche normale (Hagberg & Coyle, 1984). Ainsi, la marche athlétique se différencie de la marche naturelle et de la course et sa maîtrise doit faire l'objet d'un apprentissage.

III. Transitions entre modes de locomotion

En général, pour des vitesses lentes de locomotion, l'homme adopte spontanément la marche pour se déplacer d'un lieu vers un autre, mais lorsqu'il décide d'augmenter cette vitesse pour une raison quelconque (ex : retard, fuite, etc...), un nouveau mode de déplacement intervient naturellement, la course. Ainsi, deux modes de locomotion différentes sont spontanément disponibles à l'homme pour son déplacement. Sur un tapis roulant, la transition de la marche à la course se produit spontanément à une vitesse située aux alentours de 2.07 m.s^{-1} ($7,5 \text{ km.h}^{-1}$), appelée vitesse de transition spontanée (VTS) (Tableau 3). Cependant, la littérature rapporte des VTS allant de $1,77 \text{ m.s}^{-1}$ ($6,37 \text{ km.h}^{-1}$) à $2,36 \text{ m.s}^{-1}$ ($8,50 \text{ km.h}^{-1}$). En effet, cet écart entre les valeurs de VTS semble dépendre d'un grand nombre de facteurs intrinsèques, propres aux sujets (anthropométriques, mécaniques, métaboliques, attentionnelles, niveau d'expertise, etc).

Toutefois, une partie de la variation des VTS observée dans la littérature (Tableau 3), peut-être également attribuée à l'utilisation de différents protocoles expérimentaux. Ainsi, deux types de protocole sont utilisés pour la détermination de la VTS : (1) protocole en « paliers » de vitesses constantes dans lequel des sauts constants de vitesses entre chaque palier (par exemple, $0,5 \text{ km.h}^{-1}$) sont appliqués à des intervalles de temps réguliers (par exemple, 10 secondes, 30 secondes ou 1 minute), (2) protocole « continu » où l'accélération du tapis roulant est constante tout au long de l'essai de transition. La plupart des études ont analysé la transition par un protocole en « paliers » (par exemple : Hanna et al., 2000; Raynor et al., 2002; Rotstein, Inbar, Berginsky, & Meckel, 2005; Hreljac, Imamura, Escamilla, Edwards, & MacLeod, 2008), alors que relativement peu d'études ont utilisé un protocole continu qui demande un réglage précis du tapis roulant pour maintenir une accélération/décélération constante (par exemple : Diedrich & Warren, Jr., 1995; Li & Hamill, 2002; Segers et al., 2006; Van Caekenberghe, Segers, De Smet, Aerts, & De Clercq, 2010).

De plus, toutes les études ont étudié les transitions sur un tapis roulant à l'exception de deux études qui ont récemment analysé la transition sur la surface du sol (Segers, Aerts, Lenoir, & De Clercq, 2008; De Smet, Segers, Lenoir, & De Clercq, 2009). Ce type de protocole a mis en évidence que la transition se réalise en réalité (sur la surface du sol) par un

saut de vitesse entre le dernier pas de marche et le pas de transition (De Smet et al., 2009) (Tableau 3).

L'homme peut marcher à des vitesses plus élevées que la VTS ou courir à des vitesses plus faibles que celle observée lors de la transition. Toutefois, le but des protocoles de transition est d'inciter les participants à adopter le mode de locomotion le plus « confortable » afin de mettre en avant les tendances spontanées du système qui renvoient à l'idée d'émergence (adoption) de patterns préférentiels du système locomoteur sous l'influence de la contrainte de vitesse. Nous montrerons, dans un premier temps, que le système locomoteur peut être considéré comme un système auto-organisé présentant des comportements attracteurs et partageant certaines caractéristiques dynamiques non-linéaires avec les systèmes complexes naturels. Dans un deuxième temps, nous présenterons les hypothèses sur la nature des facteurs déclencheurs des transitions locomotrices ou en d'autres termes les facteurs responsables de l'adoption d'un pattern préférentiel autour de la transition.

Tableau 3. Revue de littérature non exhaustive sur les vitesses de transition spontanée (VTS), de transition marche-course (VTS_{M-C}) et de transition course-marche (VTS_{C-M}) exprimées en m.s⁻¹

Études	VTS	VTS _{M-C}	VTS _{C-M}
Margaria et al., (1963) : Energy cost of running		2,36	...
Thorstensson et Roberthson (1987) : Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running		1,92	1,85
Hreljac (1993) : Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion		2,09	2,00
Durand et al., (1994) : Energy correlate of gait change according to locomotion speed		2,19	1,98
Mercier et al., (1994) : Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running		2,16	...
Minetti, Ardigo et Saibene (1994) : The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients		2,16	...
Diedrich et Warren (1995) : Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition		2,09	2,05
Abernethy, Burgess-Limerick, Engstrom, Hanna et Neal (1995) : Motor control and sensory-motor integration: issues and direction		2,00	1,89
Hreljac (1995a) : Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors	2,06*
Hreljac (1995b) : Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion		2,10	1,99
Brisswalter et Mottet (1996) : Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running		2,13	...
Diedrich et Warren (1998) : The dynamics of gait transitions: effect of grade and load		2,17	2,06
Turvey, Holt, Lafiandra et Fonseca (1999) : Can the transitions to and from running and the metabolic cost of running be determined from the kinetic energy of running?		2,02	2,10
Hanna, Abernethy, Neal et Burgess-Limerick (2000) : Triggers for the transition between human walking and running		2,16	...
Li (2000) : Stability landscapes of walking and running near gait transition speed		2,25	2,30
Hreljac, Arata, Ferber, Mercer et Row (2001) : An electromyographical analysis of the role of dorsiflexors on the gait transition during human locomotion	1,94*
Prilutsky et Gregor (2001) : Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions		2,10	2,10

Études	VTS	VTS _{M-C}	VTS _{C-M}
Raynor, Yi, Abernethy et Jong (2002) : Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors?		1,99	2,00
Li et Hamill (2002) : Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition		1,90	1,85
Daniels et Newell (2003) : Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion		2,05	...
Getchell et Whittall (2004) : Transitions To and From Asymmetrical Gait Patterns		1,77	1,89
Rotstein, Inbar, Berginsky et Meckel (2005) : Preferred transition speed between walking and running: effects of training status	Experts en course à pied 2.06* Non-experts en course 2.01*
Neptune et Sasaki (2005) : Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed		1,96	...
Segers, Aerts, Lenoir et De Clercq (2006) : Spatiotemporal characteristics of the walk-to-run and run-to-walk transition when gradually changing speed	$a = \pm 0,1 m.s^{-2}$	2,16	2,19
	$a = \pm 0,07 m.s^{-2}$	2,10	2,12
	$a = \pm 0,05 m.s^{-2}$	2,12	2,17
Segers, Lenoir, Aerts et De Clercq (2007b) : Kinematics of the transition between walking and running when gradually changing speed		2,16	2,19
Mohler, Thompson, Creem-Regehr, Pick, Jr. et Warren, Jr. (2007) : Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed		2,11	1,86
Hreljac, Imamura, Escamilla, Edwards et MacLeod (2008) : The relationship between joint kinetic factors and the walk-run gait transition speed during human locomotion	1,96*
Segers, Aerts, Lenoir et De Clercq (2008) : External forces during actual acceleration across transition speed		2,17	2,19
Malcolm, Segers, Van Caekenberghe et De Clercq (2009) : Experimental study of the influence of the m. tibialis anterior on the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot exoskeleton		2,10	...
Malcolm et al. (2009) : Experimental study on the role of the ankle push off in the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot-exoskeleton	2,11*
Ziv et Rotstein (2009) : Physiological characteristics of the preferred transition speed in racewalkers	Contrôle 2,04* M.athlétique 2,28*
Shung, de Oliveira et Nadal (2009) : Influence of shock waves and muscle activity at initial contact on walk-run transition evaluated by two models		1,86	...

Études	VTS	VTS _{M-C}	VTS _{C-M}
De Smet, Segers, Lenoir et De Clercq (2009) : Spatiotemporal characteristics of spontaneous overground walk-to-run transition		2,66 : Saut de vit de 0,42 entre le dernier pas de marche et celui de transition	
Van Caekenberghe, Segers, De Smet, Aerts et De Clercq (2010) : Influence of treadmill acceleration on actual walk-to-run transition	$a=0,1m.s^{-2}$	2,09	
	$a=0,2m.s^{-2}$	2,17	...
	$a=0,5m.s^{-2}$	2,31	
Monteiro, Farinatti, de Oliveira et Araujo (2011) : Variability of cardio-respiratory, electromyographic, and perceived exertion responses at the walk-run transition in a sample of young men controlled for anthropometric and fitness characteristics		2,26	...
Ganley, Stock, Herman, Santello et Willis (2011) : Fuel oxidation at the walk-to-run-transition in humans	2,08*
Nimbarte et Li (2011) : Effect of added weights on the characteristics of vertical ground reaction force during walk-to-run gait transition		2,05	...
Sentija, Rakovac et Babic (2012) : Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion	Hommes 2,05	2,07	2,02
	Femmes 1,99	2,01	1,98
Moyenne	2,07	2,10	2,04
Valeurs minimale - maximale		1,77 - 2,36	

*La VTS est directement calculée comme la moyenne des VTS_{M-C} et VTS_{C-M}, sans que les valeurs de ces dernières ne soient précisées.

1. Approche dynamique non-linéaire des transitions locomotrices

Comme nous l'avons présenté ultérieurement (voir partie 1.1), les premiers travaux qui ont mis en évidence les caractéristiques dynamiques non-linéaires des transitions de coordinations motrices concernent ceux du modèle HKB (Haken, Kelso, & Bunz, 1985) dans la tâche de coordination bimanuelle. Dans la continuité de ces travaux, la locomotion et le phénomène de transition marche-course ont été analysés au même titre que les coordinations bimanuelles. Il est intéressant de commencer par décrire l'approche dynamique de la locomotion humaine, pour ensuite présenter certaines caractéristiques dynamiques non linéaire du système locomoteur, bien décrites dans le cas des transitions marche-course.

1.1. Description générale du système locomoteur

Dans le cas de la locomotion humaine, le paysage d'attracteurs comporte les deux patterns de coordination adoptés naturellement sous l'influence de certains paramètres, la marche et la course. Ces deux attracteurs définissent la dynamique intrinsèque du système (i.e., tendances spontanées) et peuvent être distingués par des valeurs particulières du (des) paramètre(s) d'ordre comme par exemple la phase relative entre la cheville et le genou (Diedrich & Warren, 1995). Ainsi, le pattern de la marche se comporte comme un attracteur du système en deçà de la VTS, alors que la course correspond au pattern attracteur pour des valeurs au delà de cette VTS, également nommée vitesse critique. Ainsi, la variation continue d'un paramètre de contrôle non spécifique⁶, comme la vitesse de déplacement (Diedrich & Warren, 1995), peut induire, lorsqu'une valeur critique est atteinte, des modifications qualitatives brusques du comportement envoyant à la notion de non-linéarité du système.

1.2. Caractéristiques dynamiques des transitions marche-course

Diedrich et Warren (1995) utilisent les données métaboliques présentes dans la littérature pour déterminer théoriquement le paysage d'attracteurs avec la fonction potentielle $V(x)$, en fonction de l'évolution du paramètre de contrôle (i.e. la vitesse) et du paramètre d'ordre (i.e.,

⁶ Qui ne spécifie pas la valeur du paramètre d'ordre

la phase relative) (Figure 25). Toutefois ces auteurs précisent que les paramètres métaboliques ne soient pas la cause principale de la transition.

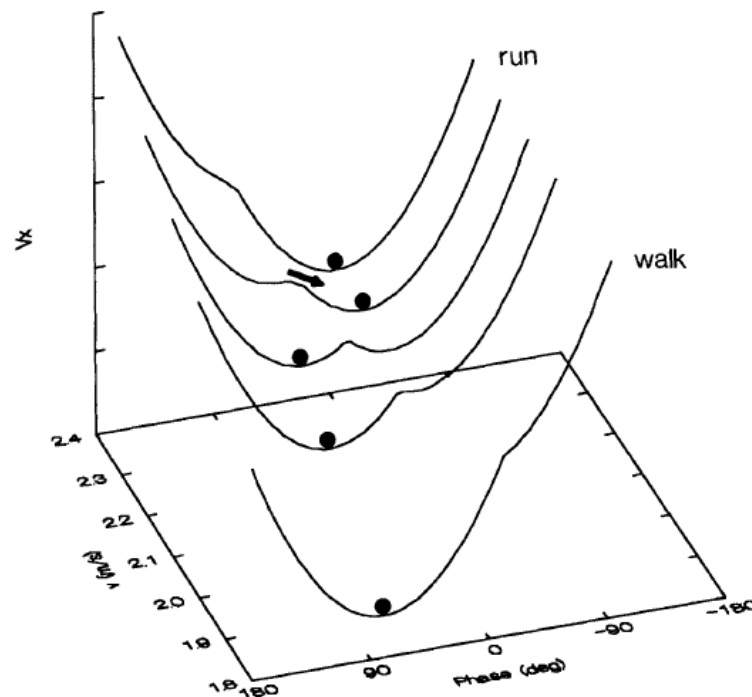


Figure 25. Représentation schématique de la fonction potentielle $V(x)$ pour la transition marche-course. Lorsque la vitesse (y) augmente le système (représenté par la bille) passe de l'attracteur marche à l'attracteur course, caractérisés respectivement par une valeur précise de la phase relative.

La transition marche-course est ainsi assimilée à une transition de phase qui se réalise lorsqu'un attracteur perd sa stabilité entraînant le système à bifurquer vers un autre attracteur plus stable. Cette transition de phase est définie par des caractéristiques spécifiques du comportement dans la zone de transition. Nous pouvons énumérer cinq caractéristiques des transitions marche-course (Diedrich & Warren, 1995) :

(1) Un changement qualitatif du paramètre d'ordre, reflétant la réorganisation qualitative du système avec la transition. Cette première caractéristique est observée par Diedrich et Warren (1995) qui montrent que les phases relatives des segments inférieurs sont qualitativement réorganisées entre la marche et la course. Dans la Figure 26, qui représente un essai de transition, nous observons à la vingtième seconde une réorganisation des phases relatives intra-segmentaires du membre inférieur, plus importante au niveau de la phase relative cheville-genou comparée à la phase relative cheville-hanche.

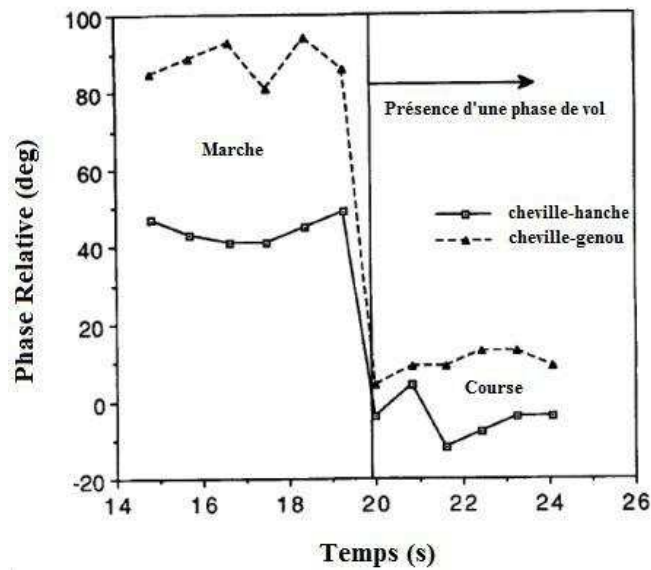


Figure 26. Représentation des phases relatives (degrés) des segments inférieurs (cheville hanche et cheville-genou) lors d'un essai de transition marche-course. Le trait vertical indique le début de la phase de vol ou la transition marche-course se produit. (D'après Diedrich et Warren, 1995).

(2) Un changement abrupt et spontané du paramètre d'ordre avec la modification continue du paramètre de contrôle, sans le passage par des états intermédiaires. Cette caractéristique est aussi visible dans la Figure 26, qui indique un saut abrupt dans les valeurs du paramètre d'ordre, sans le passage du système par des valeurs intermédiaires, considérées inaccessibles. En considérant les caractéristiques cinématiques qui définissent les deux modes de locomotion, la marche et la course sont facilement distinguées. De ce fait, il est logique de penser que la transition marche-course ou course-marche, où le passage d'un pattern présentant une phase de double appui à un pattern présentant une phase de vol, se réalise en un seul pas. Cependant, Segers, Aerts, Lenoir et De Clercq (2006) montrent l'existence d'une période de préparation à la transition, réfutant l'idée selon laquelle la transition se réalise en seul pas. Ces auteurs indiquent une période de pré-préparation (i.e. « preparation period ») à la transition marche-course (avant la transition, pendant la marche) et une période de post-préparation (i.e. « postparation period ») à la transition course-marche (après la transition, pendant la marche).

(3) Une présence d'hystérèse décrite par la différence de vitesses de transition spontanée en fonction du sens de l'évolution du paramètre de contrôle, la vitesse (Figure 27). Diedrich et Warren (1995) trouvent, malgré les différences individuelles pouvant présenter des tendances inverses, que la vitesse moyenne de transition marche-course (VTS_{M-C}) de $2,09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (i.e.,

$7,52 \text{ km.h}^{-1}$) était significativement supérieure à celle de la transition course-marche (VTS_{C-M}) de $2,05 \text{ m.s}^{-1}$ (i.e., $7,38 \text{ km.h}^{-1}$). Ce phénomène d'hystérèse représente la tendance du système à rester dans le bassin d'attraction en cours ou à maintenir le plus longtemps possible son comportement initial avant que ce dernier ne soit suffisamment contraint pour qu'une transition se déclenche.

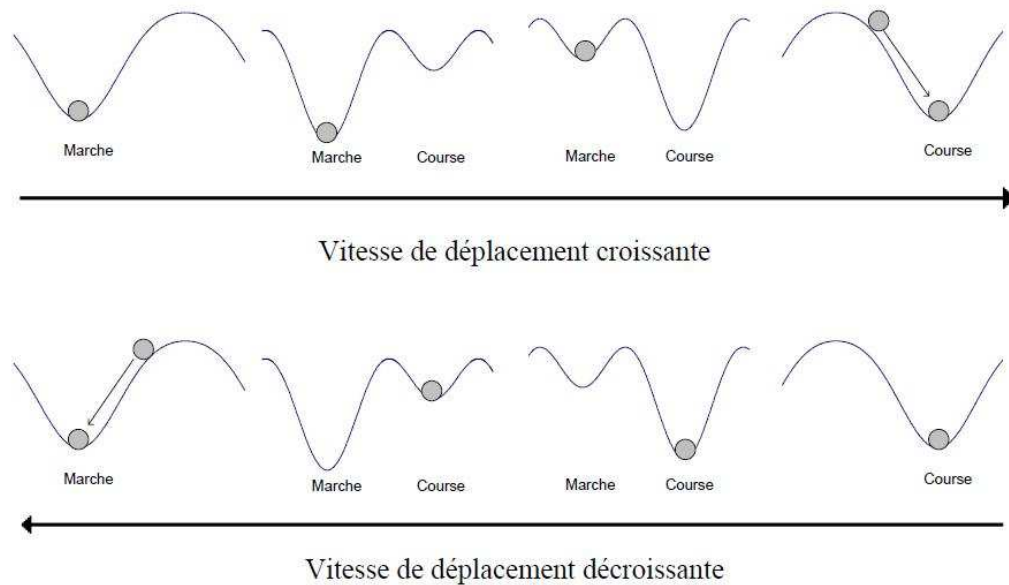


Figure 27. Représentation schématique du phénomène d'hystérèse pour les transitions marche-course. (D'après Delignières, 2004).

Dans l'exemple de Diedrich et Warren (1995), pour des vitesses inférieures à la VTS_{M-C} le pattern de marche représente l'attracteur le plus stable et pour des vitesses supérieures à la VTS_{C-M} c'est la course qui devient l'attracteur le plus stable. Nous observons ainsi une gamme de vitesse où les deux patterns co-existent simultanément. Dans cette zone critique, où les deux attracteurs présentent une faible stabilité, la dynamique intrinsèque du système est qualifié de bi-stable (Delignieres, 2004). Plusieurs études ont montré ce phénomène d'hystérèse dans la locomotion, indiquant une VTS_{M-C} supérieure à la VTS_{C-M} (par exemple : Beuter & Lalonde, 1989; Durand, Goudal, Mercier, Le Gallais, & Micallef, 1994; Hreljac, Imamura, Escamilla, & Edwards, 2007), alors que d'autres études ont montré une tendance inverse (par exemple : Turvey, Holt, Lafiandra, & Fonseca, 1999; Li, 2000; Getchell & Whittall, 2004) (Tableau 3). Li (2000) conclue que pour de petites amplitudes d'accélération du tapis roulant, la VTS_{C-M} est supérieure à la VTS_{M-C} et que pour de grandes amplitudes d'accélération, la VTS_{M-C} est supérieure à VTS_{C-M} . De plus, Hreljac et al. (2007) proposent

que l'amplitude de l'hystérèse soit liée à l'amplitude des sauts de vitesse ou de l'accélération du tapis roulant lors de l'essai de transition.

(4) Une augmentation des fluctuations dans la zone de transition, caractérisée par une augmentation de la variabilité du paramètre d'ordre. En effet Diedrich et Warren (1995) trouvent une augmentation de la variabilité de la phase relative cheville-genou pour la marche et la course autour de vitesses de transitions. De plus, Brisswalter et Mottet (1996) montrent une augmentation de la variabilité à l'approche de la transition d'un paramètre d'ordre, la durée de la foulée.

(5) Un ralentissement critique dans la zone de transition, caractérisé par l'augmentation du temps de relaxation qui représente le temps que met le système à retrouver son état stable après une perturbation. Cette mesure, dérivée des travaux sur le modèle HKB (1985), permet de quantifier la stabilité d'un pattern. La littérature récente, inspirée de la perspective des systèmes dynamiques non-linéaires, a permis de mettre en évidence que les termes de variabilité et de stabilité ne sont pas toujours synonymes, dans le sens où une augmentation de la variabilité ne signifie pas toujours une diminution de la stabilité. Un des exemples connus, présenté dans l'étude de Li, Haddad et Hamill (2005), souligne qu'une grande variabilité du rythme cardiaque est un bon indicateur de la santé cardiaque et que l'augmentation du degré de cohérence entre les battements cardiaques (diminution de la variabilité) est liée à un taux plus élevé de mortalité. Ainsi, la variabilité permettrait au cœur de mieux récupérer d'une perturbation, le rendant plus flexible et plus stable.

Toutes ces caractéristiques dynamiques de la locomotion renforcent l'idée selon laquelle les patterns de locomotion sont gouvernés par des processus d'auto-organisation émergeant de l'interaction des contraintes qui constituent et/ou pèsent sur ce système. Toutefois, un certain nombre d'études tente de comprendre les facteurs responsables du déclenchement de ces transitions. Dans cette perspective, le système change qualitativement de comportement lorsqu'une variable spécifique atteint une valeur critique (indiquant qu'un niveau critique de contraintes est atteint). Ainsi, plusieurs hypothèses ont été émises et sont encore débattues à l'heure actuelle dans la littérature. Dans ce travail doctoral, nous pensons qu'une meilleure connaissance des facteurs responsables du déclenchement des transitions locomotrices pourrait apporter une meilleure compréhension des principes qui sous-tendent l'auto-organisation du système locomoteurs et en conséquence l'adoption spontanée d'un mode de

locomotion dans un contexte de contraintes particulier. Nous présenterons dans la partie suivante les hypothèses sur la nature des facteurs responsables du déclenchement de la transition entre la marche et la course.

2. Hypothèses des déclencheurs des transitions locomotrices

Une explication simple et claire aux transitions locomotrices serait l'incapacité de l'Homme à maintenir le pattern de locomotion en cours. Cependant, ce phénomène se révèle bien plus complexe. Comme nous l'avons mentionné, la transition locomotrice se réalise spontanément, à une vitesse critique située aux alentours de $2,07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (ou $7,5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), malgré le fait que l'Homme puisse marcher à des vitesses plus élevées ou courir à des vitesses plus faibles.

Pour répondre à la question suivante : « pourquoi l'Homme passe-il de la marche à la course ou de la course à la marche à une vitesse critique ? », plusieurs études ont manipulé des facteurs extérieurs affectant directement la vitesse de transition. Parmi ces facteurs nous pouvons citer : la pente de la surface locomotrice, la gravité, la fatigue musculaire, la répartition des masses, les informations visuelles ou le statut d'entraînement. Cette question à la base des recherches sur les processus ou les mécanismes qui sous-tendent les changements de coordination (transitions locomotrices) a mis en avant l'existence de plusieurs hypothèses sur l'origine des déclencheurs des transitions.

Avant de présenter ces différentes hypothèses, rappelons les critères proposés par Hreljac (1995a) et Hreljac et al. (2008), qui permettent à une variable d'être considérée comme un déclencheur de la transition (Figure 28) :

(1) la valeur de la variable doit changer abruptement avec la transition entre les modes de locomotion.

(2) Le sens de l'évolution des valeurs de la variable doit être pris en compte. Ainsi, si la valeur de la variable augmente avec l'augmentation de la vitesse de marche, cette dernière doit diminuer avec la transition vers la course, pour retrouver des valeurs observées lors de la marche à des vitesses faibles.

(3) La transition doit se produire à la même valeur critique de la variable, quelle que soit la condition.

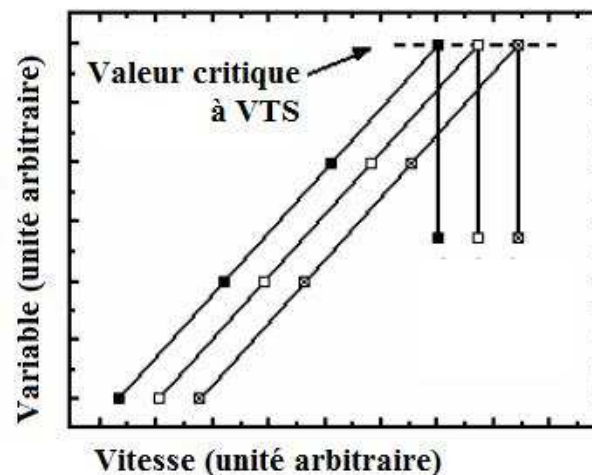


Figure 28. Illustration des critères qui permettent à une variable d'être considérée comme un déclencheur de la transition marche-course. Avant la transition, la valeur de la variable augmente avec la vitesse pour les différentes conditions de pente de la surface locomotrice (0% de pente \square , 10% de pente \blacksquare et 15% de pente \boxtimes). La transition se réalise lorsque la valeur critique est atteinte et provoque une diminution des valeurs de la variable.

2.1. Déclencheurs métaboliques

Une des premières hypothèses sur l'origine des transitions locomotrices concerne celle du coût énergétique de la locomotion. En 1963, Margaria a proposé que la transition soit réalisée dans un but de minimiser le coût énergétique. Comme nous l'avons mentionné dans la partie II.5, chaque mode de locomotion est caractérisé par une relation particulière entre le CE et la vitesse. Le CE de la marche est décrit en fonction de la vitesse par une équation quadratique (en « U inversé ») alors que la relation CE-vitesse de course se traduit par une équation linéaire (Figure 29). L'intersection des courbes métaboliques de ces deux modes de locomotion se réalise à la vitesse de transition énergétiquement optimale (VTEO) (Hreljac, 1993). Ainsi, à cette vitesse le passage d'un mode de locomotion à l'autre devient plus économique que le maintien du pattern en cours. Plusieurs études confortent cette hypothèse, notamment sur le modèle humain (Astrand & Rodahl, 1980; Grillner, Halbertsma, Nilsson, & Thorstensson, 1979; Hanna et al., 2000; Mercier et al., 1994), mais aussi sur le modèle animal comme le cheval (Hoyt & Taylor, 1981) (Figure 29). De cette façon, dans la lignée des théories de l'optimisation métabolique (Sparrow, 1983), que nous avons précédemment présenté, cette hypothèse postule que la VTEO coïnciderait avec la VTS.

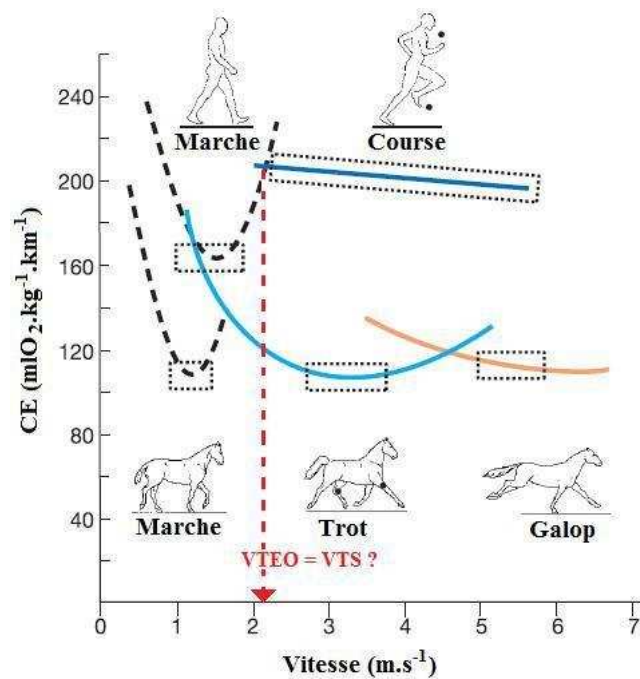


Figure 29. Coût énergétique des locomotions chez l'Homme et chez le cheval. La flèche verticale rouge indique la VTEO (vitesse de transition énergétiquement optimale). Adaptée de Hoyt et Taylor, 1981 et de Bramble et Lieberman (2004).

Cependant, des résultats contradictoires ont remis en question la validité de l'hypothèse métabolique. Le déclenchement de la transition ne semble pas reposer sur la logique de la minimisation du coût énergétique. En effet, dans une étude où les participants devaient marcher et courir sur différents paliers de vitesses incrémentées, Hreljac (1993) ont montré que la VTS était significativement inférieure à la VTEO définie comme la vitesse à laquelle la marche et la course présentent la même $\dot{V}\text{O}_2$. Ainsi, ce résultat réfute l'idée d'un déclencheur métabolique. Brisswalter et Mottet (1996) trouvent des résultats conformes à ceux de Hreljac (1993), montrant une VTS ($2,13 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) significativement inférieure à la VTEO ($2,19 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). Les conclusions des études indiquent que la dépense énergétique métabolique de la locomotion n'apparaît pas comme un facteur approprié responsable du déclenchement des transitions locomotrices.

2.2. Déclencheurs mécaniques

La deuxième hypothèse met en avant le rôle déterminant de certains paramètres mécaniques dans le déclenchement de la transition.

Limitations mécaniques

La logique mécanique indique, qu'avec l'augmentation de la vitesse, les forces propulsives en marche augmentent pendant la phase d'appui. Lorsque ces dernières atteignent une valeur critique le contact avec le sol est perdu. De cette façon, le passage à un mode présentant une phase de vol devient plus adapté. Ainsi, la transition de la marche à la course pourrait être déclenchée lorsque le mécanisme du pendule inverse devient inefficace en termes de conservation d'énergie mécanique en comparaison au mécanisme de stockage/restitution de l'énergie élastique (Cavagna, 1977).

Lorsque la vitesse de marche augmente, les forces centripètes qui propulsent le corps en avant ($= mv^2/L$, où m est la masse du corps, v est la vitesse de déplacement et L est la longueur du membre inférieur) augmentent sous l'influence d'une force principale, la gravité ($= m.g$, où g est la constante gravitationnelle). Sur la base du mécanisme du pendule inverse, Alexander (1989) formule une équation qui permet de prédire la limite supérieure de la vitesse de marche en utilisant le nombre de Froude (F). Ce dernier représente une normalisation de la vitesse en fonction de la longueur du membre inférieur et de la gravité. Ainsi l'équation qui définit le nombre de Froude (unité arbitraire) est la suivante :

$$F = \frac{v^2}{L \times g}$$

Où v est la vitesse de déplacement ($m.s^{-1}$), L est la longueur du membre inférieur (m) et g est la constante gravitationnelle ($m.s^{-2}$).

La vitesse maximale de marche est atteinte à une valeur du nombre de Froude égale à 1. Au-delà de cette valeur le pied perd le contact avec le sol. En effet, en considérant que la jambe d'appui est rigide pendant la marche, le centre de gravité (CG) du corps décrit une trajectoire en arc de cercle d'un rayon égal à celui de la longueur du membre inférieur L , et l'accélération du CG vers l'avant est définie par la relation : $a = v^2 / L$. Pour qu'un pied reste en contact avec le sol, la valeur de l'accélération (a) ne peut pas dépasser l'accélération due à la gravité (g) ($F = 1$). En conséquence, la limite supérieure de la vitesse de marche est formulée par l'équation suivante : $v < (g.L)^{0,5}$. En supposant que la longueur moyenne du membre inférieur est de 0,9 m, ce modèle prédit une vitesse maximale de marche égale à 3,0

$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ (10,8 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Cependant, cette valeur est bien plus importante que celle observée lors de la transition spontanée (i.e. 2,07 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ou 7,5 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$).

Toutefois, il a été montré qu'en réalité, les humains et certains animaux réalisent la transition à une valeur constante du nombre de Froude ($F \approx 0,5$) quelles que soient les conditions (Alexander, 1989; Hreljac, 1995b; Kram, Domingo, & Ferris, 1997; Minetti, 2001b; Minetti, 2001a; Thorstensson & Roberthson, 1987; Vaughan & O'Malley, 2005). Partant de ce constat, plusieurs auteurs ont testé l'influence de la gravité et des variables anthropométriques sur la VTS. Kram, Domingo et Ferris (1997) ont monté un dispositif qui permet de simuler les conditions de gravité réduite afin de tester son effet sur la VTS (Figure 30). Les résultats des neuf participants ont indiqué que la VTS diminue avec la diminution de la gravité. Toutefois, pour les situations de gravité réduites (1g à 0,4g), la transition se réalisait à la même vitesse mécanique équivalente ($F \approx 0,5$). Selon ces auteurs, les résultats mettent en évidence l'existence d'un déclencheur mécanique à la transition M-C. Cependant, cette explication basée sur les mécanismes de la locomotion n'a été testée que sur la transition marche-course et n'offre aucune prédiction au déclenchement de la transition course-marche.

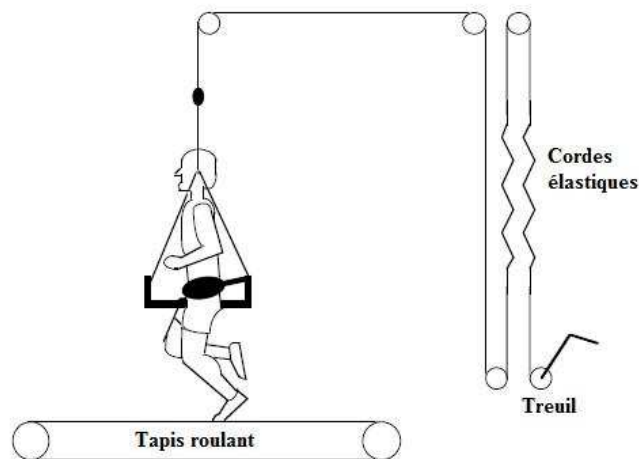


Figure 30. Simulateur de gravité réduite. (D'après Kram, Domingo, & Ferris, 1997)

Le poids des variables anthropométriques a aussi été étudié dans plusieurs études, dans la perspective de l'hypothèse mécanique des déclencheurs de la transition (Getchell & Whittall, 2004; Hanna et al., 2000; Hreljac, 1995b; Thorstensson & Roberthson, 1987). Thorstensson et Roberthson (1987) trouvent que la VTS augmente avec l'augmentation de la longueur du membre inférieur. Hreljac (1995) confirme ce résultat en indiquant une

corrélation de 0,38 entre ces deux paramètres, dans une étude portant sur 13 hommes et 15 femmes. Cependant, Turvey et al. (1999) démontrent que la longueur du membre inférieur n'est pas un bon indicateur de la VTS, car il explique moins de 10% de la variance de la VTS. En 2002, Raynor et al. trouvent que c'est la longueur du tibia qui corrèle le mieux avec la VTS ($r = 0,587$). Récemment, Sentija, Rakovac et Babic (2012), dans une recherche menée sur 21 hommes et 27 femmes, proposent que la VTS soit influencée non seulement par la taille de l'homme ou des segments inférieurs mais aussi par le diamètre des différents segments corporels. En effet, ces auteurs montrent des différences de VTS entre les hommes et les femmes, liées selon eux, aux dimensions du corps. Cependant, l'ensemble de ces études ne montrent que des corrélations faibles à modérées entre les variables anthropométriques et la VTS.

Déclencheurs cinétiques (Réaction du sol)

Une autre explication mécanique met l'accent sur les tensions mécaniques (cinétiques) que subit le système musculo-squelettique lors de l'impact au sol. L'hypothèse postule que la transition se réalise à une limite critique du pic des forces de réaction du sol, afin de réduire les tensions mécaniques sur les os et articulations et ainsi pour minimiser les risques de blessures (Farley & Taylor, 1991). Cette hypothèse a été mise en évidence dans l'étude de Farley et Taylor (1991) sur des chevaux qui montre que lorsqu'une charge est rajoutée au cheval (23% du poids du corps), la transition trot-galop ne se réalise pas à la VTEO mais plutôt à la vitesse à laquelle le pic des forces de réaction du sol devient critique (1,14 fois le poids du corps). De plus, le passage au trot permet de réduire de 14% ces tensions cinétiques. En effet, la même valeur critique du pic des forces de réaction du sol est également observée lors de la condition où aucune charge n'est rajoutée, poussant les auteurs à proposer l'hypothèse d'un déclencheur cinétique à la transition. Toutefois, ce mécanisme n'a pas été prouvé pour la transition de la marche au trot et ne semble pas suffisamment fiable pour être généralisé aux transitions entre les différents modes de locomotion. En effet, en ce qui concerne les transitions locomotrices humaines, les résultats semblent contradictoires. L'étude de Herljac (1993) n'a pas pu démontrer l'effet des variables cinétiques sur le déclenchement des transitions marche-course. Cependant, Raynor et al. (2002) réalisent une étude qui a pour objectif de tester les hypothèses mécaniques, cinétiques et énergétiques sur les transitions entre la marche et la course. Pour ce faire, ces auteurs analysent les VTS_{M-C} et VTS_{C-M} de 18 sujets sous trois conditions différentes : pas de charge (0%), charge à 15% du poids du corps

et charge à 30%. Les résultats suggèrent que les variables cinétiques (temps au premier pic de réaction du sol et le taux de charge) jouent un rôle plus important dans les transitions marche-course et course-marche, en comparaison aux autres facteurs analysés d'ordre métabolique et anthropométrique. Au final, cette étude ne montre qu'un faible lien entre les forces de réaction du sol et la VTS. Plus récemment, Nimbarte et Li (2011), dans un protocole de transition avec plusieurs niveaux de charges rajoutées, trouvent de résultats qui semblent accrédi-ter l'hypothèse d'un déclencheur cinétique (variables liées aux forces de réaction du sol) aux transitions locomotrices humaines.

2.3. Déclencheurs lié à la perception de l'effort

La consigne qui est généralement donnée lors d'un protocole de transition entre la marche et la course est d'adopter le mode de locomotion qui paraît le plus confortable. Thorstensson et Roberthson (1987) proposent que la transition soit la conséquence d'un sentiment subjectif indiquant que la transition aboutira à une situation plus confortable. En effet, une troisième hypothèse est basée sur un indicateur psycho-physiologique de la gestion de l'intensité de l'effort, évalué par l'intermédiaire de l'échelle de l'effort perçu de Borg (1973) (voir partie I.2.3). Dans cette perspective, Hreljac (1993) évalue la perception de l'effort (PE) des participants lors d'une tâche de marche et de course sur tapis roulant à des vitesses incrémentées. Les résultats montrent que les scores de la PE sont significativement plus élevés en marche à la VTS comparée à la course à la même vitesse. De plus, les données indiquent une chute de 26,2% de la PE lors du passage de la marche à la course. L'auteur suggère donc que la PE puisse jouer le rôle d'un déclencheur de la transition marche-course. Selon Greiwe et Kohrt (2000), ce résultat peut être expliqué par le fait que la marche aux vitesses de transition implique un recrutement musculaire plus faible que la course, ce qui augmente la fatigue musculaire en marche comparée à la course à VTS et à des vitesses plus élevées que la VTS.

Il semblerait que la PE soit plus influencée par des informations sensorielles d'origine périphérique (inconfort dû aux tensions mécaniques et musculaires) que centrales (cardio-respiratoires). Dans cette perspective, Daniels et Newell (2003) proposent de mesurer la PE à partir de deux échelles : PE périphérique (PEP) et centrale (PEC) lors d'un protocole de double tâche. Il s'agit pour les participants de résoudre résoudre un problème mathématique

(calcul mental) facile ou difficile en réalisant la tâche secondaire de transition sur un tapis roulant. Les auteurs montrent que quelle que soit la condition, les scores de la PEC continuent à augmenter même après la transition, alors que les scores de la PEP se stabilisent grâce à la transition (Figure 31). Ces résultats suggèrent que la transition marche-course empêche l'augmentation attendue (avec la vitesse) des sensations d'inconfort local perçues au niveau des membres inférieurs. De plus, l'étude montre que les vitesses de transition marche-course sont plus élevées lors des conditions de double tâche en comparaison à celles relevées lors de la tâche de locomotion seule. Selon les auteurs, la double tâche qui a un rôle distracteur, aurait dévié l'attention des participants sur leurs sensations périphériques, retardant ainsi la transition.

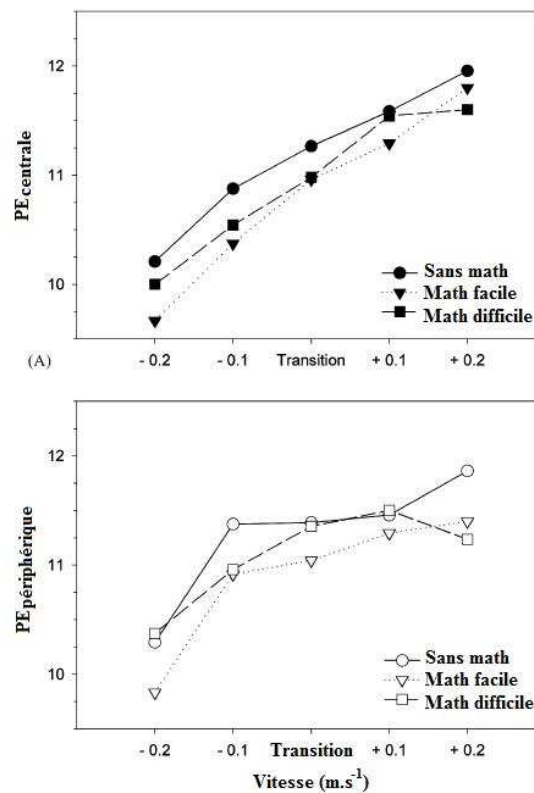


Figure 31. Résultats de Daniels et Newell (2003), qui indiquent les scores de la perception d'effort centrale et périphérique lors d'un test de transition réalisé pour deux des conditions dans une situation de double tâche, où les participants devaient résoudre un problème mathématique facile ou difficile.

Variables cinématique et activation musculaire

Afin de vérifier l'hypothèse des sensations musculaires périphériques, plusieurs études se sont intéressées aux paramètres cinématiques pouvant être directement perçus par des

récepteurs proprioceptifs (musculaires et tendineux) et à l'activité musculaire des membres inférieurs (EMG). En 1995, Hreljac étudie les variables cinématiques pouvant être responsables du déclenchement de la transition. Parmi les 4 variables analysées (extension maximale de la hanche, longueur du support, vitesse et accélération angulaires maximales de la cheville), seules les deux dernières remplissent les critères proposés par Hreljac (1995a). Ce résultat indique que les valeurs de la vitesse et de l'accélération angulaires de la cheville ont atteint un niveau critique, associé à une activation musculaire importante nécessaire pour empêcher le pied de traîner lors du soulèvement de la jambe. Selon cet auteur, l'activité musculaire localisée peut être réduite considérablement lors de la transition vers la course, permettant de passer le relais à d'autres groupes musculaires plus grands, situés à un niveau plus élevé (cuisse, hanche). Bien que la participation de groupes musculaires plus grands lors de la course augmente la consommation d'oxygène, cela permettra néanmoins de diminuer la fatigue locale des muscles dorsaux fléchisseurs de la cheville et ainsi de la perception de l'effort périphérique. Les résultats de cette étude, basés sur des facteurs cinématiques, seront confirmés par plusieurs études.

Hreljac et al. (2001; 2008) et Prilutsky et Gregor (2001) confirment le rôle de la fatigue des muscles fléchisseurs de la cheville dans le déclenchement de la transition. En effet, Prilutsky et Gregor (2001) observent que l'activité des muscles impliqués dans l'oscillation de la jambe (tibialis antérieur, rectus femoris et biceps femoris) diminue lors du passage à la course en comparaison à la marche. Ces résultats sont confirmés par Segers, Lenoir, Aerts et De Clercq (2007a) qui montrent que la VTS_{M-C} diminue suite à un protocole induisant une fatigue au niveau du muscle tibialis antérieur participant à la flexion dorsale du pied. Cependant, ces auteurs ne retrouvent pas une modification de la VTS_{C-M} après ce protocole de fatigue. Plus récemment, Bartlett et Kram (2008) évaluent la VTS en réduisant les demandes sur les muscles impliqués dans la flexion dorsale de la cheville (tibialis antérieur) et les fléchisseurs de la hanche (rectus fémoris), en assistant leur mouvement. Dans ces conditions, les auteurs observent une augmentation de la VTS. De plus, lorsque les sollicitations des muscles impliqués dans la flexion plantaire de la cheville, participant à la phase d'appui, augmentent, la VTS diminue. Ces résultats montrent que la VTS est liée à l'activité des fléchisseurs dorsaux et plantaires lors des phases d'appui et d'oscillation de la jambe.

En résumé, l'augmentation des sensations d'inconfort locales ou périphériques dues à l'augmentation des tensions musculaires locales (i.e., « local stress ») pourrait être

responsable du déclenchement de la transition. Les récepteurs périphériques des membres inférieurs envoient des signaux précis qui renseignent sur la fatigue ou l'inefficacité de la contraction musculaire (Neptune & Sasaki, 2005).

Dans la partie suivante, nous montrons qu'un statut spécifique d'entraînement pourrait aussi avoir un effet sur la VTS et sur certains paramètres de la transition.

3. Effet d'un statut d'entraînement sur les transitions locomotrices

L'expertise dans un sport athlétique en particulier (par exemple la course ou la marche athlétique) peut avoir des effets positifs sur les caractéristiques énergétiques de la locomotion, donnant lieu par exemple à un effet retardé et/ou une dépense énergétique plus faible de la transition marche-course.

Sur la base de ces constats, Beaupied, Multon et Delamarche (2003) ont émis l'hypothèse que le type d'entraînement en course à pied (sprint ou endurance) pourrait influencer la vitesse théorique de transition déterminée d'un point de vue métabolique (VTEO) et mécanique (VTMO : vitesse de transition mécaniquement optimale). Quinze participants, répartis en trois groupes de cinq, les non-entraînés, les experts en sprint et les experts en endurance, participent à leur étude. Un premier résultat indique que les experts en sprint ont une valeur de $VTMO_{théorique}$ significativement inférieure à la $VTEO_{théorique}$, alors que le contraire est trouvé pour les sujets non-entraînés. Cependant, aucune différence n'est indiquée entre les $VTMO_{théorique}$ et $VTEO_{théorique}$ des experts en endurance. Ces résultats mettent en évidence que le type d'entraînement a un effet sur les vitesses théoriques de transition énergétiquement et mécaniquement optimales.

Ces premiers résultats ont ouvert la perspective d'une possible influence du statut d'entraînement sur la VTS réelle. Ainsi, Rotstein et al. (2005) ont étudié les effets d'un entraînement en endurance en course à pied sur la VTS et la VTEO. Compte tenu des adaptations physiologiques et mécaniques inhérents à ce type d'entraînement, leur hypothèse était que la VTS et la VTEO des experts en course à pied d'endurance pourrait être supérieure à celles des sujets non-entraînés. Cependant, les résultats n'ont pas montré de différence significative de VTS et de VTEO entre les experts en course et les non-entraînés. De plus,

pour les deux groupes, la VTS ($7,33 \pm 0,26 \text{ km.h}^{-1}$ ou $2,04 \pm 0,07 \text{ m.s}^{-1}$) était significativement inférieure à la VTEO ($7,96 \pm 0,66 \text{ km.h}^{-1}$ ou $2,21 \pm 0,18 \text{ m.s}^{-1}$). En conséquence, la VTS et la VTEO ne semble pas dépendre de la capacité aérobie ou du statut d'entraînement en course à pied.

Récemment, Ziv et Rotstein (2009) ont proposé de tester les caractéristiques physiologiques de la transition pour une population d'experts en marche athlétique. En effet, la technique spécifique de la marche athlétique permet aux experts d'accéder à des vitesses élevées (i.e., $13\text{-}15 \text{ km.h}^{-1}$) dans le cadre règlementaire qui leur est imposé. Onze athlètes spécialistes de marche athlétique et treize sujets contrôle ont participé à l'expérimentation. Les résultats principaux ont montré que pour les experts en marche athlétique, la VTS ($8,20 \pm 0,54 \text{ km.h}^{-1}$) et la VTEO ($8,46 \pm 0,55 \text{ km.h}^{-1}$) étaient significativement supérieures comparées aux sujets contrôle (VTS = $7,33 \pm 0,33 \text{ km.h}^{-1}$ et VTEO = $8,00 \pm 0,48 \text{ km.h}^{-1}$) et présentaient une tendance qui indique une différence entre VTS et VTEO inférieure chez les experts comparée à celle du groupe contrôle. Il semblerait que l'expertise en marche athlétique permette de cibler plusieurs variables biomécaniques et physiologiques qui pourraient être à l'origine du déclenchement tardif de la transition. En effet, il a été montré que les marcheurs experts améliorent leur efficacité mécanique en marche en réduisant leur déplacement vertical (Murray et al., 1983). De plus, ces experts présentent une meilleure endurance musculaire au niveau des membres inférieurs, ce qui leur permet de maintenir confortablement le pattern de marche à des vitesses élevées. Cela pourrait expliquer la VTEO observée chez les experts en marche athlétique, plus élevée que chez les participants contrôle. Néanmoins, il n'est pas précisé dans cette étude si les spécialistes en marche athlétique adoptent une marche rapide ou de la marche athlétique avant la transition. Enfin, il semblerait que le déclenchement de la transition chez les marcheurs experts ne soit pas directement lié à des facteurs physiologiques sachant que ces derniers présentaient des valeurs de fréquence cardiaque (FC) et de débit ventilatoire ($\dot{V}E$) significativement plus élevées au palier de transition, comparées au groupe contrôle.

Ces résultats vont dans le sens d'un travail non publié (Heugas & Deschamps, 2006), qui met en évidence des VTS significativement supérieures pour huit marcheurs de haut niveau en comparaison à un groupe contrôle de 7 participants. En effet, les résultats montrent que, par rapport au groupe contrôle, les experts retardent la transition car ils adoptent la marche

athlétique avant la transition, une coordination qualitativement différente. Cela a été mis en évidence par l'analyse des phases relatives cheville-genou et cheville-hanche entre la marche et la marche athlétique. De plus, ces auteurs trouvent qu'au palier de transition, le coût énergétique des experts étaient significativement plus élevé comparé au groupe contrôle. Les conclusions suggèrent que la transition marche-course chez les marcheurs experts ne serait pas concomitante à une minimisation de l'énergie métabolique contrairement aux non-experts.

4. Conclusion

A l'issue de ces différentes hypothèses, nous pouvons penser qu'il existe plusieurs déterminants à la transition agissant en simultané. Dans cette perspective, la VTS serait déterminée par le maillon faible de la chaîne. Ainsi, l'analyse des facteurs déclenchant les transitions locomotrices pourrait être assimilée à l'étude de l'ordre hiérarchique des effets que pourrait avoir les différents facteurs sur le déclenchement de la transition, lorsqu'ils atteignent un niveau critique de contraintes.

A cette complexité s'ajoute plusieurs résultats qui remettent en cause l'existence d'un déclencheur unique aux différentes transitions. En effet, plusieurs études proposent que les transitions marche-course ne soient pas déclenchées par les mêmes facteurs que ceux des transitions course-marche (Segers et al., 2007a; Li, 2000; Hreljac et al., 2007). La variation de paramètres de nature différente (métaboliques, cinématiques, cinétiques, musculaires, attentionnelles, etc) ne s'effectue pas de la même façon en fonction du sens de l'évolution de la vitesse. Ce phénomène a été clairement décrit par Segers et al. (2006) qui montrent une organisation cinématique spatio-temporelle différente entre les transitions marche-course et course-marche, qu'ils définissent comme une « hystérèse fonctionnelle ».

Dans le cadre de ce travail doctoral, nous nous sommes intéressés à une habileté athlétique hautement contrainte sur les plans biomécanique et physiologique. Les contraintes biomécaniques, imposées par la réglementation, font de la marche athlétique un mode de locomotion artificiel, mais lui procurent des caractéristiques uniques qui la placent en mode intermédiaire entre la marche et la course. Le choix de cette habileté pourrait permettre de mieux comprendre l'effet des paramètres métaboliques et biomécaniques (cinématiques) dans l'émergence d'un comportement préférentiel autour de la zone de transition. De plus, les tests

de transition locomotrice représentent un moyen de tester les comportements attracteurs appartenant à la dynamique intrinsèque du système locomoteur et notamment l'effet de l'apprentissage de ce nouveau mode de locomotion sur cette dynamique intrinsèque.

Résumé. Un grand nombre d'études se sont intéressés à la compréhension des transitions entre la marche et la course. D'après les théories dynamiques non-linéaires, la dynamique intrinsèque du système moteur est révélée par l'émergence spontanée de comportements attracteurs (marche et course) sous l'influence de certaines contraintes pèsent sur le système (comme la vitesse de déplacement). La transition se déclencherait ainsi lorsque ce système atteint un niveau critique de contraintes. Plusieurs hypothèses sur les facteurs responsables du déclenchement de la transition ont été présentées dans la littérature. Une première hypothèse propose que la transition soit réalisée pour minimiser le coût métabolique de la locomotion. Toutefois, cette hypothèse a été contredite par des études qui montrent que la transition se réalise à une vitesse inférieure à celle qui est énergétiquement optimale (Hreljac, 1993, Brisswalter & Mottet, 1996). Une autre étude récente a montré que les spécialistes en marche athlétique retardaient le moment de la transition spontanée vers la course, alors même que les valeurs de certaines variables métaboliques (FC et $\dot{V}E$) atteignaient des niveaux supérieurs comparés à un groupe contrôle (Ziv & Rotstein, 2009). Ce résultat met en avant un effet de l'expertise en marche athlétique sur les comportements préférentiels autour de la transition par rapport au groupe contrôle et l'existence de déclencheurs non métaboliques. En effet, une deuxième hypothèse propose que les transitions soient déclenchées lorsque les valeurs de certaines variables mécaniques atteignent un niveau critique de contraintes (forces de réaction du sol, tensions mécaniques et musculaires, contraintes cinématique, etc). Une troisième hypothèse suggère que la perception de l'effort (PE) pourrait jouer le rôle d'un déclencheur (Hreljac, 1993) et plus particulièrement la PE en relation avec les facteurs périphériques (musculaires, tendineux, osseux).

PROBLEMATIQUE GENERALE

A l'issue de cette revue de littérature, il apparaît qu'en fonction des contraintes de l'organisme, de la tâche et de l'environnement (Newell, 1986), les patterns du mouvement humain s'auto-organisent suivant certains principes généraux. Le processus d'apprentissage est considéré comme l'émergence et le renforcement de nouveaux patterns de coordination ou de nouveaux *attracteurs* (Zanone & Kelso, 1992). Parmi les modèles d'apprentissage, nous faisons référence à celui de Newell (1985) décrivant ce processus en 3 *étapes* distinctes mettant en avant une hiérarchie entre l'apparition de la *coordination*, du *contrôle* et de l'*habileté*. En effet, le processus d'apprentissage commence par l'émergence d'une nouvelle coordination (Étape 1) permettant de réaliser les exigences de la tâche à apprendre. La poursuite de la pratique permet à cette nouvelle coordination d'être renforcée ou stabilisée révélant une amélioration des paramètres de son contrôle (Étape 2). Après une longue période de pratique, ce contrôle tend à devenir optimal, révélant une amélioration de l'efficacité énergétique (Étape 3). De plus, l'apprentissage d'une habileté motrice impliquant plusieurs (ou tous les) degrés de liberté semble être gouverné (pour certaines catégories de tâches) par des principes généraux ou *stratégies* comme l'existence d'un *sens universel* au relâchement des degrés de liberté (*freezing-freeing* et/ou *couplage-découplage*) (Bernstein, 1967) ou l'existence d'un *sens directionnel* indiquant une réorganisation du mouvement allant du niveau proximal au niveau distal (Gesell, 1929 ; Newell & Van Emmerik, 1989). Toutefois ces principes généraux retrouvés dans la littérature n'ont pas pu être généralisés à l'apprentissage de toutes les tâches. Ainsi, pour comprendre les principes qui gouvernent ce processus, il semble important de considérer les contraintes qui s'imposent au débutant par la tâche et par l'environnement, mais aussi par les propres contraintes de son organisme qui pourraient jouer un rôle déterminant dans la façon avec laquelle le mouvement se réorganise.

En effet, la sensibilité de l'Homme à sa dépense énergétique métabolique semble influencer l'(auto-)organisation des patterns du mouvement avec l'apprentissage (Sparrow & Newell, 1998). Partant de la théorie de l'auto-optimisation métabolique (Sparrow, 1983), le postulat est que l'émergence de nouvelles coordinations lors de l'apprentissage et leur renforcement serait le résultat d'un mécanisme de recherche de patterns économiques. A partir de ces propositions, certaines études ont essayé de comprendre la nature d'un stimulus

primaire sur la base duquel le mouvement se réorganise. Des études sur l'apprentissage moteur ont ainsi mis en évidence un lien entre l'émergence de nouveaux patterns de coordination et leur contrôle et la réduction de la dépense énergétique métabolique (consommation d'oxygène, fréquence cardiaque), de l'activation musculaire et de la perception de l'effort (Sparrow & Newell, 1994b; Sparrow et al., 1999; Almasbakk, Whiting, & Helgerud, 2001; Lay et al., 2002). Cependant, le lien de causalité entre les processus physiologiques et perceptifs et le processus de la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage moteur d'une habileté complexe demeure difficile à établir. Les questions qui nous animent à ce stade concernent la façon avec laquelle le mouvement se réorganise avec l'apprentissage de la marche athlétique et les liens avec l'optimisation des processus métaboliques.

Dans ce travail doctoral, nous nous intéressons à l'apprentissage d'un nouveau mode de locomotion original, la marche athlétique, qui permet d'atteindre des vitesses supérieures à celles adoptées spontanément en marche normale. Les contraintes règlementaires strictes de cette habileté sportive permettent de la différencier des deux patterns naturels définissant la dynamique intrinsèque initiale (i.e., les tendances spontanées) du système locomoteur, la marche et la course. Il semble ainsi intéressant à partir de l'apprentissage de la marche athlétique de tester l'impact (ou non) de l'acquisition de ce nouveau mode de locomotion sur la dynamique initiale du système locomoteur. En d'autres termes, cela revient à tester l'effet de cet apprentissage sur l'adoption spontanée d'un mode de locomotion préférentiel à travers des tests de transitions spontanées marche-course, permettent d'évaluer les comportements attracteurs existants dans la dynamique intrinsèque du système locomoteur (Diedrich & Warren, 1995). Dans ces conditions et si l'apprentissage de la marche athlétique démontre un effet modulateur des tendances spontanées initiales du système, ce test pourrait contribuer à la compréhension de la nature du (des) facteur(s) responsable(s) du déclenchement des transitions locomotrices. Les déclencheurs des transitions sont compris comme des facteurs sur la base desquels le système locomoteur se réorganise lors de l'adoption spontanée d'un nouveau pattern locomoteur sous l'influence de la contrainte de vitesse.

La problématique de ce travail de thèse s'articule autour de deux principaux axes thématiques : le premier axe concerne l'apprentissage d'une habileté locomotrice complexe, et le deuxième celui des facteurs de transition entre modes de coordinations (locomotions) préférentiels.

Plus précisément, le 1^{er} axe thématique (« apprentissage ») porte une double question :

- 1) De quelle façon s'(auto-)organisent les patterns de mouvement humain lors de l'apprentissage d'une habileté locomotrice complexe ?
- 2) Quel est le rôle des réponses physiologiques métaboliques et de la perception de l'effort dans cet apprentissage ?

Pour répondre à ces deux questions, nous avons réalisé un protocole d'apprentissage de la marche athlétique (Étude 1, Étude 2). Le choix de cette activité motrice a été motivé par le fait que la marche athlétique implique de nombreuses rotations articulaires (notamment au niveau du bassin, en plus des membres supérieurs et inférieurs) et qu'elle est biomécaniquement contrainte par une régulation (appui jambe tendue) qui la distingue de la marche et de la course. De plus, la marche athlétique est connue pour être coûteuse sur le plan métabolique, ce qui permet d'aborder la deuxième question mentionnée ci-dessus.

Dans le 2^{ème} axe thématique (« transitions »), nous cherchons à tester le poids de cet apprentissage sur la dynamique initiale du système locomoteur à travers son adaptation à différentes vitesses (Étude 3) connue pour donner lieu à des transitions entre les patterns disponibles, la marche et la course. Pour développer cet axe, nous avons profité du fait de disposer d'un groupe de participants ayant acquis (dans une certaine mesure) une nouvelle coordination locomotrice, la marche athlétique. Nous étions curieux de savoir si cette nouvelle coordination serait adoptée spontanément lors d'un test de transition spontanée entre la marche et la course. Si tel était le cas, nous espérons pouvoir en tirer des enseignements sur les facteurs responsables de l'adoption spontanée de ce mode de locomotion (acquis). Cela permettrait de contribuer, dans une certaine mesure, à la compréhension des déclencheurs des transitions, et notamment d'étudier l'hypothèse du rôle de la dépense énergétique comme facteur de déclenchement.

Ainsi, la contribution expérimentale de ce travail de thèse se décline en trois études. Dans l'*Étude 1*, nous étudions l'évolution de la réorganisation du mouvement au début, au milieu et à la fin de 7 séances de pratique de la marche athlétique où trois consignes relatives à la réglementation ont été imposées. L'analyse porte sur un grand nombre de variables cinématiques (spatio-temporelles, déplacements angulaires, phases relatives, variabilité) liées

au mouvement du haut/bas du corps et du niveau proximal/distal, repéré dans la littérature comme caractérisant la marche athlétique. Nous avons cherché à vérifier si l'apprentissage de cette locomotion particulière se réalise suivant des stratégies fondamentales décrites dans la littérature (sens proximo-distal) et selon une séquence d'étapes proposée par Newell (1985). De plus, les liens entre l'organisation globale cinématique, l'efficacité métabolique et la perception de l'effort (centrale et périphérique) sont évalués par des analyses de corrélation.

L'*Étude 2* a été réalisée pour compléter les résultats de l'*Étude 1*. En effet, l'*Étude 1* indique l'émergence d'un comportement qualitativement différent entre la première et la quatrième séance de pratique (S1-S4). Toutefois, les résultats de cette étude ne permettent pas d'évaluer précisément à quelle séance apparaît ce comportement qualitativement différent. Ainsi, l'*Étude 2* est consacrée à l'analyse du mouvement lors des quatre premières séances de pratique de la marche athlétique, et ce pour 4 vitesses de locomotion différentes.

L'*Étude 3* fait partie du même protocole que l'*Étude 1*. Nous analysons les effets de l'apprentissage de la marche athlétique sur les tendances spontanées du système locomoteur en comparant le comportement des participants lors de deux tests de transition, avant et après les séances d'apprentissage. Nous examinons les vitesses de transition spontanée (VTS), les paramètres cinématiques et métaboliques des transitions marche-course au pré- et post-test de transition.

CONTRIBUTION EXPERIMENTALE

Étude 1 : Apprentissage d'une habileté motrice énergétiquement et biomécaniquement contrainte, la marche athlétique : Réorganisation du mouvement et contribution de l'efficacité métabolique et des informations sensorielles

Travail publié dans 'Human Movement Science' (voir Annexe 1)

1. Introduction

Un nombre important d'études sur l'apprentissage moteur, inspiré par les propositions de Bernstein (1967) sur la maîtrise des degrés de liberté redondants, s'est intéressé exclusivement au processus de la réorganisation du mouvement lors du passage d'un statut novice à un niveau plus avancé d'expertise (Vereijken, Van Emmerik, Bongaardt, Beek, & Newell, 1997; Delignieres et al., 1998; Ko et al., 2003; Nourrit et al., 2003; Hong & Newell, 2006; Teulier et al., 2006). Cependant, relativement peu d'études, inspirées de la théorie d'optimisation métabolique de Sparrow (1983), ont examiné les mécanismes qui sous-tendent cette réorganisation. Ainsi, ces dernières se sont intéressées aux liens entre la réorganisation du mouvement, l'efficacité métabolique caractéristique du mouvement expert ou encore la perception de l'effort (Almasbakk et al., 2001; Sparrow et al., 1999; Lay et al., 2002).

D'un point de vue dynamique, la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage est considérée comme auto-organisée (Kelso & Fuchs, 1995; Kugler & Turvey, 1987) émergent de l'interaction des contraintes de l'organisme, de la tâche et de l'environnement (Newell, 1986). De plus, l'évolution de la réorganisation du mouvement semble suivre certains principes, souvent définis comme des « stratégies » (Bernstein, 1967; Newell, 1985). Newell (1985) propose un modèle de l'apprentissage en trois étapes distinctes. Dans la première étape de « coordination », le débutant se concentre exclusivement sur la réalisation des spécificités de la tâche en essayant ainsi d'établir les relations fondamentales entre les composantes du système. Selon Newell (1986), le passage à l'étape supérieure de « contrôle » pourrait être rapide pour les adultes, surtout pour les habiletés qui ressemblent à un pattern existant dans le *répertoire moteur*. Cette deuxième étape est caractérisée par l'évolution des paramètres de la coordination, résultant en une diminution de la variabilité et en une meilleure cohérence

(i.e. « consistency ») dans la réalisation du geste. Enfin, dans la troisième étape d'« habileté », une adaptation optimale dans le contrôle du mouvement est observée, mettant ainsi l'accent sur l'efficacité énergétique métabolique. Ce modèle en trois étapes, encore d'actualité dans la littérature (Chow, Davids, Button, & Koh, 2008), a été complété par d'autres principes, dérivés des études sur le développement moteur chez l'enfant (GESELL, 1946), indiquant l'existence d'un sens directionnel dans la réorganisation du mouvement, allant du proximal au distal (Newell & Van Emmerik, 1990). Cependant, plusieurs études ont trouvé des résultats contradictoires à l'émergence d'une tendance directionnelle (i.e., proximo-distale) dans la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage. En effet, ce mécanisme ne semble pas généralisable à toutes les habiletés motrices (Newell & Vaillancourt, 2001). A ce jour, il n'est toujours pas clair quels principes ou « stratégies » pourraient être communs au domaine de l'apprentissage des habiletés motrices complexes. Récemment, de plus en plus d'études mettent l'accent sur le rôle important des contraintes qui constituent et/ou qui pèsent sur le système, et surtout celles liées à la tâche, dans la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage (Caillou et al., 2002 ; Ko et al., 2003). Ainsi, l'émergence des nouveaux patterns de coordination dépendrait de la nature et du poids des contraintes imposées sur le système.

La marche athlétique est une habileté athlétique « biomécaniquement contrainte » par les caractéristiques mêmes qui la définissent. Ainsi cette activité peut être distinguée de la course par la contrainte qui impose qu'un contact permanent soit maintenu au sol. De plus, la réglementation impose que le genou doit rester tendu depuis son entrée en contact avec le sol jusqu'à son passage à la position verticale (i.e., IAAF, 1995). Par cette dernière contrainte, la marche athlétique peut être distinguée de la marche normale. En plus de ces contraintes biomécaniques qui lui donne un caractère « artificiel », la marche athlétique est aussi une activité hautement exigeante sur le plan métabolique (Fougeron et al., 1998). Dans ce cas, les paramètres métaboliques pourraient jouer le rôle d'une contrainte supplémentaire qui doit être prise en considération.

En effet, dans la recherche d'aspects invariants dans l'apprentissage moteur, nous trouvons que l'amélioration de l'efficacité énergétique métabolique est une caractéristique définissant l'avancement dans le niveau d'habileté. La théorie de l'auto-optimisation métabolique postule que tout organisme tend spontanément à adopter les patterns de mouvement qui minimisent sa dépense énergétique métabolique (Sparrow, 1983). Cela a

poussé plusieurs chercheurs à s'intéresser au processus métabolique dans le but de mieux comprendre la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage. Effectivement, il a été montré que l'émergence de nouveaux patterns de coordination avec la pratique est accompagnée par une réduction de la dépense énergétique indépendamment de l'amélioration de la condition physique aérobie (Sparrow et al., 1999; Almasbakk et al., 2001; Lay et al., 2002). Sparrow et ses collègues (Sparrow et al., 1999; Lay et al., 2002) ont également montré une diminution significative des scores de la perception (PE) d'effort (Borg, Ljunggren, & Ceci, 1985) en fonction de la pratique. En plus des corrélations communément établies entre les scores de la PE et les réponses physiologiques à l'effort, il a été proposé que la PE centrale PEC (i.e., Cardio-respiratoire) et périphérique PEP (i.e., tissus et muscles actifs) pourraient être des indicateurs importants dans la recherche de patterns plus adaptés.

Dans cette perspective, deux hypothèses, principalement formulées par Sparrow et Newell (1998) ont été proposées pour comprendre les liens entre les processus métaboliques, la perception de l'effort et la réorganisation du mouvement. Dans la première hypothèse, l'efficacité métabolique est considérée comme une conséquence d'un principe plus fondamental d'auto-organisation dans lequel les comportements préférentiels émergent des considérations de stabilité. Selon la deuxième hypothèse, la recherche d'efficacité métabolique est considérée comme un stimulus primaire à l'organisation du mouvement, et les comportements préférentiels sont adoptés sur la base des informations sensorielles concernant la dépense énergétique métabolique.

Dans le cadre de cette étude, l'objectif général est de mieux comprendre comment le mouvement se réorganise en tenant compte des réponses métaboliques et de la perception de l'effort lors de l'apprentissage d'une habileté biomécaniquement contrainte et exigeante sur le plan métabolique. Une des caractéristiques essentielles de cette étude est le choix de l'habileté qui, par rapport aux tâches étudiées dans la littérature (i.e., sur aviron ou vélo ergomètre ou sur simulateur de ski) implique des coordinations plus complexes avec des rotations segmentaires en 3 dimensions et plus spécifiquement avec la participation des rotations du bassin dans deux plans différents. De plus, les analyses ont inclus un grand nombre de variables liées au mouvement du haut/bas du corps et du niveau proximal/distal, et une dissociation entre la PEC et PEP a été réalisée. Le but final des séances de pratique était de réussir à marcher athlétiquement, sur un tapis roulant, à une vitesse de 10 km.h^{-1} pendant 6 minutes. Le premier objectif de l'étude était d'examiner si la réorganisation du mouvement

avec l'apprentissage se réalise selon certaines stratégies fondamentales, en suivant l'hierarchie des étapes de Newell (1986) et/ou en suivant un sens directionnel, celui du proximal vers le distal. En choisissant une habileté coûteuse en énergie et présentant des coordinations artificielles (biomécaniquement contrainte), le deuxième objectif de l'étude était de mieux comprendre la nature du lien entre la réorganisation du mouvement, la perception de l'effort et l'efficacité métabolique.

2. Méthodologie

2.1. Participants

Sept participants masculins, étudiants et personnels de l'Université Paris Sud 11, se sont portés volontaires pour cette expérimentation. Les participants ne présentaient aucune expérience antérieure en marche athlétique et n'avaient aucune connaissance par rapport aux objectifs de l'étude. Les participants qui ont été sélectionnés étaient tous sportifs, s'entraînant régulièrement. Les caractéristiques physiques générales des participants sont présentées dans le Tableau 4.

Tableau 4. Caractéristiques des participants

Participants	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	Moyenne (\pm éty)
Âge (années)	18,00	20,00	36,00	22,00	23,00	21,00	21,00	23,00 \pm 5,94
Poids (kg)	64,00	81,30	62,40	76,00	63,00	68,00	60,80	67,93 \pm 7,80
Taille (m)	1,74	1,86	1,73	1,79	1,80	1,79	1,77	1,78 \pm 0,04
Act. Phys. (h/sem)	>3,60	6,00	1,30	3,60	>3,60	>3,60	6,00	3,96 \pm 1,63

Un certificat médical de non-contre indication à la pratique d'un effort supra-maximal a été requis avant le début de l'expérimentation. Chaque participant a pris le soin de signer un consentement éclairé attestant qu'il a bien été informé du déroulement du protocole expérimental. Il a été conseillé aux participants de ne pas modifier leur régime alimentaire habituel et de s'abstenir de la caféine et de l'alcool les jours précédant les sessions. De plus, afin de minimiser les erreurs d'ordre cinématique (Nigg, Emery, & Hiemstra, 2006) et physiologique (Jones, Toner, Daniels, & Knapik, 1984; Ebbeling, Hamill, & Crussemeyer,

1994), les participants devaient utiliser leurs propres chaussures de course à pied pour toutes les sessions.

2.2. Matériel

L'expérimentation a été réalisée sur un tapis roulant (Valiant, Lode, Pays-Bas) ayant une surface de marche de 60×170 cm, une pente maximale de 20 degrés et une vitesse maximale de 25 km.h^{-1} .

Afin de collecter les données cinématiques de la locomotion, nous avons utilisé un système de capture de mouvement en 3D, VICON 370 (Oxford Metrics, UK). Ce dispositif était composé de 8 caméras émettant une lumière infrarouge. La fréquence d'échantillonnage a été fixée à 60Hz. Ces caméras étaient reliées à une station centrale connectée à un ordinateur utilisant un logiciel dédié (*Workstation*), qui reconstruit l'emplacement des marqueurs en 3D et génère des tableaux de coordonnées cartésiennes de tous les marqueurs. Pour cela, nous avons placé les marqueurs réfléchissants (14mm de diamètre) au niveau de positions stratégiques du corps, suivant le modèle *plug-in-gait*.

L'emplacement des 19 marqueurs a été agencé de la façon suivante (Figure 32, Figure 33) :

- Sternum (STRN) : fourchette sternale
- Epaule droit et gauche (RSHO, LSHO) : articulation acromio-claviculaire
- Coude droit et gauche (RELB, LELB) : épicondyle latéral
- Poigné droit et gauche (RWRB, LWRB) : processus styloïde de l'Ulna
- Bassin côté droit et gauche (RASI, LASI) : épine iliaque antéro-supérieure
- Cuisse droite et gauche (RTHI, LTHI) : 1/3 inférieur de la surface latérale de la cuisse, en-dessous du passage de la main
- Genou droit et gauche (RKNE, LKNE) : épicondyle latéral
- Cheville droite et gauche (RANK, LANK) : malléole latérale
- Pointe du pied droit et gauche (RTOE, LTOE) : pointe du 2^{ème} métatarse
- Talon droit et gauche (RHEE, LHEE) : calcanéum à la même hauteur au-dessus de la surface plantaire

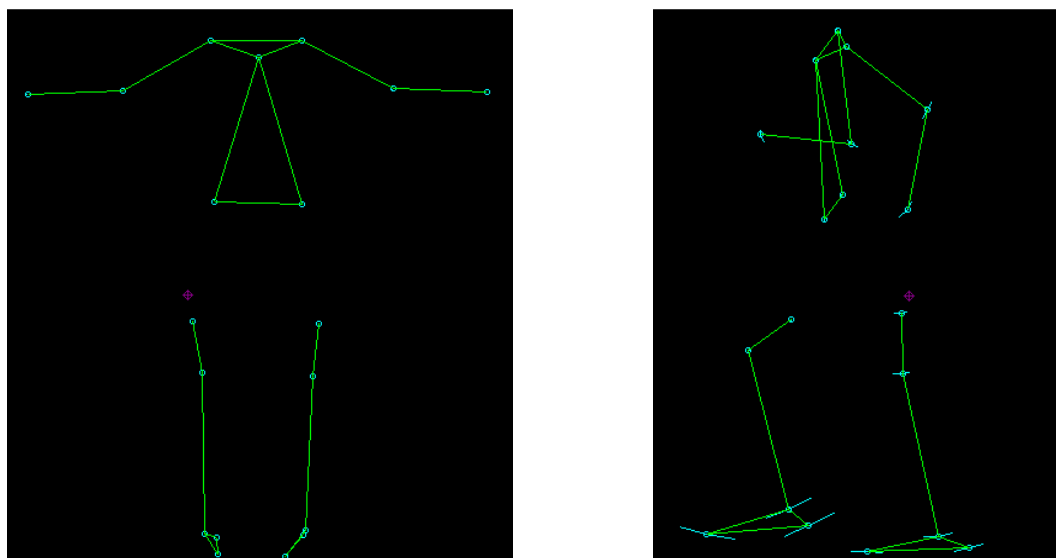


Figure 32. Vue de face (gauche) et vue latérale (droite) de la disposition des marqueurs

Des calibrations de l'espace de travail, statique et dynamique, ont été accomplies avant le début de chaque session en respectant les recommandations du fabricant. L'axe longitudinal du tapis indiquait l'axe antéro-postérieur (axe X) dans la procédure de calibration, et les axes Y et Z représentaient respectivement les axes médio-latéral et vertical.

Les variables physiologiques étaient mesurées à l'aide d'un analyseur de gaz télémétrique portatif collectant les données à chaque cycle respiratoire (Cortex MétaMax 3B, Allemagne). Ce dispositif, validé par Medbo et al. (2002), était relié à un logiciel dédié (MétaSoft). Chaque session était précédée par une calibration (de la turbine) de l'analyseur de gaz avec l'air ambiant (O_2 : 20.93% et CO_2 : 0.03%) et avec un gaz étalon de composition connue (O_2 : 15.09% and CO_2 : 4.77%). De plus, le capteur de débit (volume) était calibré avant chaque session à l'aide d'une seringue d'une capacité de 3 litres. Les participants étaient équipés d'un masque, adapté à la taille de leur visage, permettant la respiration nez-bouche (Figure 33).

La fréquence cardiaque était enregistrée au cours des tests à l'aide d'une ceinture cardio-fréquence-mètre (Polar, Kempele, Finland) transférant les données synchronisées par télémétrie au logiciel MétaSoft (Figure 33). Des micro-prélèvements de sangs veineux ont été effectués, au niveau du doigt pour le dosage du lactate sanguin, grâce à un analyseur de type « lactate pro arkray » (Arkray, Japon).



Figure 33. Représentation d'un participant équipé de l'analyseur de gaz, du cardio-fréquence-mètre et des marqueurs réfléchissants

La perception de l'effort était déterminée à partir de l'échelle de Borg (Borg, 1973) étalonnée de 6 (extrêmement facile) à 20 (extrêmement intense). L'échelle de Borg était affichée sur le mur devant les participants à une distance de 2m.

2.3. Procédure expérimentale

L'expérimentation s'est déroulée en trois phases sur une période de deux à trois semaines (Figure 34). La première phase consistait en deux tests préliminaires de détermination (1) de la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$) et (2) de la vitesse de transition spontanée entre la marche et la course (VTS). Dans la deuxième phase, les participants ont réalisé 7 séances d'apprentissage de la marche athlétique. La troisième phase consistait en un test de détermination de la VTS post-apprentissage. Cependant, ce dernier test de VTS post-apprentissage ne sera pas traité pour l'Étude 1, mais fera l'objet de l'Étude 3, concernant les effets de l'apprentissage de la marche athlétique sur les transitions locomotrices. Les différents tests et séances d'apprentissage ont été espacés par au moins un jour de repos.

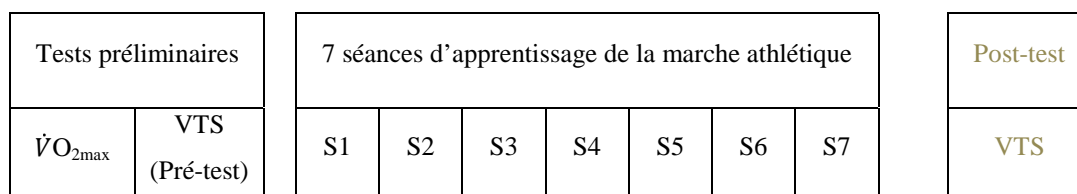


Figure 34. Représentation schématique décrivant les 3 phases de la procédure expérimentale. Les données du post-test (gris) seront analysées dans l'Étude 3 et ne font pas l'objet de l'Étude 1.

2.3.1. Test de détermination de la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$)

Ce test avait pour objectif de déterminer le niveau de condition physique aérobie des participants afin d'assurer une homogénéité de la population et de vérifier leur statut de sportif (1^{er} critère de sélection). Ainsi, les participants devaient avoir une valeur de $\dot{V}O_{2max}$ supérieure à la moyenne. Selon Leger et Lambert (1982), un bon niveau de $\dot{V}O_{2max}$ pour un homme adulte, est compris entre 51,4 et 55,5 ml.kg⁻¹.min⁻¹, et une excellente $\dot{V}O_{2max}$ est supérieur à 55,6 ml.kg⁻¹.min⁻¹. Ce critère de sélection a été choisi principalement pour s'assurer que les changements métaboliques avec les séances d'apprentissage ne soient pas liés à une amélioration de la condition physique aérobie ($\dot{V}O_{2max}$). Le test a été réalisé à distance d'un repas et d'un exercice physique intense, dans une salle, sous surveillance et avec un soutien verbal.

Avant le début de l'épreuve, chaque participant a pris le temps (15 minutes) de s'habituer au tapis roulant en marchant et en courant à différentes vitesses librement choisies (Wall & Charteris, 1980). Ensuite, les participants ont réalisé un test continu triangulaire sur le tapis roulant, ayant une pente de 3%. Cette épreuve a commencé par un échauffement de 6 minutes à 11 km.h⁻¹ suivi (directement) d'une incrémentation de la vitesse de 1 km.h⁻¹ par palier de 1 minute jusqu'à épuisement (Leger & Lambert, 1982). Nous avons réalisé un prélèvement sanguin au niveau du doigt avant, à l'arrêt de l'exercice et 3 minutes après.

2.3.2. Test de détermination de la vitesse de transition spontanée (VTS)

Deux séances de détermination des VTS ont été réalisées en suivant la même procédure. La première a eu lieu avant les séances de pratique de la marche athlétique (pré-test) et la deuxième après ces séances (post-test). Pour cette Étude 1, nous nous sommes intéressés

uniquement au pré-test de transition comme étant un test préliminaire afin de définir les VTS individuelles des participants. L'Étude 3 sera consacrée aux comparaisons pré-test et post-test. Tout au long du test de transition entre marche et course, les données respiratoires, la fréquence cardiaque (FC) et les données cinématiques ont été relevées.

La procédure de détermination de la VTS consistait en un test continu en palier où les participants devaient respecter la consigne suivante : « la vitesse du tapis roulant va changer toutes les minutes pendant l'épreuve, adoptez le type de locomotion qui vous paraît le plus confortable » (Diedrich & Warren, 1995). Deux conditions expérimentales étaient proposées. Dans la première condition, la vitesse du tapis roulant augmentait au fur et à mesure des paliers (vitesse ascendante) ; et dans la deuxième, la vitesse diminuait de la même façon (vitesse descendante). Tous les sujets ont réalisé deux essais pour chaque condition. Au final, le pré-test et post-test comprenaient respectivement 4 essais de transition dont deux en condition de vitesse ascendante et deux en condition de vitesse descendante. L'ordre des essais de transition était le suivant : vitesse ascendante 1 / vitesse descendante 1 / vitesse ascendante 2 / vitesse descendante 2. La durée de la récupération entre les essais était contrôlée par les données de fréquence cardiaque afin d'éviter l'apparition d'une fatigue ($FC < 120 \text{ batt.min}^{-1}$).

Les participants disposaient d'une période d'échauffement de 15 minutes sur le tapis roulant avant le début de l'épreuve. La vitesse initiale était de 6 km.h^{-1} pour la condition de vitesse ascendante et de 10 km.h^{-1} pour la condition de vitesse descendante. L'incrémentations positive ou négative de la vitesse du tapis roulant (pour les 9 paliers) était de 0.5 km.h^{-1} par minute. La vitesse du tapis roulant n'était pas communiquée aux participants.

2.3.3. Séances d'apprentissage de la marche athlétique

Les participants ont effectué sept séances d'apprentissage de la marche athlétique (S1-S7) d'une durée moyenne de 45 minutes. Avant le début des séances, les participants étaient familiarisés avec l'échelle de Borg (Borg, 1973) pour communiquer leur perception de l'effort centrale (PEC) et périphérique (PEP) et ont reçu des consignes sur la façon d'indiquer les scores de leur perception de l'effort sur demande de l'expérimentateur. Chacune des 7 séances a débuté par 15 minutes d'échauffement à des vitesses librement choisies. Ensuite, trois

consignes concernant la réglementation et la technique de la marche athlétique ont été répétées à chaque séance : (1) la jambe d'appui doit rester droite (sans flexion du genou) depuis le moment de son entrée en contact au sol jusqu'à son passage à la verticale au-dessous du corps (réglementation IAAF, 1995), (2) le contact de la jambe au sol doit commencer par le talon et (3) les coudes doivent être fléchis. Il a été précisé que le but final de l'apprentissage était de pouvoir accomplir un palier de 6 minutes de marche athlétique à une vitesse de 10 km.h⁻¹.

Afin de minimiser les différences dues aux facteurs d'ordre physiologiques ou mécaniques (Hanna et al., 2000 ; Hreljac, 1995b), les vitesses de marche athlétique choisies lors des séances d'apprentissage étaient relatives à la VTS individuelle de chaque participant (déterminée au pré-test). Les trois premières séances d'apprentissage (S1, S2 et S3) comprenaient chacune 4 essais de pratique. Les vitesses de déplacement étaient maintenues constantes au cours de chaque essai de pratique. Les deux premiers essais de pratique avaient une durée de 6 minutes et des vitesses respectives de VTS et VTS+0,5 km.h⁻¹ (VTS+1) (Tableau 5). Les deux derniers essais de pratique de S1, S2 et S3 avaient une durée de 4 minutes et une vitesse de VTS+1 km.h⁻¹ (VTS+2). A la 4^{ème} séance d'apprentissage (S4) des vitesses plus élevées étaient introduites au protocole [VTS+1,5 km.h⁻¹ (VTS+3) et VTS+2 km.h⁻¹ (VTS+4)]. Ainsi, à partir de S4 et au fur et à mesure des séances, la vitesse et le nombre d'essais de pratique étaient augmentés. Lors de la dernière séance, les participants devaient marcher athlétiquement à toutes les vitesses pour atteindre le but final de 6 minutes à 10 km.h⁻¹. Sachant qu'il existe des écarts entre les VTS des participants, l'essai à VTS+7 de S7 a été remplacé par un essai à VTS+6, pour les deux participants présentant les VTS les plus élevées. Pour toutes les séances d'apprentissage, trois mêmes vitesses relatives [VTS, VTS+0,5 km.h⁻¹ (VTS+1) et VTS+1 km.h⁻¹ (VTS+2)] étaient utilisées afin de faciliter les comparaisons des données entre toutes les séances. Entre chaque essai, la durée de la récupération était contrôlée à partir de la fréquence cardiaque pour éviter les effets de fatigue.

Tableau 5. Organisation des vitesses relatives des séances d'apprentissage

S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
VTS	VTS	VTS	VTS	VTS	VTS	VTS
VTS+1	VTS+1	VTS+1	VTS+1	VTS+1	VTS+1	VTS+1
VTS+2	VTS+2	VTS+2	VTS+2	VTS+2	VTS+2	VTS+2
			VTS+3	VTS+3	VTS+3	VTS+3
			VTS+4	VTS+4	VTS+4	VTS+4
				VTS+5	VTS+5	VTS+5
					VTS+6	VTS+6
						VTS+7

2.4. Analyse des données

2.4.1. Tests préliminaires

Test de détermination de la $\dot{V}O_{2max}$. Pour l'analyse des données respiratoires, il est important de prendre en compte la cinétique de la $\dot{V}O_2$ pour être sûr que l'état stable dans la consommation d'oxygène est atteint, correspondant aux dernières 30 secondes de chaque palier (d'une minute) pour le test de $\dot{V}O_{2max}$ (Hagberg & Carlson, 1980 ; Durand et al., 1994). Sur ces 30 dernières secondes, les données brutes, obtenues par le cycle à cycle, ont été filtrées et moyennées pour chaque palier de vitesse. Les critères indiquant que la $\dot{V}O_{2max}$ est atteinte étaient les suivants : (1) un plateau ou un pic dans les valeurs de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) sont atteints, (2) un quotient respiratoire ($\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$) présentant une valeur supérieure à 1,1, (3) un taux de lactate sanguin supérieur à 8 mmol.l⁻¹ et (4) une FC plus élevée que 90% de la FC_{max} (220 – âge) (Howley, Bassett, Jr., & Welch, 1995).

Test de détermination de la VTS. Pour cette Étude 1, le test de détermination de la VTS a servi à déterminer les vitesses individuelles des essais de pratique lors des séances d'apprentissage. De plus, les paliers de marche normale de ce test de transition étaient comparés à la marche athlétique des participants à S1. Le détail de l'analyse des données cinématiques et physiologiques pour l'effet de l'apprentissage sur les transitions sera présenté dans l'Étude 3.

Les données cinématiques ont été enregistrées sur des durées de 30 secondes correspondant aux 10 dernières secondes de chaque palier de vitesse (1 minute) et aux 20 premières secondes du palier suivant, sachant que la transition est attendue en général lors du changement de vitesse entre paliers. De plus, nous avons recueilli les données physiologiques tout au long des tests de transition (2 tests \times 4 essais \times 9 minutes) mais seules les 30 dernières secondes de chaque palier, correspondant à l'état stable, ont été moyennées pour l'analyse.

Pour déterminer les transitions M-C et C-M nous nous sommes appuyés sur la présence ou l'absence d'une phase d'envol dans le cycle de locomotion. La VTS individuelle était déterminée en faisant la moyenne des 4 VTS des 2 essais de chacune des conditions de vitesse ascendante et descendante (Hreljac, 1995). Nous avons nommé 'S0', les paliers suivant celui de la transition lors de la condition de vitesse descendante, correspondant à la marche normale des participants à VTS. Ainsi, les données cinématiques et physiologiques des paliers de marche normale à VTS (S0) ont été comparées aux données du premier palier de marche athlétique à VTS lors de la 1^{ère} séance d'apprentissage (S1).

2.4.2. Données cinématiques (séances d'apprentissage)

Les données cinématiques ont été enregistrées pour les séances d'apprentissage S1, S4, S6 et S7, en acquisition de 30 secondes, au milieu et à la fin de chaque essai (2:00-2:30 et 3:30-4:00 pour les essais de 4 minutes ; 3:00-3:30 et 5:30-6:00 pour les essais de 6 minutes). Cinq acquisitions sur 456 au total n'ont pas pu être traitées à cause de l'occlusion de marqueurs.

Les données ont ensuite été filtrées en utilisant un filtre passe-bas Butterworth de 2nd ordre avec une fréquence de coupure à 12Hz. Le calcul des variables cinématiques a été réalisé avec MatLab (MathWorks, Natick, USA) à l'aide d'un programme personnalisé utilisant un algorithme de détection des maxima (max) et minima (min) pour les valeurs des angles articulaires et rotations segmentaires. Un cycle locomoteur était défini par l'angle du genou comme la phase qui sépare deux flexions maximales (minima de l'angle du genou). La flexion maximale du genou a été choisie car cet événement (min) était facilement détectable pour les 3 types de locomotion étudiés (marche, marche athlétique et course). Toutes les variables cinématiques ont été calculées pour chaque cycle locomoteur et ensuite la moyenne et l'écart-type du fichier d'acquisition de 30 secondes ont été calculés.

Nous avons organisé les variables cinématiques en 3 catégories : (1) variables globales de la locomotion, (2) déplacements angulaires et (3) phases relatives. Le choix des variables cinématiques a été basé sur l'étude de Cairns et al. (1986) qui a identifié des différences significatives entre la marche normale et la marche athlétique. Dans cette étude nous allons nous centrer sur les variables cinématiques qui caractérisent le plus la marche athlétique.

Variables globales de la locomotion

Quatre variables globales ont été analysées : (1) fréquence des foulées (Hz) définie comme l'inverse de la durée du cycle représentée par la durée entre deux flexions maximales successives du genou, (2) amplitude des foulées (m) définie comme le produit de la durée du cycle et la vitesse en cours du tapis roulant, (3) durée relative du mouvement arrière de la cuisse par rapport à la durée du cycle entier D (%) et (4) déplacement vertical du marqueur du sternum STRN (mm) représentant le déplacement vertical du haut du corps (Tableau 6). Il est important de noter que la 3^{ème} variable D ressemble au « duty factor » qui est le rapport entre la durée de la phase d'appui et la durée d'une foulée complète.

Tableau 6. Variables globales de la locomotion étudiées

Spatio-temporelle	Fréquence des foulées (Hz) Amplitude des foulées (m)
Durée relative (D%)	mouvement arrière de la cuisse (% d'un cycle de cuisse entier)
Déplacement vertical	Déplacement vertical du sternum – STRN (mm)

Déplacements angulaires

Au total, un ensemble de huit segments a servi de modèle pour l'étude des déplacements angulaires. Un segment est défini comme la ligne entre deux positions stratégiques déterminées par les marqueurs réfléchissants. La Figure 35 montre que les segments du thorax et du bassin (1 et 2) lient respectivement les marqueurs gauche et droit de l'épaule et du bassin. Le segment de l'avant bras (3) est défini comme la ligne entre les marqueurs du coude et du poignet. Le segment du bras (4) lie les marqueurs de l'épaule et du coude. Le segment du tronc (5) lie le marqueur du sternum au milieu du segment du bassin. Le segment de la cuisse (6) est défini comme la ligne entre les marqueurs de la cuisse et du genou. Le segment

de la jambe (7) lie les marqueurs du genou et de la cheville et enfin, le segment du pied (8) connecte les marqueurs de la pointe du pied et du talon.

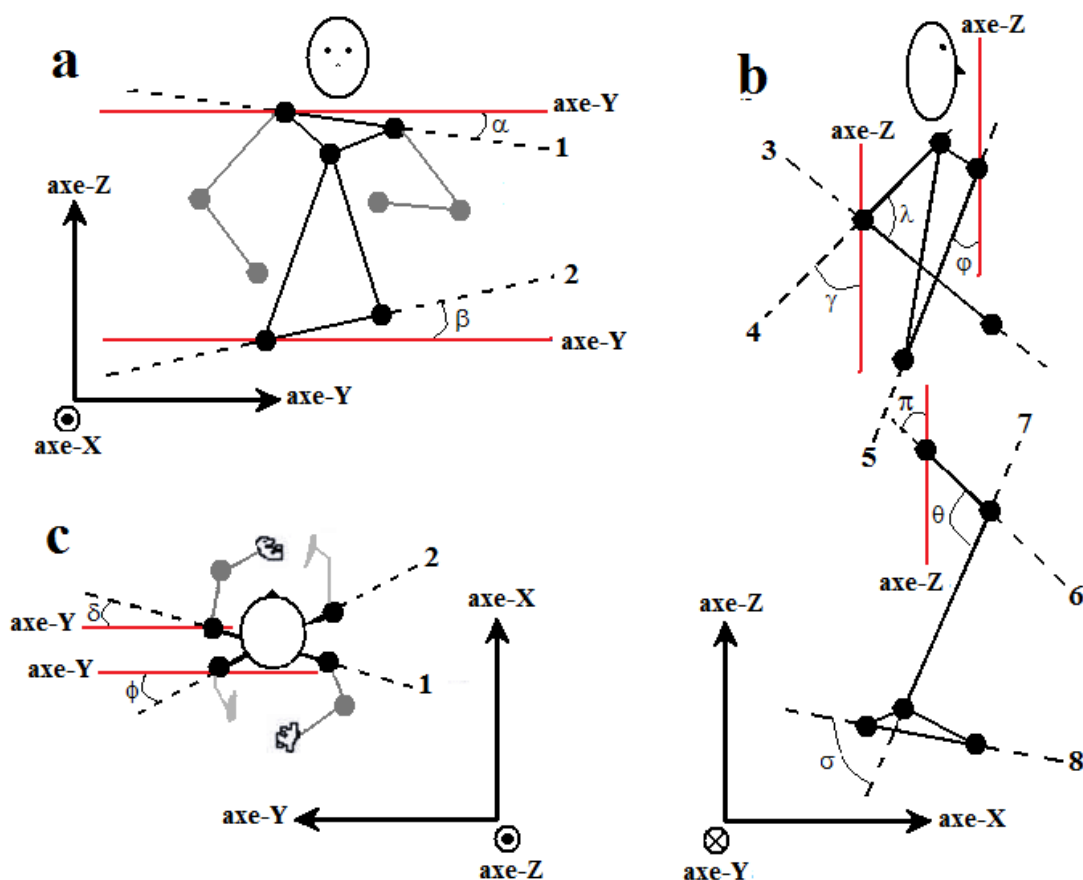


Figure 35. Représentation des déplacements angulaires étudiés. a : vue de face, b : vue du côté, c : vue de haut. Les cercles avec une croix représentent l'axe Y orienté vers l'arrière de la feuille et le cercle avec un point représente l'axe Y orienté vers le lecteur. 1 : segment du thorax, 2 : segment du bassin, 3 : segment de l'avant-bras, 4 : segment du bras, 5 : segment du tronc, 6 : segment de la cuisse, 7 : segment de la jambe, 8 : segment du pied. α : rotation frontale du thorax, β : rotation frontale du bassin, δ : rotation transverse du thorax, ϕ : rotation transverse du bassin, γ : rotation sagittale du bras, λ : angle articulaire du coude, π : rotation sagittale de la cuisse, θ : angle articulaire du genou, σ : angle articulaire de la cheville.

Une fois que ces segments sont définis, deux types de déplacements angulaires sont analysés. Premièrement, un « angle projeté » est l'angle entre un segment corporel et l'axe Y ou Z, projeté dans un plan précis. Ainsi, les rotations frontales du thorax et du bassin (α et β , respectivement) représentent la projection frontale des angles entre ces segments et l'axe Y du laboratoire (Figure 35 A). Les rotations transverses du thorax et du bassin (δ et ϕ , respectivement) sont déterminées comme la projection transverse des angles entre ces segments et l'axe Y du laboratoire (Figure 35 C). De plus, les rotations sagittales du bras, de

la cuisse et du tronc (γ , π et φ , respectivement) sont définies comme la projection sagittale de l'angle formé entre ces segments et l'axe Z du laboratoire (Figure 35 B). Deuxièmement, nous analysons des angles articulaires définis comme l'angle absolu en 3D entre soit deux segments connectés par un marqueur commun, soit deux segments non connectés. Les angles articulaires du coude et du genou (λ and θ , respectivement) sont déterminés entre les deux segments connectés, respectivement bras-avant bras et cuisse-jambe. L'angle articulaire de la cheville (σ) est défini comme l'angle entre les deux segments non connectés de la jambe et du pied (Figure 35 B).

Pour chaque angle projeté, la valeur minimale (recul ou abaissement, du côté gauche pour le thorax et le bassin), et la valeur, la valeur maximale (avancement ou élévation, du côté gauche pour le thorax et le bassin) et l'amplitude (valeur max – valeur min) sont analysées. Pour l'angle du coude, la flexion maximale, l'extension maximale et l'amplitude sont étudiées. Enfin, nous avons traité quelques variables supplémentaires, liées aux spécificités de la marche athlétique et aux consignes données : la flexion dorsale de la cheville au moment de la pose du talon (HS), l'amplitude de la flexion du genou à l'appui et le pourcentage des cycles intra-essai pour lesquelles une hyper-extension du genou lors de la phase d'appui a été observée (définie comme une valeur de l'angle du genou supérieure à 175° , Cairns et al., 1986) (Tableau 7).

Tableau 7. Variables de déplacements angulaires étudiées

Segments ou articulation	Evènements étudiés	Unité
Bassin (rotation dans le plan frontal)	min / max / amplitude	Deg.
Bassin (rotation dans le plan transverse)	min / max / amplitude	Deg.
Thorax (rotation dans le plan frontal)	min / max / amplitude	Deg.
Thorax (rotation dans le plan transverse)	min / max / amplitude	Deg.
Tronc (rotation dans le plan sagittal)	min / max / amplitude	Deg.
Cuisse (rotation dans le plan sagittal)	min / max / amplitude	Deg.
Hanche (rotation dans le plan sagittal)	min / max / amplitude	Deg.
Coude (amplitude articulaire)	Flexion max / Extension max / amplitude	Deg.
Cheville (amplitude articulaire)	Flexion dorsale max au HS	Deg.
Genou (amplitude articulaire)	Flexion max à l'appui	Deg.
	% cycles en hyper-extension à l'appui	%

Phases relatives

A partir des données des amplitudes angulaires, nous avons calculé des phases relatives discrètes (notée φ) correspondant au décalage temporel entre deux évènements clés de deux angles différents. Pour cela nous avons utilisé la méthode d'estimation ponctuelle (Zanone & Kelso, 1992).

Cette méthode repose sur une logique temporelle qui identifie une période ($T1$) correspondant au cycle de référence, déterminée entre deux évènements identiques successifs pour un angle, comme la flexion maximale du genou ($t0$ et $t1$) (Figure 36). Cette période $T1$, convertie en degré, représente une phase de 360° donc le temps entre deux flexions maximales du genou. En calculant la phase relative de la cheville par rapport au genou (φ_{C-G}), on détermine l'occurrence temporelle de l'évènement clé de l'angle de la cheville (flexion dorsale maximale) par rapport à la période du cycle de l'articulation de référence, ici le genou. La formule décrivant le calcul de la phase relative est la suivante (Figure 36):

$$\varphi = \frac{(t2-t0)}{(t1-t0)} \times 360 = \frac{T2}{T1} \times 360$$

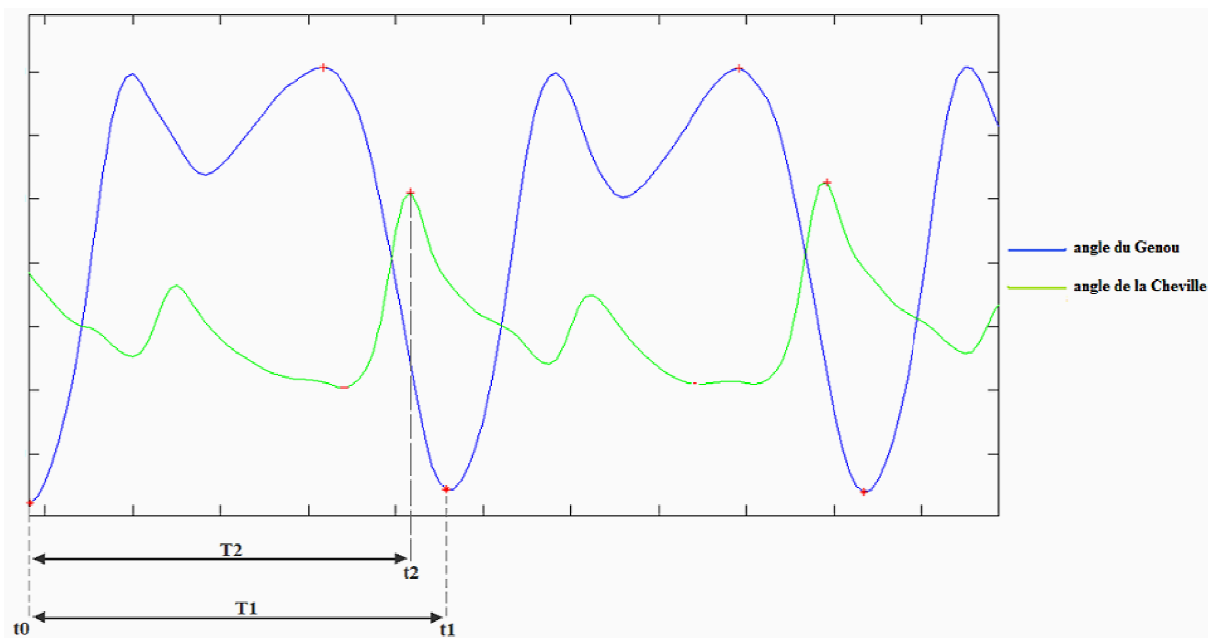


Figure 36. Calcul de la phase relative discrète de la cheville par rapport au genou par la méthode d'estimation ponctuelle. En bleu la courbe représentant l'angle du genou et en vert l'angle de la cheville. $T1$ correspond à la période entre deux flexions maximales du genou (cycle de référence, $t0$ et $t1$). $T2$ correspond au décalage entre $t0$ et $t2$, et $t2$ indique le moment de la flexion dorsale maximale de la cheville dans le cycle de référence du genou.

De la même manière, nous avons déterminé la phase relative entre plusieurs segments ipsi-latéraux et angles articulaires (Tableau 8).

Tableau 8. Variables de phases relatives étudiées

Nom de la variable	Evènement clé	Cycle de référence
φ pied-cuisse	Flex. dorsale max du pied	Rot. avant max de la cuisse
φ genou-cuisse	Flex. max du genou	Rot. avant max de la cuisse
φ bassin-thorax-transverse	Rot. transverse max du bassin	Rot. transverse max du thorax
φ bassin-thorax-frontal	Rot. frontale max du bassin	Rot. frontal max du thorax

2.4.3. Données physiologiques et perception de l'effort (séances d'apprentissage)

Les variables dépendantes étudiées lors de cette expérimentation sont la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), la fréquence cardiaque (FC), le coût énergétique (CE) et la perception de l'effort centrale (PEC) et périphérique (PEP). Ces variables ont été mesurées lors des séances S1, S4, S6 et S7.

Les analyses sont effectuées uniquement lorsque les données liées à la consommation d'oxygène ont atteint un état stable. Sachant que les essais de pratique de la marche athlétique avaient une durée de 4 ou 6 minutes, nous avons analysé les 3^{ème} et 4^{ème} minutes de tous les essais concernés (Whipp & Wasserman, 1972). A cet intervalle de temps (3^{ème} et 4^{ème} minute), nous avons filtré et moyenné les données de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque et ainsi nous avons déterminé le coût énergétique sur la base de l'équation proposée par di Prampero (1986) :

$$CE = \frac{\dot{V}O_2 \text{ état stable} - \dot{V}O_2 \text{ repos}}{\text{Vitesse}} \times 60$$

où CE représente le coût énergétique exprimé en $\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$, l'oxygène consommé ($\dot{V}O_2$) en $\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ et la vitesse en $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$. En ce qui concerne la $\dot{V}O_2 \text{ repos}$ nous avons utilisé la valeur théorique de $5 \text{ mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ proposée par Medbo & Tabata (1989).

Les scores de la perception de l'effort centrale et périphérique ont été recueillis lors des dernières 20 secondes de la 4^{ème} minute de chaque essai des séances étudiées. Sachant que les

participants étaient équipés du masque de l'analyseur de gaz, ils ne pouvaient pas communiquer oralement leur perception de l'effort (PE). De ce fait, il a été demandé aux participants de faire signe de l'index lorsqu'ils entendaient le numéro correspondant à leur PE, lorsque l'échelle de Borg était énoncée à haute voix par l'expérimentateur. Cette procédure a été réalisée pour chaque essai de pratique à deux reprises pour la PE centrale et la PE périphérique.

2.5. Traitements statistiques

Afin de déterminer les effets directs des 3 consignes sur le pattern de marche normale, nous avons comparé le palier de marche normale à VTS lors de S0 (voir partie 2.4.1) au premier essai de pratique de marche athlétique à VTS lors de S1. Pour ce faire, des comparaisons t-test pour échantillons appariés ont été réalisées sur toutes les variables cinématiques et physiologiques.

Sachant que les vitesses élevées ($> VTS+2$) n'ont été introduites dans les séances d'apprentissage qu'à partir de S4, nous avons mené deux analyses de variance distinctes pour chaque variable dépendante (ANOVA 1 et ANOVA 2). L'ANOVA 1 comprenait 3×3 mesures répétées [3 séances d'apprentissage : S1, S4 et S7 \times 3 vitesses : VTS, VTS+1 et VTS+2]. Nous avons effectué L'ANOVA 2 sur 3×5 mesures répétées [3 séances d'apprentissage : S4, S6 et S7 \times 5 vitesses : VTS, VTS+1, VTS+2, VTS+3 et VTS+4]. Nous avons testé l'hypothèse de sphéricité des données pour tous les facteurs par un test de sphéricité de Mauchly. Pour contrôler les possibles violations de l'hypothèse de sphéricité, des corrections sur les valeurs p ont été effectuées en suivant la procédure Huynh-Feldt qui rend l'analyse plus stricte. Nous avons complété l'analyse par des tests post-hoc de type HSD de Tukey.

Pour examiner la relation entre les variables physiologiques, cinématiques et les scores de perception de l'effort périphérique et centrale, nous avons calculé les coefficients de corrélations de Pearson (r) entre les valeurs de certaines variables physiologiques, cinématique et de perception de l'effort à S1 et S4 pour les vitesses modérées (VTS, VTS+1 et VTS+2).

Tous les tests ont été réalisés sur Statistica 7.1 (Statsoft, 2005) avec un seuil de confiance fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

Malgré le fait que le participant #7 n'ait jamais pratiqué la marche athlétique, il s'est avéré qu'il avait un meilleur niveau que les autres participants. En tant qu'athlète d'endurance confirmé, ce participant s'entraînait aux côtés de marcheurs athlétiques de très bon niveau, ce qui a pu avoir une influence. Afin d'homogénéiser la population et de minimiser les biais liés à l'expérience antérieure, les données du participant #7 ont été exclues des tableaux, des figures et des analyses statistiques.

Les valeurs de la $\dot{V}O_{2\max}$ et de la VTS individuelles sont représentées au Tableau 9.

Tableau 9. Résultats individuels des tests préliminaires : valeurs de la $\dot{V}O_{2\max}$ et de la VTS

Participants	1	2	3	4	5	6	Moy. \pm ety
$\dot{V}O_{2\max}$ (mlO ₂ .kg ⁻¹ .min ⁻¹)	58.43	53.02	51.76	53.81	64.76	65.73	57.92 \pm 6.11
VTS (km.h ⁻¹)	7.25	7.75	6.75	7.50	8.38	8.88	7.75 \pm 0.77

VTS: Vitesse de transition spontanée

3.1. Changements du pattern de marche normale à S1

Afin de comparer les variables cinématiques et physiologiques entre la marche normale (S0) et la marche athlétique à S1 à VTS, nous avons réalisé des tests *t* de student pour échantillons appariés. Le but était d'analyser les effets immédiats des 3 consignes données sur le pattern de marche normale. Les différences significatives retrouvées à partir de cette comparaison sont présentées dans le Tableau 10. Les participants ont spontanément réorganisé le déplacement du segment de la cuisse en diminuant significativement la durée relative de son mouvement arrière par rapport à la durée d'un cycle de cuisse entier. La rotation frontale du bassin vers le bas, a augmenté significativement entre S0 et S1. Par ailleurs, parmi les 3 consignes données, les participants ont directement accompli la consigne #3 à S1, en réduisant significativement la flexion et l'extension maximales du coude. Cependant, les consignes liées au genou et à la cheville, n'ont amené aucune modification

significative à S1 aux articulations distales concernées. De plus, les résultats ont relevé une augmentation significative, à S1 comparé à S0, de la variabilité des déplacements angulaires du bassin, du tronc et du coude. Cette réorganisation du mouvement à S1 par rapport au pattern de marche normale (S0) n'a pas été accompagnée d'une variation significative dans les valeurs des variables physiologiques (i.e. $\dot{V}O_2$, CE et FC).

Tableau 10. Résultats des comparaisons des tests *t* de student : variables démontrant une différence significative entre S0 et S1 à VTS ($p < 0,05$)

Variables globales de la locomotion	Séances		<i>t</i> de Student
	S0	S1	<i>t</i> (5)
<i>D</i> : Durée relative du mouvement arrière de la cuisse (%)	53,66 ± 5,36	42,07 ± 2,44	4,83
Déplacements angulaires (deg)			
Rotation max du bassin vers le bas (plan frontal)	6,41 ± 1,48	7,18 ± 1,60	2,88
Flexion max du coude	135,70 ± 16,58	118,72 ± 10,00	3,20
Extension max du coude	184,68 ± 9,03	158,04 ± 14,84	4,04
Ety (rotation max du bassin vers l'arrière, plan transverse)	1,19 ± 0,37	2,03 ± 0,65	-3,07
Ety (rotation max. tronc vers l'avant, plan sagittal)	0,99 ± 0,48	1,30 ± 0,49	-3,18
Ety (rotation max. tronc vers l'arrière, plan sagittal)	1,07 ± 0,38	1,32 ± 0,51	-2,91
Ety (amplitude du coude)	4,99 ± 1,56	6,92 ± 2,13	-2,49

Pour S0 et S1, la moyenne ± écart-type inter-individuel (Ety) sont présentés.

3.2. Changements liés à la pratique aux vitesses modérées (ANOVA 1)

L'ANOVA 1 à 3 (S1, S4 et S7) × 3 (VTS, VTS+1 et VTS+2) mesures répétées, a été réalisée sur toutes les variables cinématiques et physiologiques définies précédemment. Afin d'analyser exclusivement les effets liés à la pratique, seules les variables ayant démontré un effet principal significatif de la pratique et/ou une interaction entre les facteurs sont rapportées (Tableau 11).

Tableau 11. Variables démontrant un effet principal significatif de la pratique aux vitesses modérées (ANOVA 1)

Variables globales de la locomotion	Effet principal de la pratique		Post-hoc		
	F(2,10)	η^2	S1≠S4	S4≠S7	S1≠S7
Fréquence des foulées	1,75	0,68	*	n.s.	*
Amplitude des foulées	9,26	0,65	*	n.s.	*
D% durée relative du mouvement arrière de la cuisse	9,33	0,68	*	n.s.	*
Ety (D)	6,70	0,57	*	n.s.	*
Déplacement vertical du sternum (STRN)	18,7	0,79	*	n.s.	*
Déplacements angulaires					
Rotation arrière max de la cuisse dans le plan sagittal	6,76	0,57	*	n.s.	*
Ety (amplitude de la rotation sagittale du tronc)	12,7	0,72	*	n.s.	*
Ety (amplitude articulaire du coude)	5,81	0,54	n.s.	n.s.	*
Phases relatives					
Φ_1	11,2	0,69	*	n.s.	*
Ety (Φ_1)	5,63	0,53	*	n.s.	n.s.
Φ_2	13,2	0,73	*	n.s.	*
Ety (Φ_2)	5,21	0,51	*	n.s.	n.s.
Φ_3	13,16	0,72	*	n.s.	*
Variables physiologiques et perception d'effort					
$\dot{V}O_2$	4,93	0,50	n.s.	n.s.	*
CE	4,45	0,47	n.s.	n.s.	*
PEP	8,98	0,64	n.s.	n.s.	*

*Différence statistiquement significative ($p < 0.05$) entre les séances de pratique (S1, S4 et S7), n.s.: non-significative

Variables globales

Les résultats ont montré un effet principal significatif de la pratique sur toutes les variables globales testées et sur une variabilité globale (Figure 37, Tableau 11). Aucune interaction significative entre les facteurs n'a été signalée. Avec la pratique, la variable D (durée relative du mouvement arrière de la cuisse) a diminué significativement (après une diminution initiale entre S0 et S1) et a présenté moins de variabilité. Cela indique que les participants réduisent la

phase d'appui pour accélérer la pose du talon au sol. De plus, les résultats ont montré une autre réorganisation des membres inférieurs relevée par l'augmentation de la fréquence des foulées et la réduction de l'amplitude des foulées. Une diminution significative du déplacement vertical du sternum a aussi été notée. Cela montre que la progression du haut du corps dans l'espace devient plus rectiligne avec les séances de pratique. Les analyses post-hoc ont montré que les changements dans les variables globales s'effectuent entre S1 et S4 et non entre S4 et S7, révélant une réorganisation des paramètres globaux en (dans la première moitié des séances) (Tableau 11).

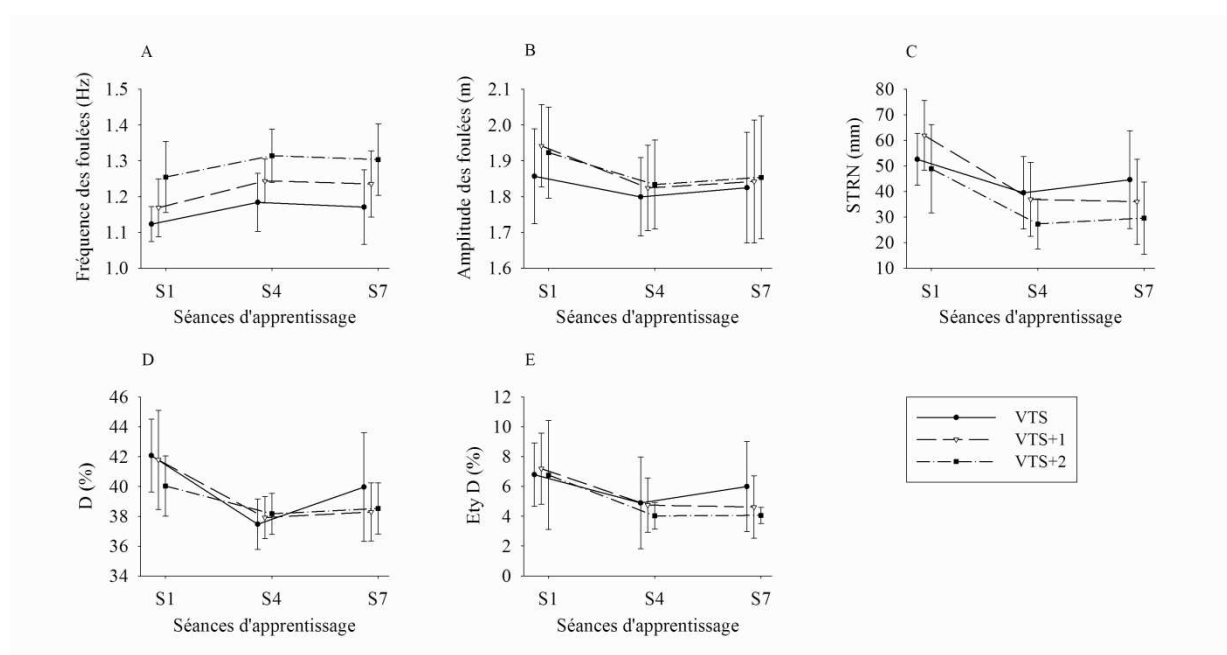


Figure 37. Représentation graphique des variables globales de la locomotion qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1). Les variables sont représentées en fonction des séances de pratique (S1, S4 et S7) pour les vitesses modérées (VTS, VTS+1 et VTS+2) : (A) fréquence des foulées ; (B) amplitude des foulées ; (C) déplacement vertical du sternum ; (D) durée relative du mouvement arrière de la cuisse par rapport au cycle de cuisse entier ; (E) variabilité de la durée relative du mouvement arrière de la cuisse par rapport au cycle de cuisse entier. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

Déplacements angulaires

Un effet principal significatif de la pratique a été observé pour trois variables de déplacement angulaire (Figure 38, Tableau 11) alors qu'aucune interaction significative n'a été notée. Avec la pratique, les participants ont réduit significativement la rotation arrière max de la cuisse dans le plan sagittal. Ce changement quantitatif est en accord avec le résultat

retrouvé dans la partie précédente (section 3.2.) sur le changement qualitatif concernant la durée relative du mouvement arrière de la cuisse (D). De plus, la variabilité de l'amplitude de la rotation sagittale du tronc a diminué montrant une plus grande stabilité du mouvement antéro-postérieur du haut du corps. Les analyses post-hoc ont montré que ces changements se réalisent entre S1 et S4. La variabilité de l'amplitude articulaire du coude a baissé avec les séances de pratique et le post-hoc a indiqué que cette différence s'opère entre S1 et S7 (Tableau 11).

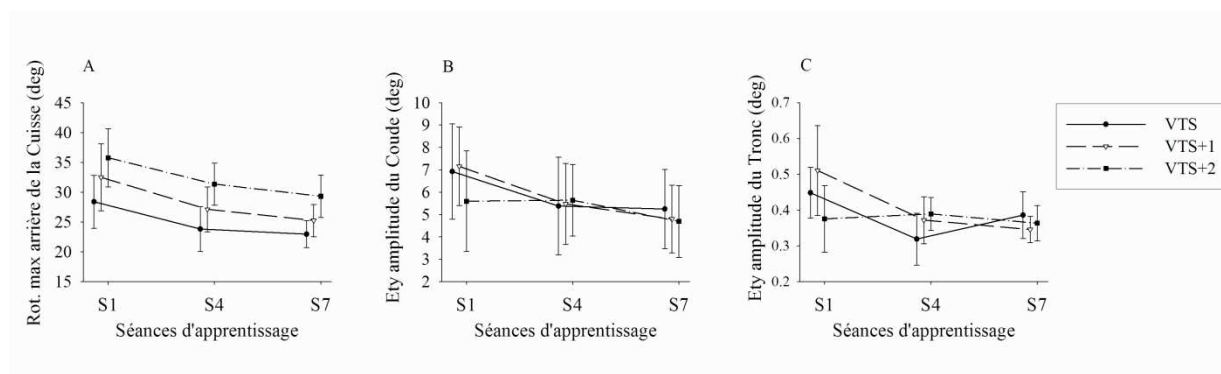


Figure 38. Représentation graphique des déplacements angulaires qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1). Les variables sont représentées en fonction des séances de pratique (S1, S4 et S7) pour les vitesses modérées (VTS, VTS+1 et VTS+2) : (A) Rotation maximale arrière de la cuisse dans le plan sagittal ; (B) variabilité de l'amplitude de la rotation du tronc dans le plan sagittal ; (C) variabilité de l'amplitude articulaire du coude. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

Phases relatives

Trois phases relatives ont été significativement modifiées au cours de la pratique (Figure 39, Tableau 11). Les résultats n'ont pas montré d'interactions significatives entre les facteurs. Les valeurs moyennes de la phase relative ϕ_1 entre le pied et la cuisse ont diminué significativement avec la pratique, alors que les valeurs moyennes de la phase relative ϕ_2 entre le genou et la cuisse ont augmenté significativement. Cela révèle une réorganisation distale de la coordination intra-segmentaire des membres inférieurs. Une autre réorganisation de la coordination a été notée par l'augmentation des valeurs moyennes de la phase relative ϕ_3 entre les rotations frontales du bassin et du thorax. Les comparaisons post-hoc ont montré que ces modifications se déroulent entre S1 et S4. De plus, les variabilités de ϕ_1 et ϕ_2 ont diminué significativement entre S1 et S4 et non entre S4 et S7. La Figure 39 montre même

une tendance à l'augmentation des variabilités de ϕ_1 et ϕ_2 entre S4 et S7 en marchant athlétiquement à la VTS.

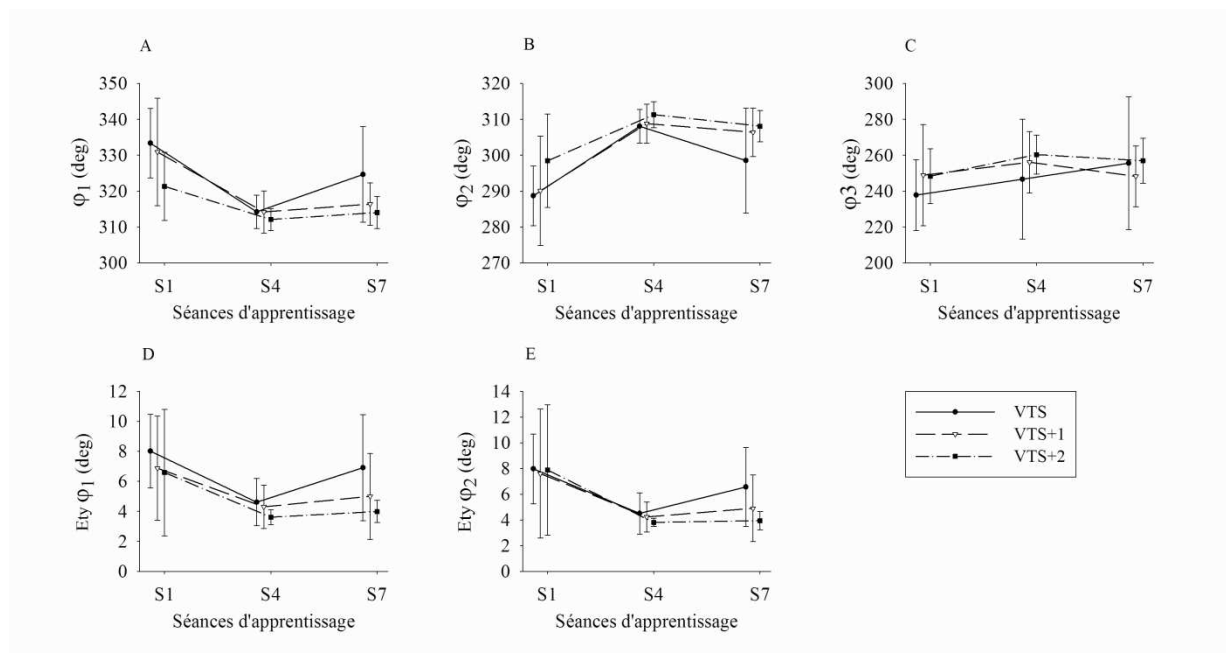


Figure 39. Représentation graphique des phases relatives qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1). Les variables sont représentées en fonction des séances de pratique (S1, S4 et S7) pour les vitesses modérées (VTS, VTS+1 et VTS+2) : (A) phase relative de la flexion dorsale maximale du pied dans le cycle de la cuisse ; (B) phase relative de la flexion maximale du genou dans le cycle de la cuisse ; (C) phase relative de la rotation vers la haut du bassin dans le cycle du thorax ; (D) variabilité de la phase relative pied/cuisse ; (E) variabilité de la phase relative genou/cuisse. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

Variables physiologiques et perception de l'effort

Un effet principal significatif de la pratique a été indiqué pour la $\dot{V}O_2$, le CE et la PEP. Les résultats n'ont pas montré d'effet d'interaction significatif. Les analyses post-hoc ont relevé une réduction significative dans les valeurs de ces variables entre S1 et S7, alors qu'aucune différence significative n'a été relevée entre S1 et S4 (Figure 40). De plus, aucune amélioration significative n'a été notée pour les valeurs de la FC ou la PEC (Tableau 11).

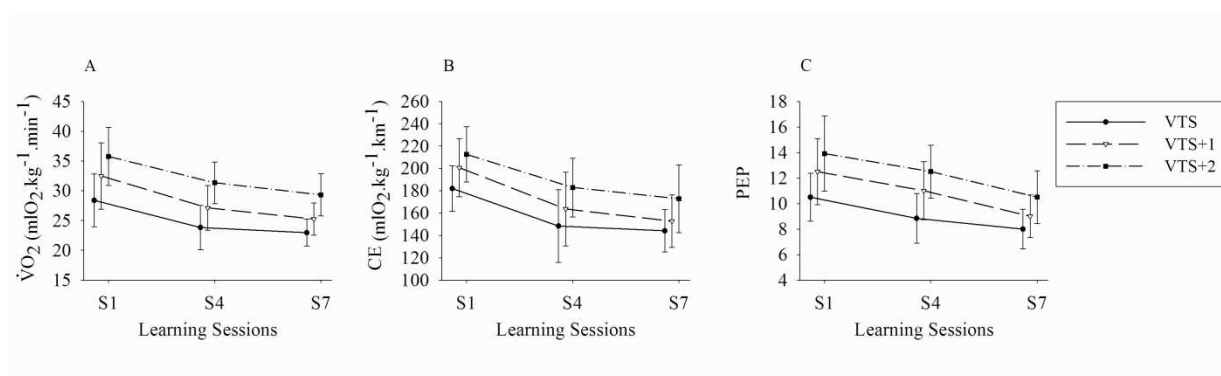


Figure 40. Représentation graphique des variables physiologiques et de perception de l'effort qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1). Les variables sont représentées en fonction des séances de pratique (S1, S4 et S7) pour les vitesses modérées (VTS, VTS+1 et VTS+2) : (A) la consommation d'oxygène ; (B) coût énergétique ; (C) perception d'effort périphérique. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

Analyse des corrélations

Nous avons choisi la variable cinématique qui a présenté la taille d'effet de pratique la plus importante (déplacement vertical du sternum - STRN), pour tester les corrélations avec les variables physiologiques et les variables liées à la perception de l'effort. Nous avons réalisé une analyse de corrélations entre STRN, $\dot{V}O_2$, CE, FC, PEP et PEC pour les valeurs obtenues à S1 et S4. Les résultats ont montré que le STRN était significativement corrélé avec le CE et la PEP. Ces deux dernières variables étaient aussi corrélées entre elles (Tableau 12).

Tableau 12. Coefficients de corrélation de Pearson (r) entre les variables physiologiques ($\dot{V}O_2$, CE, FC) et les scores de perception de l'effort (PEP et PEC), pour S1 et S4 aux vitesses modérées

	STRN	CE	$\dot{V}O_2$	PEP	FC	PEC
STRN	1					
CE	0,36*	1				
$\dot{V}O_2$	0,11	0,91*	1			
PEP	0,44*	0,53*	0,44*	1		
FC	0,00	0,14	0,37*	0,30	1	
PEC	0,18	0,45*	0,43*	0,81*	0,07	1

* $p < .05$. $N=36$

3.3. Changements entre S4 et S7 à toutes les vitesses testées (ANOVA 2)

L'ANOVA 2 sur 3 (S4, S6 et S7) \times 5 (VTS, VTS+1, VTS+2, VTS+3 et VTS+4) mesures répétées a été réalisée sur toutes les variables cinématiques et physiologiques et la perception de l'effort afin de tester l'effet de la pratique, de la vitesse de déplacement et les interactions entre S4 et S7. Les variables qui sont signalées sont celles qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique ou une interaction entre pratique et vitesse. Deux variables ressortent de cette analyse (Figure 41). L'ANOVA 2 sur la rotation du bassin vers le bas dans le plan frontal a relevé un effet principal significatif de la pratique [$F(2,10)=5.27$, $\eta^2=0.51$, $p<.05$], de la vitesse [$F(4,20)=22.08$, $\eta^2=0.82$, $p<.05$] et une interaction significative [$F(8,40)=4.59$, $\eta^2=0.48$, $p<.05$]. Les analyses post-hoc ont montré que pour les vitesses les plus basses (VTS, VTS+1), une augmentation significative de l'amplitude de la rotation frontale du bassin s'est produite entre S4-S6 et S4-S7. A VTS+2, l'augmentation significative de cette amplitude ne se produit qu'à S7 par rapport à S4. De plus, l'ANOVA 2 sur les valeurs de l'extension maximale du coude a relevé un effet principal significatif de la pratique [$F(2,10)=1.19$, $\eta^2=0.67$, $p<.05$]. La Figure 41 et l'analyse post-hoc montrent que l'extension max du coude a augmenté significativement entre S4 et S7 pour la vitesse la plus faible (VTS), après une diminution significative entre S1 et S4 (section 3.2, déplacements angulaires). Aucune variable globale, phase relative, variable physiologique ou variable de perception de l'effort n'ont été modifiées dans la deuxième moitié des séances de pratique.

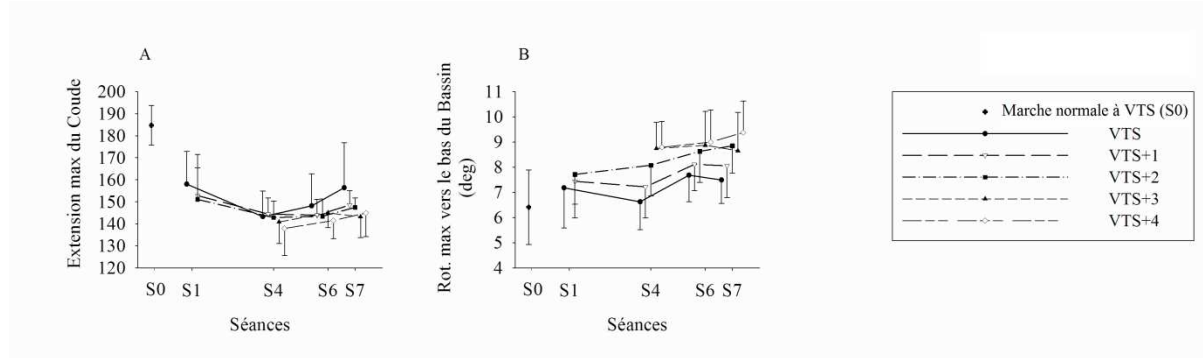


Figure 41. Représentation graphique des variables qui ont démontré un effet principal significatif de la 2^{ème} moitié des séances de pratique (ANOVA 2). Les variables sont représentées en fonction des séances (S0, S1, S4, S6 et S7) pour toutes les vitesses testées (VTS, VTS+1, VTS+2, VTS+3 et VTS+4) : (A) extension maximale du coude ; (B) rotation maximale du bassin vers le bas. A S0, les participants se déplaçaient en marche normale à VTS. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

4. Discussion

Le premier objectif de cette étude est de déterminer dans quelle mesure les stratégies fondamentales retrouvées dans la littérature de l'apprentissage moteur (Bernstein, 1967; Newell, 1985) s'appliquent à l'apprentissage d'une habileté motrice globale comme la marche athlétique. Le choix de cette habileté est approprié dans le sens où la marche athlétique implique des coordinations complexes des segments du haut et du bas du corps et des segments proximaux et distaux. De plus, le choix d'une habileté exigeante sur le plan métabolique pourrait nous permettre de répondre au deuxième objectif qui est de mieux comprendre la nature du lien entre le processus de réorganisation du mouvement et l'efficacité énergétique métabolique.

4.1. Réorganisation immédiate du mouvement

Afin de vérifier si la réorganisation du mouvement commence à un niveau proximal (ou distal) et de comprendre comment la réorganisation pourrait être influencée par les consignes données, nous avons analysé les adaptations immédiates du pattern de locomotion à la première séance (S1). Les consignes, relatives aux spécificités et à la réglementation de la marche athlétique (IAAF, 1995), concernaient trois angles articulaires distaux : le coude, le genou et la cheville. Les participants réussissent immédiatement à accomplir la flexion du coude demandée, en diminuant significativement la flexion et l'extension maximales du coude comparées à la marche normale à la même vitesse (S0). Cette modification immédiate est associée à l'augmentation de la variabilité du mouvement articulaire du coude. Cependant, aucune modification significative n'est observée pour les variables d'amplitude et de variabilité du membre inférieur, comme le genou et la cheville. En effet, la consigne concernant le coude peut-être considérée facile, étant donné que cette dernière appartient déjà au répertoire initial des participants, utilisée notamment lors de la course à pied. À l'inverse, les consignes concernant le genou (extension maximale pendant la phase d'appui) et la cheville (flexion dorsale maximale à l'appui) peuvent être considérées comme « artificielles » dans le sens où elles rentrent en compétition avec la réalisation de la marche normale et doivent ainsi être apprises. De plus, les mouvements articulaires du genou et de la cheville sont soumis à une contrainte mécanique supplémentaire, celle du tapis roulant, qui doit être surmontée afin d'instaurer une nouvelle coordination.

Un autre résultat important indique une réorganisation immédiate du mouvement des segments corporels qui n'est pas spécifiée directement par les consignes. En effet, une augmentation significative de l'abaissement maximale du bassin dans le plan frontal est observée par rapport à la marche normale (voir Tableau 11). Selon Cairns, Burdett, Pisciotta et Simon (1986) les rotations du bassin dans le plan frontal, en marche athlétique, jouent un rôle clé dans la compensation de l'extension maximale du genou à la phase d'appui dans le but de réduire le déplacement vertical du haut du corps. Cela montre bien que les participants « tentent » d'accomplir la consigne liée au genou. Les participants réduisent aussi la durée relative du mouvement arrière de la cuisse à S1 comparée à S0. Ce résultat met en évidence une meilleure adaptation au rapport entre la phase appui et la phase de vol, se rapprochant ainsi du duty factor des marcheurs athlétiques experts (Cairns et al., 1986). Ces deux résultats révèlent une réorganisation du mouvement mise en place par les participants pour accomplir le but de la tâche comme indiqué par les consignes. Par ailleurs, les résultats indiquent une augmentation de la variabilité des rotations du tronc et du bassin à S1 en comparaison à S0, offrant ainsi deux possibilités d'interprétation. Premièrement, l'augmentation de la variabilité pourrait être une stratégie de compensation permettant de garder l'équilibre face aux perturbations antéro-postérieures créées à la fois par les tentatives de blocage du genou en extension complète à l'appui et par l'effet mécanique du tapis. Deuxièmement, le relâchement du haut du corps pourrait refléter une déstabilisation des tendances spontanées (i.e. pattern de marche) pour faciliter l'adoption des modes de coordination plus adaptés (Newell, 1991).

A l'exception de la flexion du coude considérée comme facile à accomplir, il est important de souligner que la réorganisation immédiate du mouvement et les changements de variabilités n'ont pas concerné les segments distaux comme indiqué par les consignes. Les changements notés sont survenus à un niveau proximal/haut du corps. A ce niveau, aucune contrainte n'est spécifiée par les consignes et la contrainte mécanique du tapis roulant est moins importante comparée au niveau distal/bas. Cela semble conforme à l'hypothèse selon laquelle l'apprentissage moteur complexe, particulièrement pour les activités phylogénétiques comme la locomotion (GESELL, 1946; GESELL, 1929), pourrait commencer à un niveau proximal. De plus, le changement immédiat de la durée relative du mouvement arrière de la cuisse et les changements quantitatifs du mouvement vont dans le sens de l'existence d'une première étape à l'apprentissage (Newell, 1985), où les débutants essaient d'établir des relations spatio-temporelles entre les composantes du système afin d'exécuter les spécificités de la tâche. Dans cette étude, sachant que la marche athlétique ressemble déjà à un pattern

sur-appris, la marche normale, nous supposons que l'établissement d'une nouvelle coordination adaptée, émerge très rapidement, voire immédiatement.

De plus, les résultats indiquent que la réorganisation immédiate du mouvement à S1 comparée à la marche normale n'engendre pas d'augmentation dans les valeurs des variables métaboliques testées. En effet, aucune différence significative de la $\dot{V}O_2$ ou du CE n'est indiquée entre S0 et S1. Cette absence de différence pourrait indiquer que les paramètres métaboliques ne sont pas directement impliqués à ce stade précoce de l'apprentissage. Cependant, nous pouvons aussi penser que l'intensité de la vitesse utilisée (i.e., $VTS = 7,75 \pm 0,77 \text{ km.h}^{-1}$) n'est pas assez élevée pour engendrer des facteurs discriminatoires dans le niveau d'effort produit. Toutefois, nous pensons qu'à cette première étape de l'apprentissage, les débutants se focalisent principalement sur l'exécution du mouvement pour accomplir les demandes de la tâche sans dépendance aux réponses métaboliques.

4.2. La progression dans l'acquisition de l'habileté

Les séances de pratique amènent des modifications significatives et relativement importantes. Parmi les variables qui changent immédiatement à S1 par rapport à S0, la durée relative du mouvement arrière de la cuisse (re)-diminue avec les séances de pratique. Cette variable semble avoir un rôle important dans la réalisation de la tâche. En effet, non seulement les valeurs de cette variable continuent à se modifier mais sa variabilité diminue aussi avec la pratique. Les résultats montrent que cette modification dans le mouvement relative de la cuisse est accompagnée par l'émergence de nouveaux patterns de coordination (i.e., phases relatives) qui présentent moins de variabilité. Entre S1 et S4, les participants modifient les phases relatives pied-cuisse et genou-cuisse. D'une façon intéressante, nous retrouvons que les modifications des patterns de coordination amenées par la pratique se réalisent à un niveau plus distal par rapport aux adaptations immédiates proximales à S1. D'une façon générale, ce résultat pourrait être interprété comme étant conforme à l'hypothèse de Newell et Van Emmerik (1990) qui postule l'existence d'un sens directionnel à l'organisation du mouvement avec l'apprentissage, du proximal au distal. Toutefois, nous pensons que ces résultats peuvent être compris par rapport aux contraintes spécifiques de la tâche. En effet, la réorganisation semble évoluer en fonction du poids des contraintes, du niveau le moins contraint (proximal/haut) au niveau le plus contraint (distal/bas). Nous pouvons imaginer, dans la

lignée de l'hypothèse de Teulier et Nourrit-Lucas (2008), que de fortes contraintes pourraient retarder l'apparition ou l'émergence de nouveaux patterns de coordination à des niveaux précis. Cependant, dans ce travail, nous ne comparons pas l'apprentissage de deux tâches distinctes présentant différents niveaux de contraintes, mais nous comparons dans l'apprentissage d'une seule tâche, la réorganisation de différents niveaux du corps subissant de différents poids de contraintes. Cette hypothèse devrait être confirmée pour ce type d'analyse.

De plus, nous constatons dans cette étude, qu'aux vitesses modérées (i.e., VTS, VTS+1 et VTS+2), la réorganisation du mouvement se déroule presque entièrement à la première moitié des séances de pratique, entre S1 et S4. Cela pourrait suggérer que les participants atteignent assez rapidement une étape supérieure de l'apprentissage entre S1 et S4, où en effet une évolution paramétrique des patterns de coordinations est observée. Selon Newell (1985), la deuxième étape de l'apprentissage, appelée « étape de contrôle », est caractérisée par l'évolution paramétrique des relations topologiques (i.e., phases relatives), une réduction de la variabilité et une meilleure cohérence (i.e., « consistency ») dans la réalisation de la tâche. L'analyse des variables globales spatio-temporelles a permis de montrer une meilleure réalisation de la tâche. Ainsi, avec la pratique, les participants augmentent spontanément la fréquence des cycles locomoteurs, une stratégie employée par les marcheurs athlétiques experts pour maintenir un contact au sol (Menier & Pugh, 1968). De plus, en réduisant l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps avec la pratique, les participants arrivent à se rapprocher de l'un des critères principaux associés à l'expertise en marche athlétique. Une réduction significative de la variabilité est observée au niveau des mouvements du coude et du tronc, qui convergent à S4 vers des patterns plus reproductibles et stables. Dans cette étude, les participants ne sont pas supposés atteindre la dernière étape de l'apprentissage (i.e., « étape d'habileté ») de Newell (1985), étant donné que 7 séances de pratique de la marche athlétique ne sont certainement pas suffisantes pour se rapprocher de la performance optimale.

Comme nous l'avons mentionné, les résultats n'indiquent aucune modification des variables étudiées entre S4 et S7 pour les vitesses modérées. Cependant, il semblerait que l'introduction de vitesses plus élevées (VTS+3 et VTS+4) à S4, a eu un effet sur la rotation frontale du bassin, considérée comme une variable clé dans la réduction des déplacements verticaux du haut du corps en maintenant l'extension maximale du genou à l'appui (Cairns et al., 1986). La meilleure utilisation de la rotation frontale du bassin (augmentation de

l'amplitude des rotations) est observée entre S4 et S7. Nous pensons que les vitesses élevées ont pu contraindre le système à adopté un mouvement plus approprié. Dans cette perspective, nous émettons l'hypothèse que l'échelle de temps de l'apprentissage peut être réduite en contraignant les participants à marcher à vitesses élevées du tapis roulant. D'un point de vue dynamique, la vitesse de déplacement est considérée comme un paramètre de contrôle dans la locomotion humaine (Diedrich & Warren, Jr., 1995). De ce fait, nous pouvons imaginer que certains modes de coordination seront plus accessibles à des gammes plus ou moins élevées de vitesses. Toutefois, une recherche plus approfondie est nécessaire pour tester cette hypothèse.

4.3. Efficience énergétique, perception de l'effort et réorganisation du mouvement

Tous les participants ont passé un test sélectif de détermination de la $\dot{V}O_{2max}$. Les participants sélectionnés présentaient tous un bon niveau de condition physique aérobie ($\dot{V}O_{2max} = 56,8 \pm 7,32 \text{ mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) nous assurant que les modifications des valeurs métaboliques ne pourraient pas liées à une amélioration de la condition physique aérobie. L'intensité (45 – 60% $\dot{V}O_{2max}$) et la durée (7 × 30 min) des séances de pratique n'étaient ainsi pas suffisantes pour engendrer une amélioration dans la condition physique aérobie de cette population (Green, Cadefau, Cusso, Ball-Burnett, & Jamieson, 1995).

Les résultats indiquent une tendance à une réduction « continue » (de S1 à S4 à S7) dans les valeurs du coût énergétique (CE), de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et des scores de la perception d'effort périphérique (PEP) avec la pratique (Figure 40). Même si la réduction de CE, $\dot{V}O_2$ et PEP devient significative seulement à S7 en comparaison à S1, la Figure 40 nous montre une tendance à la baisse de ces valeurs entre S1 et S4. La réduction des valeurs métaboliques et des scores de PEP commence tôt dans l'apprentissage avec le processus de réorganisation du mouvement (S1-S4). Il semblerait ainsi que l'« étape de contrôle » soit accompagnée d'une optimisation des paramètres métaboliques et de la perception d'effort périphérique. Cette tendance pourrait être associée à l'émergence de nouveaux patterns de coordination plus économique et à la réduction de la variabilité à plusieurs niveaux.

En effet, les résultats montrent des corrélations significatives, pour S1 et S4, entre le CE et la PEP ($r = 0,53$) et entre la PEP et le déplacement vertical du haut du corps (STRN) qui

représente la réorganisation globale du mouvement ($r = 0,44$), expliquant respectivement 28% et 19% de la variance totale. D'une façon générale, les études sur la perception d'effort (PE) démontrent de fortes corrélations entre les scores de PE et les réponses physiologiques (Hampson et al., 2001; Faulkner & Eston, 2007). Cependant, ces études utilisent des protocoles où l'intensité de l'exercice est incrémentée sur plusieurs paliers dans le seul objectif d'analyser la relation entre la PE et les réponses physiologiques. Dans le cadre de l'apprentissage moteur, nos résultats peuvent être comparés à ceux de Sparrow et al. (1999) qui ont étudié l'effet de l'apprentissage d'une tâche d'aviron sur ergomètre à charge constante, sur la perception de l'effort, les variables métaboliques et le contrôle du mouvement. Malgré la baisse significative des scores de la PE et la tendance à la réduction des valeurs métaboliques, ces auteurs ne trouvent pas de corrélations significatives entre la PE et les variables métaboliques. Selon ces auteurs cela peut être dû à une réduction non suffisante des valeurs des variables métaboliques avec l'apprentissage. Il est important de noter que dans notre étude les corrélations entre la PE et le CE sont significatives bien que l'intensité des vitesses soit modérée ne produisant que relativement peu de variations au niveau des scores de la PEP. A ce niveau de l'analyse, un lien clair entre la réorganisation globale du mouvement, l'efficacité énergétique métabolique et les informations sensorielles concernant la PEP peut être mis en avant. Murray et ses collaborateurs avaient déjà émis l'hypothèse selon laquelle « l'apparence non-naturelle des mouvements en marche athlétique s'explique par le besoin de réduire les déplacements verticaux du centre de masse pour mieux conserver l'énergie mécanique » (Murray et al., 1983).

Par ailleurs, malgré les corrélations significatives entre le CE, la PEP et la variable globale du mouvement à P1 et P4, les résultats montrent que le CE et les scores de PEP continuent à s'optimiser jusqu'à la dernière séance alors que la réorganisation du mouvement atteint un plateau à S4. Almasbakk et al. (2001) trouvent des résultats comparables dans une tâche d'apprentissage sur un simulateur de ski. Ces auteurs soulignent la conformité de leurs résultats avec l'hypothèse de Sparrow (1983) sur la relation théorique entre la performance et l'efficacité énergétique. Cette hypothèse postule que lorsque la performance atteint un plateau, l'efficacité énergétique continue à augmenter grâce à l'amélioration de la coordination neuro-musculaire.

Dans la recherche d'un possible stimulus primaire à la réorganisation du mouvement, il est important de noter que la fréquence cardiaque (FC) et les scores de PEC ne présentent pas

d'amélioration significative avec l'apprentissage. De plus la FC et la PEC ne montrent aucune corrélation significative avec la réorganisation globale du mouvement. Il semblerait que l'efficacité métabolique et la PEP soient de meilleurs candidats que FC et PEC comme stimuli primaires à la modification de la coordination et de son contrôle avec l'apprentissage, comparés à la FC et à la PEC. En effet, les résultats indiquent que la PEP est clairement « plus optimisée » avec l'apprentissage comparée aux autres variables physiologiques et à la PEC, étant donné qu'elle présente la plus grande taille d'effet de la pratique et la plus importante corrélation avec la variable globale du mouvement. Il a été montré que la perception d'effort implique une multitude de signaux afférents à la fois d'un niveau central et périphérique (O'Dwyer & Neilson, 2000) et peut avoir un rôle important dans la régulation de la performance (Hampson et al., 2001). Partant de ce constat, il semblerait que, dans cette étude, les afférences provenant des récepteurs situés à un niveau périphérique (musculaires, tendineux ou articulaires, etc) auraient mieux contribué au processus de la réorganisation du mouvement comparativement aux informations sensorielles provenant des réponses centrales cardio-respiratoires. De plus, il a été montré que, par rapport à la marche normale rapide, la technique de la marche athlétique engendre une augmentation significative de l'activité électromyographique des groupes musculaires principaux du haut et du bas du corps (Murray et al., 1983). De ce fait, nous pouvons émettre l'hypothèse que les sensations provenant des afférences périphériques des récepteurs musculaires, tendineuses et articulaires auraient aidé à ajuster la coordination et le contrôle du mouvement avec l'apprentissage, résultant en une meilleure efficacité énergétique. En effet, la majorité des participants rapportent des sensations de douleurs musculaires localisées surtout au niveau du tibialis antérieur, renforçant l'idée d'un biofeedback musculaire important. L'ensemble de ces résultats vont dans le sens de l'hypothèse proposée en conclusion de l'étude de Sparrow et al. (1999). Ces auteurs suggèrent que les sensations d'effort périphériques pourraient « guider » la réorganisation du mouvement pour minimiser les demandes énergétiques métaboliques avec l'apprentissage. Cependant, le rôle de la PEP comme étant un stimulus primaire à la réorganisation du mouvement pour une minimisation métabolique, mérite clairement une analyse plus approfondie.

Résumé. Les résultats de cette étude mettent en avant une réorganisation immédiate du mouvement pour réaliser les contraintes de la tâche imposées par les consignes. Cela va dans le sens de l'existence d'une première « étape de coordination » comme proposé par Newell (1985), qui dans le cas de cette expérimentation est immédiatement atteinte. La progression dans le niveau d'habileté vers l' « étape de contrôle » est observée par (1) une évolution significative des relations topologiques (i.e. phases relatives), (2) une diminution significative de la variabilité et (3) une meilleure réalisation de la tâche, suivant une tendance directionnelle, celle du proximal au distal. Nous pensons que l'apparition des patterns de coordination évolue du niveau le moins contraint (proximal/haut) au niveau le plus contraint (distal/bas). Cela pourrait conformer l'hypothèse de Teulier & Nourrit-Lucas (2008), selon laquelle de fortes contraintes pourraient retarder l'émergence de la coordination experte. Cependant, dans ce travail nous étudions la réorganisation cinématique à plusieurs niveaux, et cette hypothèse devrait être confirmée pour ce type d'analyse. Cette réorganisation dans le mouvement entre S1 et S4 se réalise simultanément par une tendance générale à l'optimisation métabolique. Les résultats indiquent un lien significatif (i.e. corrélations) entre la réorganisation globale du mouvement, le CE et la PEP. Plus précisément, il semblerait que la perception d'effort périphérique, résultant des afférences musculaires, tendineuses et articulaires, joue un rôle important dans l'organisation générale du mouvement et dans la minimisation des demandes métaboliques. Toutefois, une recherche plus approfondie est nécessaire pour comprendre le rôle de la perception de l'effort dans l'émergence de nouveaux patterns de coordination avec l'apprentissage d'une habileté exigeante sur le plan métabolique et hautement contrainte sur le plan biomécanique.

Étude 2 : Evolution de la réorganisation du mouvement lors de la pratique de la marche athlétique à différentes vitesses

1. Introduction

Comme nous l'avons montré dans l'Étude 1, suite aux 3 consignes concernant la réalisation et la réglementation de la marche athlétique, les participants étaient en mesure d'adopter, dès le premier essai de pratique à la vitesse de transition spontanée (VTS), un comportement qualitativement différent que celui de la marche normale à la même vitesse. Cette *adaptation immédiate* à VTS a été accompagnée d'une augmentation de la variabilité à plusieurs niveaux. Avec la pratique, nous observons une réorganisation qualitative de la coordination plus importante et une réduction de la variabilité qui se réalisent principalement entre la première (S1) et la quatrième séance (S4) de pratique. Cependant, les résultats de l'Étude 1 ne permettent pas d'analyser la façon avec laquelle évoluent les valeurs cinématiques entre ces deux séances. Par conséquent, l'objectif de cette étude est d'analyser de plus près l'évolution de la réorganisation du mouvement des quatre premières séances de pratique.

Comme nous l'avons introduit précédemment, selon le modèle de Newell (1985), la première étape de l'apprentissage moteur (« étape de coordination ») est caractérisée par l'apparition d'une coordination adaptée aux contraintes de la tâche spécifiées par les consignes (réglementation). Ainsi, dans un premier temps de pratique, nous nous attendons à observer une variation dans les valeurs de certaines phases relatives (i.e., coordination) qui caractérise la marche athlétique. Il a été montré que le temps nécessaire à l'apparition d'une nouvelle coordination peut varier en fonction de l'âge (expérience) et de la difficulté de la tâche (Newell, 1985). De plus, Teulier et Nourrit-Lucas (2008) observent que le temps de pratique nécessaire à l'émergence d'une nouvelle coordination dépend du poids des contraintes imposées sur le système. En effet, ces auteurs suggèrent que de fortes contraintes retardent l'apparition de la coordination experte, canalisant le système à adopter une solution obligée ; à l'inverse de faibles contraintes permettent une exploration plus importante des solutions d'action possible (visible par une augmentation de la variabilité du comportement) facilitant ainsi l'adoption de la coordination experte. De ce fait, nous pouvons nous attendre,

dans un premier temps, à l'apparition rapide d'une coordination différente avec la pratique et surtout aux vitesses faibles où le poids des contraintes liées à la tâche est plus faible en comparaison aux vitesses élevées.

Une fois que la coordination appropriée est adoptée, Newell (1985) propose que la poursuite de la pratique aboutisse à l'amélioration (i.e., « refinement ») de la fonction de coordination, par un meilleur contrôle de cette dernière (« étape de contrôle »). Dans cette perspective, nous pouvons nous attendre dans un deuxième temps, à (1) une variation des amplitudes de déplacements angulaires, (2) une réduction de la variabilité et (3) une amélioration dans la réalisation de la tâche visible par l'évolution des valeurs des variables globales (dans le sens attendu).

Les trois questions auxquelles nous tenterons de répondre sont les suivantes : La réorganisation du mouvement commence-t-elle tôt lors de la pratique de la marche athlétique ? Comment la réorganisation du mouvement avec la pratique évolue-t-elle en fonction des contraintes de la tâche et du poids de la contrainte de vitesse manipulée par l'intensité de la vitesse du tapis roulant ?

2. Méthodologie

2.1. Participants

Cinq étudiants et personnels à l'Université Paris-Sud, dont quatre hommes et une femme (MT) ont participé volontairement à l'expérimentation. Les participants n'avaient aucune expérience antérieure en marche athlétique et ignoraient les objectifs de l'étude. Le Tableau 13 présente les caractéristiques physiques générales des participants.

Tableau 13. Caractéristiques physiques générales des participants

Participants	FM	JF	JJ	MM	MT	Moyenne (\pm éty)
Âge (années)	26	25	29	28	25	26,60 \pm 1,82
Poids (kg)	57	65	75	73	62	66,40 \pm 7,54
Taille (m)	171	172	186	180	170	175,80 \pm 6,94
Act. Phys. (h/sem)	2,00	3,00	4,00	6,00	3,50	3,70 \pm 1,48

Chaque participant a pris le soin, avant le début de l'expérimentation, de signer un consentement éclairé attestant qu'il a bien été informé de la tâche à réaliser. Il a été demandé à chaque participant d'utiliser leur propre chaussure de course à pied pour minimiser les erreurs d'ordre cinématiques (Nigg et al., 2006).

2.2. Matériel

Cette expérimentation s'est déroulée sur le même tapis roulant présenté dans l'Étude 1 (voir la partie 2.2. matériel, de l'Étude 1). L'enregistrement des données cinématiques était conduit par le système de capture du mouvement 3D (VICON 370) utilisé dans l'Étude 1. De plus, l'emplacement des 19 marqueurs réfléchissants était similaire à celui détaillé dans l'Étude 1. Toutefois, la différence dans cette expérimentation est que la fréquence d'échantillonnage était fixée à 120 Hz. Enfin, nous avons réalisé la même procédure de calibration de l'espace de travail réalisée dans l'Étude 1.

Nous avons enregistré la fréquence cardiaque au cours de l'expérimentation à l'aide d'une ceinture cardio-fréquencemètre transmettant les données par télémetrie vers une montre (Polar, Kempele, Finland) placée au niveau du poignet de l'expérimentateur.

2.3. Procédure expérimentale

L'expérimentation comprenait deux étapes réparties sur une durée de 2 semaines (Figure 42). La première étape consistait en un test préliminaire de détermination de la vitesse de transition spontanée (VTS). La deuxième étape comprenait quatre séances de pratique de la marche athlétique (S1-S4). Le choix du nombre de séances de pratique est basé sur les résultats de l'Étude 1 qui ont montré une réorganisation du mouvement se déroulant essentiellement entre la première séance (S1) et la quatrième séance (S4).

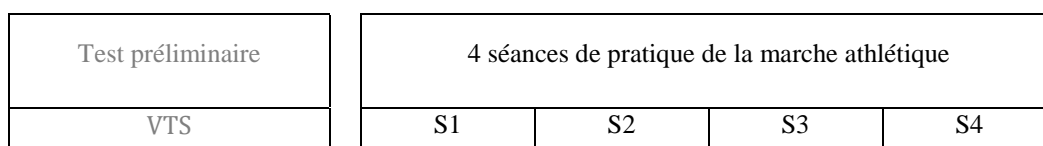


Figure 42. Représentation schématique décrivant les 2 étapes de la procédure expérimentale.

2.3.1. Test de détermination de la vitesse de transition spontanée (VTS)

La procédure expérimentale du test de détermination de la VTS était similaire à celle détaillée dans l'Étude 1 (voir la partie 2.3.2. Test de détermination de la vitesse de transition spontanée (VTS)). Ainsi, les participants ont respecté le temps d'échauffement et ont réalisé ensuite les 4 essais de transitions dont deux en conditions de vitesse ascendante et deux en condition de vitesse descendante. Afin d'éviter l'apparition des effets de fatigue, la durée de récupération entre les essais était contrôlée par les données de la fréquence cardiaque ($FC < 120 \text{ batt.min}^{-1}$) disponibles à l'expérimentateur grâce à la montre polar.

2.3.2. Séances de pratique de la marche athlétique

La durée moyenne des 4 séances de pratique de marche athlétique était de 60 minutes. Comme dans l'Étude 1, chaque séance a débuté avec 15 minutes d'échauffement à des vitesses librement choisies. Les trois consignes concernant la réglementation et la technique de la marche athlétique ont été répétées au début de chaque séance comme pour l'Étude 1 (voir partie 2.3.3. Séances d'apprentissage de la marche athlétique). Ainsi, il a été précisé que : (1) la jambe d'appui doit rester droite (sans flexion du genou) depuis le moment de son entrée en contact au sol jusqu'à son passage à la verticale au-dessous du corps (réglementation IAAF, 1995), (2) le contact de la jambe au sol doit commencer par le talon et (3) les coudes doivent être fléchis. Les vitesses de marche athlétique choisies pour les séances de pratique étaient relatives à la VTS de chaque participant, pour minimiser les facteurs discriminatoires d'ordre physiologique ou mécanique (par exemple anthropométrique) (Hanna et al., 2000 ; Hreljac, 1995b).

Sachant que les participants ne disposaient que de 4 séances de pratique, le protocole a été modifié par rapport à l'Étude 1, pour permettre d'atteindre, au fur et à mesure des essais, une vitesse relative de $VTS+4$ (ou $VTS+2 \text{ km.h}^{-1}$). Ainsi, comme le montre le Tableau 14, les participants ont réalisé à toutes les séances, 1 à 2 essais de 4 minutes à VTS, $VTS+1$ ($VTS+0,5 \text{ km.h}^{-1}$) et $VTS+2$ ($VTS+1 \text{ km.h}^{-1}$). À S1, l'introduction de la vitesse $VTS+3$ s'est réalisée en deux essais d'une durée de 2 minutes. À S2, la durée des deux essais à $VTS+3$ a été augmentée à 4 minutes. De la même façon, l'introduction de la vitesse $VTS+4$, à S3, s'est d'abord faite en deux essais de 2 minutes, puis a été augmenté à 4 minutes à la dernière

séance. Entre chaque essai, la durée de récupération était contrôlée à partir des données de la fréquence cardiaque pour éviter les effets de fatigue.

Tableau 14. Organisation des vitesses relatives des essais des séances d'apprentissage

Séance	Répétition (nombre d'essais)	Durée (minutes)	Vitesse relative
S1	2	4	VTS
	2	4	VTS+1
	2	4	VTS+2
	2	2	VTS+3
S2	2	4	VTS
	2	4	VTS+1
	2	4	VTS+2
	2	4	VTS+3
S3	1	4	VTS
	2	4	VTS+1
	2	4	VTS+2
	2	4	VTS+3
S4	2	2	VTS+4
	1	4	VTS
	1	4	VTS+1
	2	4	VTS+2
	2	4	VTS+3
	2	4	VTS+4

2.4. Analyse des données

2.4.1. Test de détermination de la VTS

Le test de détermination de la VTS a servi à déterminer les vitesses individuelles des essais de pratique. Les données cinématiques étaient enregistrées sur des durées de 30 secondes, correspondant aux 10 dernières secondes de chaque palier de vitesse (1 minute) et aux 20 premières secondes du palier suivant, sachant que la transition est attendue en général lors du changement de vitesse entre les paliers. La vitesse de transition représentait la moyenne des vitesses des paliers où les participants passaient de la marche à la course ou de la course à la marche. Ainsi, le critère du passage entre ces deux modes de locomotion était la présence ou l'absence d'une phase d'envol dans le cycle locomoteur.

2.4.2. Séances de pratique de la marche athlétique

Les données cinématiques ont été enregistrées à toutes les séances de pratique (S1-S4) en acquisition de 30 secondes. Pour tous les essais, les enregistrements cinématiques se sont réalisés de 1'30'' à 2'00'', alors que pour les essais de 4 minutes une deuxième acquisition s'est déroulée de 3'30'' à 4'00''. Au total, sur les 310 fichiers de 30 secondes, deux fichiers n'ont pas pu être traités à cause de l'occlusion de marqueurs.

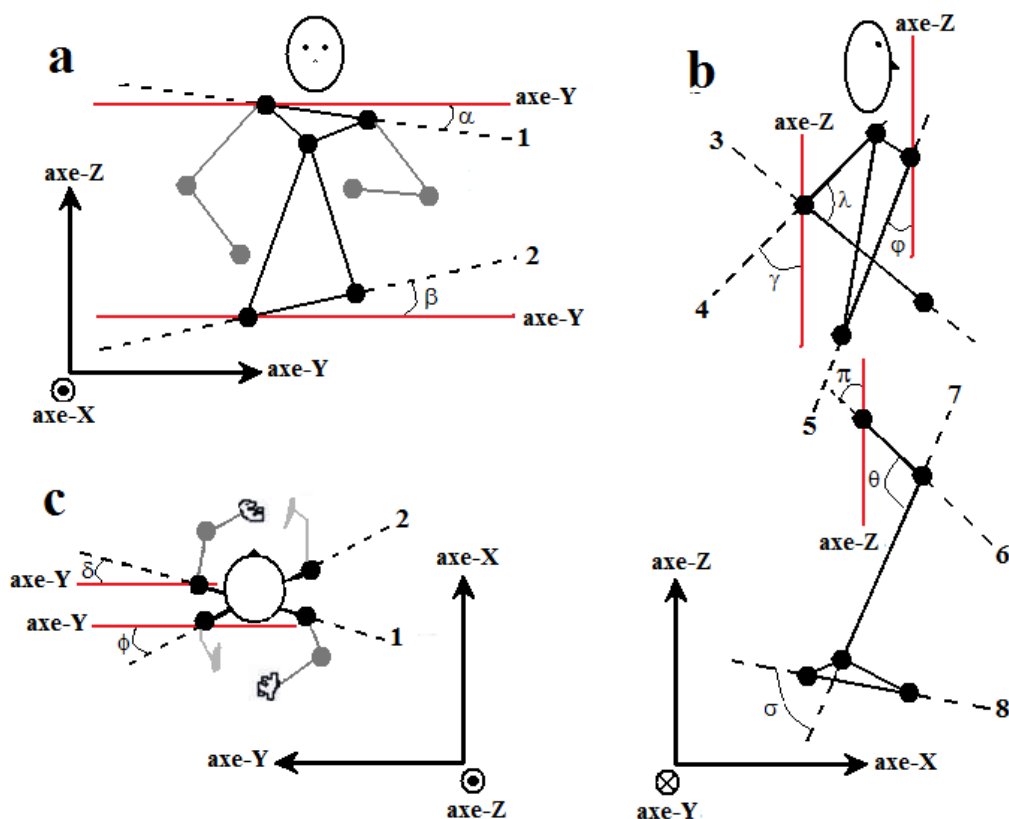


Figure 43. Représentation des déplacements angulaires étudiés. a : vue de face, b : vue du côté, c : vue de haut. Les cercles avec une croix représentent l'axe Y orienté vers l'arrière de la feuille et le cercle avec un point représente l'axe Y orienté vers le lecteur. 1 : segment du thorax, 2 : segment du bassin, 3 : segment de l'avant-bras, 4 : segment du bras, 5 : segment du tronc, 6 : segment de la cuisse, 7 : segment de la jambe, 8 : segment du pied. α : rotation frontale du thorax, β : rotation frontale du bassin, δ : rotation transverse du thorax, ϕ : rotation transverse du bassin, γ : rotation sagittale du bras, ϕ : rotation sagittale du tronc, λ : angle articulaire du coude, π : rotation sagittale de la cuisse, θ : angle articulaire du genou, σ : angle articulaire de la cheville.

Comme dans l'Étude 1, l'analyse des données à été réalisée sur Matlab (MathWorks, Natick, USA) à l'aide d'un programme personnalisé. Les variables cinématiques étudiées étaient les mêmes que celles détaillées dans l'Étude 1 (voir partie 2.4.2. Données cinématiques). Ainsi, l'analyse comprenait des variables globales de la locomotion (Tableau

15), des déplacements angulaires (α , β , δ , ϕ , γ , φ , λ , π , θ et σ ; Figure 43 et Tableau 15) identifiés comme caractérisant la marche athlétique (Cairns et al., 1986) et des phases relatives (Tableau 15). De la même façon, les valeurs de chaque variable étudiée ont été moyennées sur tous les cycles locomoteurs d'une acquisition de 30 secondes et la variabilité a été calculée comme étant l'écart-type des valeurs à chaque fichier d'acquisition (intra-essai).

Tableau 15. Variables étudiées

Variables globales de la locomotion		
Spatio-temporelle	Fréquence des foulées (Hz)	
	Amplitude des foulées (m)	
Durée relative (D%)	mouvement arrière de la cuisse (% d'un cycle de cuisse entier)	
Déplacement vertical	Déplacement vertical du sternum – STRN (mm)	
Variables de déplacements angulaires		
Segments ou articulation	Evènements étudiés	Unité
Bassin (rotation dans le plan frontal) -	min / max / amplitude	Deg.
Bassin (rotation dans le plan transverse)	min / max / amplitude	Deg.
Thorax (rotation dans le plan frontal)	min / max / amplitude	Deg.
Thorax (rotation dans le plan transverse)	min / max / amplitude	Deg.
Tronc (rotation dans le plan sagittal)	min / max / amplitude	Deg.
Cuisse (rotation dans le plan sagittal)	min / max / amplitude	Deg.
Hanche (rotation dans le plan sagittal)	min / max / amplitude	Deg.
Coude (amplitude articulaire)	Flexion max / Extension max / amplitude	Deg.
Pied (amplitude articulaire)	Flexion dorsale max au HS	Deg.
Genou (amplitude articulaire)	Flexion max à l'appui	Deg.
	% cycles en hyper-extension à l'appui	%
Variables de phases relatives		
Nom de la variable	Evènement clé	Cycle de référence
φ_1 (pied-cuisse)	Flex. dorsale max du pied	Rot. avant max de la cuisse
φ_2 (genou-cuisse)	Flex. max du genou	Rot. avant max de la cuisse
φ_3 (bassin-thorax-transverse)	Rot. transverse max du bassin	Rot. transverse max du thorax
φ_4 (bassin-thorax-frontal)	Rot. frontale max du bassin	Rot. frontal max du thorax

2.5. Traitements statistiques

Sachant qu'à toutes les séances, les participants ont pratiqué la marche athlétique à 4 vitesses communes, nous avons mené une analyse de variance (ANOVA) qui comprenait 4×4 mesures répétées [4 séances de pratique : S1, S2, S3 et S4 \times 4 vitesses relatives : VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3]. Pour chaque variable analysée, nous avons testé l'hypothèse de sphéricité des données pour tous les facteurs, par un test de sphéricité de Mauchly. Les valeurs p ont été ajustées, pour contrôler les possibles violations de l'hypothèse de sphéricité, en suivant la procédure Huynh-Feldt qui rend l'analyse plus stricte. Les analyses ont été complétées par des tests post-hocs de type HSD de Tukey. Pour plus de précision, pour certaines différences significatives, le d de Cohen a été calculé pour indiquer la taille de l'effet (Cohen, 1988), comme suit :

$$d = \frac{(M_2 - M_1)}{\sqrt{\frac{(Ety_1^2) + (Ety_2^2)}{2}}}$$

Où M est la valeur moyenne et Ety l'écart-type des valeurs moyennes des deux points à comparer (1 et 2). Des valeurs du d de Cohen égales à 0,2 sont considérées comme un faible effet, des valeurs entre 0,5 et 0,8 représentent un effet moyen et un d supérieur à 0,8 est considéré comme un effet fort.

Tous les tests ont été réalisés sur Statistica 7.1 (Statsoft, 2005) avec un seuil de confiance fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

Les valeurs individuelles de la vitesse de transition spontanée (VTS) sont représentées dans le Tableau 16.

Tableau 16. Résultats individuels du test de détermination de la VTS

Participants	FM	JF	JJ	MM	MT	Moy. \pm ety
VTS (km.h ⁻¹)	7,50	8,50	6,50	7,00	7,50	7,40 \pm 0,74

VTS: Vitesse de transition spontanée

3.1. Analyse statistique : Effet de la pratique et interaction avec la vitesse (sans interaction avec la vitesse)

L'ANOVA à mesures répétées a été effectuée sur les valeurs de toutes les variables cinématiques, ayant en facteurs la pratique (S1, S2, S3 et S4) et les vitesses relatives (VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3). Afin d'analyser exclusivement les effets de pratique, seules les variables ayant démontré un effet principal significatif de la pratique ou un effet d'interaction entre les facteurs sont présentées (Tableau 17, Figure 44 et Figure 45). Ainsi, uniquement pour ces variables là, les effets principaux significatifs de vitesse sont indiqués. Pour plus de détails sur les graphes individuels des variables qui se modifient avec la pratique, voir Annexe 2.

3.1.1. Variables démontrant un effet principal significatif de la pratique

Valeurs moyennes

Les résultats ont montré un effet principal significatif de la pratique sur les valeurs moyennes de trois variables qui sont la 'fréquence des foulées', l' 'amplitude des foulées' et l' 'extension maximale du genou au début de la phase d'appui' (Tableau 17 et Figure 44). L'analyse post-hoc sur cet effet principal a indiqué qu'à partir de S2 (par rapport à S1), les participants augmentent significativement l'extension du genou au début de la phase d'appui au sol. De plus, à S3, les valeurs de la fréquence des foulées étaient significativement plus élevées et les valeurs de l'amplitude des foulées étaient significativement plus faibles que celles observées à S1 aux mêmes vitesses. Enfin, l'ANOVA a également relevé un effet principal significatif de la vitesse sur les valeurs de la fréquence des foulées et de l'amplitude des foulées. En effet, la fréquence des foulées augmentait systématiquement et significativement à toutes les vitesses testées (VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3). Pour l'amplitude des foulées, les différences significatives sont observées entre VTS/VTS+1 et VTS+3 (Figure 44).

Variabilité intra-essai

Un effet principal significatif de la pratique a aussi été montré pour la variabilité intra-essai de deux variables qui sont 'l'amplitude de la rotation sagittale de la cheville' et 'la phase relative genou-cuisse (Φ_2)' (Tableau 17 et Figure 44). L'analyse post-hoc a indiqué que ces variabilités diminuaient avec les séances de pratique pour atteindre des valeurs significativement inférieures à la dernière séance (S4) comparées à S1.

3.1.2. Variables démontrant un effet d'interaction significatif

D'une façon générale, l'effet significatif d'interaction retrouvé sur les variables indique que les variations significatives avec les séances de pratique se réalisaient uniquement aux vitesses faibles (VTS et VTS+1).

Valeurs moyennes

Un effet d'interaction significatif entre les facteurs « pratique » et « vitesse » a été trouvé pour deux variables, à savoir l'amplitude du déplacement vertical du sternum ('STRN') et la phase relative entre le pied et la cuisse (Φ_1) (Tableau 17 et Figure 45). L'analyse post-hoc sur l'effet d'interaction a indiqué une diminution significative des valeurs de ces deux variables entre VTS et VTS+1 à S1. En effet, l'analyse complémentaire des d de Cohen a permis de montrer une forte taille d'effet ($d > 0,8$) entre les valeurs à VTS et à VTS+1 au sein de S1 pour 'STRN' ($d = 1,01$) et pour ' Φ_1 ' ($d = 0,97$). Ce dernier résultat suggère un changement significatif rapide des valeurs de ces variables dès les premiers essais de pratique à S1.

Variabilité intra-essai

Un effet d'interaction a aussi été observé pour les variabilités intra-essai de cinq variables dont deux variables globales de la locomotion ('Ety STRN' et 'Ety D%'), une phase relative ('Ety Φ_1 ') et deux amplitudes angulaires ('Ety de l'amplitude de la rotation sagittale de la hanche' et 'Ety de l'amplitude articulaire du coude') (Tableau 17 et Figure 45). D'une façon générale, l'analyse post-hoc a montré que les variabilités diminuent avec les séances aux vitesses les plus faibles.

Variabilités de la durée relative du mouvement arrière de la cuisse (D%) et de la phase relative entre le pied et la cuisse (Φ_1)

L'analyse post-hoc a indiqué que les valeurs de 'Ety D%' et 'Ety Φ_1 ' diminuent à S1 entre VTS et VTS+1 (Tableau 17 et Figure 45). En effet, les analyses complémentaires des d de Cohen ont indiqué une forte taille d'effet entre les valeurs à VTS et à VTS+1 au sein de S1 pour 'Ety D%' ($d = 0,98$) et pour 'Ety Φ_1 ' ($d = 1,47$), indiquant une réduction rapide de la variabilité de 'D%' et ' Φ_1 ' au début de S1 entre les essais de pratique à VTS et ceux à VTS+1.

Variabilités de l'amplitude de la rotation sagittale de la hanche et de l'amplitude articulaire du coude

De plus, l'analyse post-hoc sur les interactions a révélé une réduction significative de la variabilité de l'amplitude de la rotation sagittale de la hanche à partir de S3 (en comparaison à S1) uniquement à VTS (Tableau 17 et Figure 45). Aux autres vitesses de pratique, aucune différence significative n'a été retrouvée. Enfin, en ce qui concerne la variabilité de l'amplitude articulaire du coude, les résultats ont montré une diminution significative entre S2 et S4 à VTS et VTS+1. Plus précisément, la réduction des valeurs à VTS, intervient essentiellement entre S2 et S3 (Tableau 17 et Figure 45).

Tableau 17. Variables démontrant un effet principal significatif de la pratique et/ou un effet d'interaction significatif

EFFETS PRINCIPAUX DE LA PRATIQUE (Figure 44)	Effet principal de la pratique		Effet principal de la vitesse		Analyse post-hoc sur effet principal de la pratique				
	F(3,12)	η^2	F(3,12)	η^2	S1 ± S2	S1 ± S3	S1 ± S4	S2 ± S3	S2 ± S4
Valeurs moyennes des variables									
Fréquence des foulées	5,79	0,59	163,16	0,98		*	*		
Amplitude des foulées	5,45	0,58	11,84	0,75		*	*		
Extension maximale du genou (début de l'appui)	5,00	0,56	-	-	*	*	*		
Variabilité intra-essai des variables									
Ety Amplitude de la rotation sagittale de la cheville	7,24	0,64	-	-			*		
Ety φ_2 (genou-cuisse)	4,27	0,52	-	-			*		

EFFET D'INTERACTION (Figure 45)	Effet principal de la pratique		Effet principal de la vitesse		Effet d'interaction		Analyse post-hoc sur l'effet d'interaction				
	F (3,12)	η^2	F(3,12)	η^2	F(9, 36)	η^2	S1 ± S2	S1 ± S3	S1 ± S4	S2 ± S3	S2 ± S4
Valeurs moyennes des variables											
Déplacement vertical du sternum (STRN)	-	-	-	-	6,01	0,60	a	a	a		
φ_1 (pied-cuisse)	-	-	8,24	0,67	2,66	0,40	a	a	a		
Variabilité intra-essai des variables											
Ety STRN	-	-	-	-	3,25	0,45		a, b	a, b		
Ety D% : durée relative du mouvement arrière de la	-	-	-	-	3,27	0,45	a	a	a		
Ety Amplitude de la rotation sagittale de la hanche	-	-	-	-	3,39	0,46		a	a		
Ety Amplitude articulaire du coude	5,21	0,57	-	-	2,31	0,37			a	a	a, b
Ety φ_1 (pied-cuisse)	-	-	-	-	4,19	0,51	a	a	a		

*Différence significative ($p < 0.05$) entre les séances de pratique (post-hoc sur l'effet principal de pratique). Les lettres expliquent l'effet d'interaction, a : différence significative entre les séances de pratique observée à VTS, b : différence significative entre les séances de pratique observée à VTS+1 (post-hoc sur l'effet d'interaction).

Effets principaux significatifs de la pratique et de la vitesse

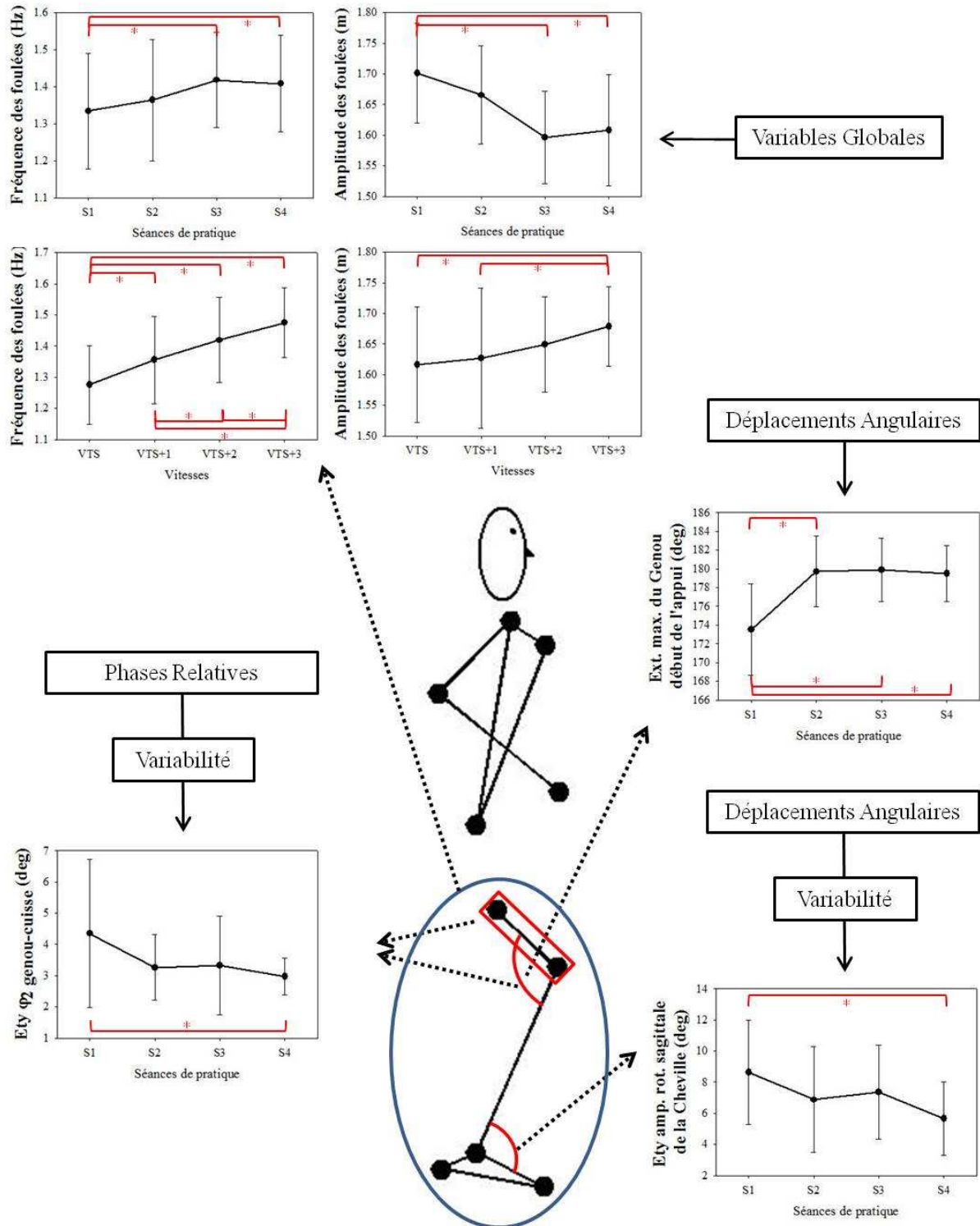


Figure 44. Représentation schématique des variables démontrant un effet principal significatif de la pratique et de la vitesse. Les variables sont présentées en fonction des séances de pratique (P1, P2, P3 et P4) et en fonction des vitesses (VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3) lorsqu'un effet principal significatif de vitesse est indiqué par l'analyse. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

4. Discussion

L'objectif de cette étude est d'approfondir la compréhension du processus de la réorganisation du mouvement lors de la pratique d'une habileté globale biomécaniquement contrainte, la marche athlétique. En effet, l'Étude 1 a permis de montrer, suite aux trois consignes liées aux spécificités de la marche athlétique, une réorganisation rapide importante du mouvement entre la première et la quatrième séance de pratique. Cependant, l'Étude 1 ne présente pas de mesures entre ces deux séances, ne permettant pas d'évaluer la dynamique d'apparition d'un comportement qualitativement différent. Ainsi, dans cette étude qui reprend en partie le protocole d'apprentissage de l'Étude 1 en gardant les trois consignes imposées, avec certaines différences notamment liées aux vitesses de pratique, nous analyserons la façon avec laquelle le mouvement se réorganise entre la première et la quatrième séance en tenant compte des contraintes de la tâche (consignes) et de la contrainte de la vitesse de pratique.

4.1. Réorganisation quasi-immédiate du mouvement aux premiers essais de la première séance de pratique

Le premier résultat que nous présentons dans cette partie concerne l'effet d'interaction significatif (pratique \times vitesse) retrouvé pour certaines variables indiquant une différence significative entre VTS et VTS+1 au sein même de la première séance de pratique (Tableau 17). En effet, suite aux consignes imposées par la tâche, il semble exister une première réorganisation ('adaptation') du mouvement qui intervient rapidement à la première séance de pratique entre les deux premiers essais à VTS et les deux essais suivants à VTS+1.

Au-delà des adaptations immédiates retrouvées dans l'Étude 1 par rapport à la marche normale, la réorganisation rapide aux premiers essais de S1 se traduit par l'apparition d'une coordination pied-cuisse (i.e., phase relative ϕ_1) significativement différente et moins variable aux essais à VTS+1 comparé aux essais à VTS. Ce résultat révèle l'adoption non seulement d'un pattern qualitativement différent aux premiers quatre essais de S1 mais aussi plus reproductible et stable. De plus, les résultats montrent une réduction significative de la variabilité de la durée relative du mouvement arrière de la cuisse par rapport à un cycle entier ('Ety D%') aux premiers essais de la première séance entre VTS et VTS+1. Ce résultat concernant cette variable globale de la locomotion (D%), qui ressemble au 'duty factor',

décrit une relation temporelle plus reproductible entre le mouvement arrière et avant de la cuisse. Il est important de noter que dans l'Étude 1, nous montrons que le premier essai de pratique de la marche athlétique à VTS présentait une plus grande variabilité dans le mouvement par rapport à la marche normale à la même vitesse. En tenant compte de ce fait, nous pouvons penser que dans cette étude, la réduction de la variabilité lors du passage entre les essais à VTS et ceux à VTS+1 soit liée à cette grande variabilité du premier essai à VTS. Ainsi, l'hypothèse que nous proposons est que cette grande variabilité à VTS aurait permis la déstabilisation des tendances spontanées du système (i.e., marche normale) pour faciliter l'exploration des possibilités d'action et l'apparition d'une coordination plus adaptée.

Les adaptations rapides aux contraintes de la tâche retrouvées à S1, montrent un passage rapide à un niveau d'habileté plus élevé dans le but de réaliser les contraintes de la tâche (i.e., consignes). En effet, cela est visible par une réorganisation globale du mouvement aux premiers quatre essais de S1, indiquée par la réduction de l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps. Cette variable est considérée comme un critère important caractérisant la marche athlétique (Murray et al., 1983). Toutefois, à ce stade de l'analyse, il demeure incertain si cette réorganisation rapide ('adaptation') du mouvement aux premiers quatre essais de S1 est exclusivement liée à un effet de pratique (répétition) ou si l'augmentation de la vitesse (de VTS à VTS+1) a conduit à favoriser l'apparition d'un comportement qualitativement différent et plus adapté aux spécificités de la tâche. La question que nous tenterons de traiter dans la partie 4.3 (« Effet du poids de la contrainte de vitesse ») de cette discussion, concerne l'effet qu'a pu avoir l'introduction des vitesses supérieures contraignantes sur la réorganisation du mouvement. Nous proposons que l'augmentation du niveau de contrainte liée à la vitesse de pratique ait pu contraindre le système vers une solution plus adaptée à la tâche.

Néanmoins, ce que nous pouvons retenir est que les participants ont rapidement établi une nouvelle coordination à S1. Selon le modèle de Newell (1985), l'émergence d'une nouvelle coordination représente la première étape de l'apprentissage d'une habileté motrice, qui permet de réaliser le but de la tâche. Cette étape pourrait être très rapide, surtout chez les adultes et en fonction de la complexité de la tâche (Newell, 1985). Nous nous intéresserons, dans la partie suivante, à la façon avec laquelle évolue la réorganisation du mouvement avec la pratique au-delà de ces 'adaptations' rapides à la tâche. Cela pourrait nous permettre de tester l'hypothèse de l'existence d'une hiérarchie dans l'évolution des valeurs des différentes

variables, en étapes succinctes, comme le propose Newell (1985) ; et de mieux comprendre l'effet du poids des contraintes (i.e., consignes, vitesse) sur la réorganisation du mouvement.

4.2. Dynamique de la réorganisation du mouvement

Il est important d'indiquer que les participants ont immédiatement réussi à réaliser la *consigne liée au coude* en fléchissant leur coude à $99,56^\circ (\pm 10,02^\circ)$. En effet, cette consigne est considérée facile à réaliser, dans la mesure où elle appartient déjà au répertoire initial des participants, utilisée notamment lors de la course à pied. Au-delà de la réorganisation rapide du mouvement aux premiers essais de S1, nous procéderons, dans ce qui suit, à une analyse chronologique de l'apparition des différentes modifications qualitatives et quantitatives significatives avec les séances de pratique (voir Figure 44).

Dans un premier temps, nous observons qu'à S2 et par rapport à S1, les participants réussissent à tendre leur genou au début de la phase d'appui d'une façon plus importante et ce à toutes les vitesses. L'augmentation significative à S2 des valeurs de l'extension maximale du genou révèle la réussite dans la réalisation du but de la *consigne liée au genou* qui contraint la jambe à rester tendue lors de la phase d'appui (jusqu'au passage de la jambe en position verticale). Par conséquent, nous pensons que la réorganisation qualitative rapide retrouvée à S1, concernant les mouvements relatifs du pied et de la cuisse, auraient pu contribuer à la réalisation du but de la tâche révélée par le meilleur contrôle du mouvement du genou à S2.

Dans un deuxième temps, les résultats indiquent un changement significatif de la fréquence et de l'amplitude des foulées à S3 par rapport à S1. Ce résultat indique une meilleure réalisation de la tâche. En effet, l'augmentation de la fréquence des cycles locomoteurs correspond à une stratégie employée par les marcheurs athlétiques pour maintenir un contact au sol (Menier & Pugh, 1968) et pour améliorer l'équilibre antéropostérieur facilitant le passage rapide de la jambe à l'avant du corps.

Dans un troisième temps, nous observons à la dernière séance de pratique (S4), et par rapport à S1, une réduction significative de la variabilité de la phase relative entre le genou et la cuisse et de l'amplitude de la rotation sagittale de la cheville. Ainsi, à la dernière séance, les

participants arrivent à réaliser une coordination genou-cuisse plus reproductible et stabilisent le mouvement de la cheville contraint par l'effet mécanique du tapis roulant et par la consigne qui impose que le pied rentre en contact au sol avec le talon. De cette façon, les participants parviennent à réduire la variabilité du mouvement de l'articulation distale la plus contrainte. Nous pouvons penser que, face aux 3 contraintes imposées par la tâche, les participants parviennent au fur et à mesure à contrôler les spécificités de la tâche, en commençant par la moins contrainte (coude à S1), ensuite accomplissent la consigne de l'extension du genou (S2), et enfin la plus contrainte (cheville à S4).

En effet, l'ensemble de ces résultats indiquent un passage vers un niveau d'expertise plus élevé et une évolution d'une étape de coordination (S1) vers une étape de contrôle (S4) (Newell, 1985). L'étape de coordination est mise en évidence par l'apparition rapide aux premiers essais de S1 d'une nouvelle relation topologique (i.e., phase relative pied-cuisse) qui semble ne plus varier avec la pratique. L'évolution vers une étape de contrôle est indiquée par le changement quantitatif (évolution paramétrique) de l'amplitude de l'extension maximale du genou (variable clé) et la réduction de la variabilité de la coordination intra-segmentaire genou-cuisse et de l'amplitude du mouvement de la cheville (variable clé). Toutefois, la limite qui sépare ces deux étapes, présentées comme distinctes dans le modèle de Newell (1985), ne semble pas claire (Chow et al., 2008). En effet, dans cette étude, nous remarquons qu'à S3 un nouveau rapport fréquence/amplitude des foulées est adopté par les participants, révélant une réorganisation qualitative dans les membres inférieurs. Par conséquent, nous soutenons l'hypothèse de Chow et al. (2008) qui postule que les étapes du modèle de Newell (1985) puissent s'alterner d'une manière fonctionnelle, pour permettre l'exploration de meilleures solutions de mouvements.

4.3. Effet du poids de la contrainte de vitesse

Avant de proposer une interprétation sur l'effet du poids de la contrainte de vitesse sur la réorganisation du mouvement avec la pratique, nous rappelons que dans notre étude, l'effet de vitesse pourrait être influencé par un effet d'ordre. En effet, une des limites du protocole de cette étude est que toutes les séances de pratique débutaient systématiquement par la vitesse la plus faible et au fur et à mesure des essais, les vitesses plus importantes étaient introduites dans l'ordre croissant.

Toutefois, un résultat intéressant met en avant un effet d'interaction (pratique \times vitesse) qui s'explique par une modification avec la pratique de la variabilité de certaines variables exclusivement aux vitesses les plus faibles (VTS et VTS+1). À l'inverse des changements rapides quasi-immédiats observés aux premiers essais de la première séance, certaines modifications aux vitesses faibles ont nécessité un temps de pratique plus important. En effet, à partir de la troisième séance de pratique et comparée à la première, les mouvements de la hanche et du coude convergent vers des patterns plus reproductibles uniquement aux vitesses faibles. Cela est accompagné par une stabilisation d'une variable globale de la locomotion à S3 (par rapport à S1) et uniquement aux vitesses faibles qui est l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps.

Il semblerait toutefois, que la pratique aux vitesses faibles, qui présentent un poids de contrainte moins important par rapport aux vitesses élevées (VTS+2 et VTS+3), permette une meilleure exploration des possibilités d'action au début de la pratique (visible par la grande variabilité), facilitant ainsi l'adoption rapide de nouvelles solutions comportementales. Cette interprétation est conforme à l'hypothèse de Teulier et Nourrit-Lucas (2008) selon laquelle de faibles contraintes favorisent l'exploration des possibilités d'action facilitant l'adoption du comportement plus adapté.

Teulier et Nourrit-Lucas (2008) rajoutent que de fortes contraintes canalisent le système vers une solution obligée, retardant de cette façon l'apparition d'une coordination plus adaptée. Nous pensons que la généralisation de cette deuxième hypothèse à toutes les tâches motrices complexes pourrait être discutable, dans la mesure où le système pourrait éventuellement être canalisé mais dans le sens d'une coordination plus appropriée. En effet, nous nous intéressons à un nouveau mode de locomotion adapté à des vitesses plus élevées que celles où la marche normale se comporte comme un pattern préférentiel ($>$ VTS). Nous pouvons ainsi imaginer que, d'un point de vue dynamique, les modes de coordination spécifiques à la marche athlétique deviennent plus accessibles lorsqu'on s'éloigne de la VTS (vitesses plus élevées) où l'attraction vers les coordinations de la marche naturelle devient plus faible. Partant de ce constat, l'analyse des graphes sur les effets d'interaction (Figure 45) de plusieurs variables, montre que les valeurs observées aux vitesses faibles à S1 convergent avec les séances de pratique (ou les essais de pratique à S1) vers les valeurs établies spontanément au début de la pratique aux vitesses élevées. L'hypothèse que nous proposons, à

ce stade de l'analyse, est que la pratique de la marche athlétique aux vitesses élevées permet au système d'adopter des solutions plus appropriées aux spécificités de la tâche. Ainsi, nous soutenons l'hypothèse de Teulier et Nourrit-Lucas (2008) qui postule qu'un poids élevé de contraintes canalise le système vers une solution obligée, cependant nous pensons que cette solution obligée pourrait être naturellement mieux adaptée à la nature de la tâche. Pour être validée, l'hypothèse que nous proposons devrait faire l'objet d'une future expérimentation sur l'effet de la pratique de la marche athlétique à différentes vitesses présentées d'une façon aléatoire et sur un temps de pratique plus long.

Étude 3 : Effet de l'apprentissage de la marche athlétique sur les transitions marche-course

1. Introduction

L'approche dynamique non linéaire considère le système locomoteur comme régi par des phénomènes auto-organisés, dans lequel les transitions marche-course peuvent être comprises au même titre que les *transitions de phase* observées dans les systèmes complexes naturels. Dans cette perspective, les patterns de marche et de course sont considérés comme des *attracteurs* caractérisant la *dynamique intrinsèque* du système et définis par des valeurs précises d'un *paramètre d'ordre* (par exemple : phase relative cheville-genou ; Diedrich & Warren, 1995). Ainsi, avec la variation continue des valeurs d'un *paramètre de contrôle* (par exemple : la vitesse ; Diedrich & Warren, 1995), une *valeur critique* est atteinte à laquelle une *bifurcation* entre les deux attracteurs se réalise. En effet, plusieurs caractéristiques dynamiques des transitions de phase ont été observées lors des transitions marche-course. Diedrich et Warren (1995) montrent une perte de stabilité du système locomoteur autour de la transition. Ces auteurs rajoutent que lorsque la vitesse critique est atteinte (VTS), la transition se réalise par une *modification qualitative* du comportement du système (saut dans les valeurs du paramètre d'ordre). De plus, la présence d'hystérèse, définie comme la tendance du système à maintenir le plus longtemps possible le comportement en cours (Delignières, 2004), renforce l'idée d'un processus auto-organisé. En effet, un grand nombre d'études ont observé des valeurs de la VTS_{M-C} significativement supérieures à celles de la VTS_{C-M} (voir Tableau 3). Ce phénomène, indique que les patterns de marche et de course peuvent simultanément se comporter comme des attracteurs autour de la transition. Ainsi, autour de la transition la dynamique intrinsèque du système locomoteur est qualifiée de bi-stable (Delignières, 2004).

Toutefois, l'approche dynamique non-linéaire n'offre pas d'explications sur la nature des facteurs qui pourraient influencer cette auto-organisation. Nous trouvons dans la littérature, un grand nombre d'études qui proposent différentes hypothèses sur la nature des facteurs responsables du déclenchement de la transition (métabolique, mécanique, musculaire, lié à la perception de l'effort). Dans cette perspective, la transition se déclencherait dans le but de minimiser le niveau de contraintes qui devient critique. Ce déclencheur peut être ainsi

compris comme un facteur sur la base duquel le système adopte spontanément un nouveau comportement pour réduire son niveau de contrainte.

L'étude que nous présentons se base sur les résultats retrouvés par Heugas et Deschamps (2006) qui montrent que l'expertise en marche athlétique perturbe la transition en retardant le passage vers la course par le recours à la marche athlétique. Ainsi, la marche athlétique pourrait se comporter comme un nouvel attracteur entre la marche et la course, modulant de cette façon la dynamique intrinsèque du système locomoteur. Plus récemment, dans la même logique, Ziv et Rotstein (2009) trouvent cet effet retardé de la transition marche-course chez des experts en marche athlétique. De plus, le déclenchement de la transition chez les marcheurs experts ne semble pas directement lié à des facteurs physiologiques (Ziv & Rotstein, 2009). Cependant, ces auteurs ne précisent pas si les experts ont eu recours à de la marche rapide ou à de la marche athlétique.

Dans cette étude, nous analysons les VTS, les caractéristiques physiologiques et cinématiques lors de deux tests de transition, l'un réalisé avant (pré-test) les séances d'apprentissage de la marche athlétique (Étude 1) et l'autre après (post-test). Partant de la définition de l'approche dynamique, l'apprentissage moteur est considéré comme la création d'un nouveau comportement attracteur qui se greffe dans la dynamique intrinsèque initiale du système. Dans ces conditions, il serait intéressant d'étudier les effets de cet apprentissage sur la dynamique intrinsèque du système locomoteur à travers un test de transition spontanée entre modes de locomotion. Nous pensons que l'effet de l'apprentissage pourrait se révéler dans le post-test, où les participants adopteraient spontanément le pattern appris de marche athlétique entre la marche normale et la course. Ainsi, nous profitons du fait que les participants ont (dans une certaine mesure) acquis de nouvelles coordinations correspondantes au pattern de marche athlétique (Étude 1) pour répondre à l'objectif de cette étude qui est de mieux comprendre les facteurs favorisant l'adoption spontanée des patterns préférentiels de locomotion.

La question qui a motivé ce travail est la suivante : suite aux séances d'apprentissage et dans la mesure où les participants adoptent la marche athlétique au post-test de transition, quels facteurs, qui différencient la marche athlétique des deux autres modes de locomotion naturels, auraient favorisé son adoption spontanée autour de la transition ? D'après les résultats de l'Étude 1, qui montrent une progression importante dans l'acquisition de cette

habileté, nous émettons l'hypothèse que les participants adopteront spontanément la marche athlétique entre la marche et la course (autour de la VTS observée au pré-test), retardant ainsi la transition vers la course ou vers la marche normale. La deuxième hypothèse que nous proposons est que la marche athlétique ne soit pas adoptée pour minimiser le coût énergétique métabolique mais plutôt par rapport à ses caractéristiques mécaniques (par l'étude cinématique) qui la différencient de la marche et de la course.

2. Méthodologie

2.1. Participants

Neuf étudiants en STAPS se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Leurs caractéristiques physiques générales sont présentées dans le Tableau 18.

Tableau 18. Caractéristiques physiques générales des participants

Participants	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	Moyenne ± Ecart-type
Âge (années)	18	20	21	22	23	21	36	24	21	22,89 ± 5,21
Poids (kg)	64,00	81,30	60,80	76,00	63,00	68,00	62,40	88,00	78,80	71,37 ± 9,87
Taille (m)	1,74	1,86	1,77	1,79	1,80	1,79	1,73	1,86	1,83	1,80 ± 0,05
Act. Phys. (h.sem ⁻¹)	>3,6	6	>3,6	1,3	3,6	>3,6	1,3	>3,6	6,0	3,62 ± 1,66
$\dot{V}O_{2max}$ (mlO ₂ .Kg ⁻¹ .min ⁻¹)	51,02	52,15	70,97	51,76	66,78	64,71	56,00	57,86	52,50	58,19 ± 7,47

2.2. Matériel

Comme dans l'Étude 1, l'expérimentation s'est déroulée sur un tapis roulant (Valiant, Lode, Pays-Bas). Le matériel utilisé est le même que celui présenté dans l'Étude 1 (voir partie 2.2).

2.3. Procédure expérimentale

La procédure expérimentale est identique à celle décrite à l'Étude 1 (voir partie 2.3). Dans cette Étude 3, nous allons nous centrer sur l'analyse des deux tests de transition, précédant (pré-test) et suivant (post-test) les 7 séances d'apprentissage.

2.4. Analyse des données

2.4.1. Détermination de la $\dot{V}O_{2\max}$

La méthode de détermination de la $\dot{V}O_{2\max}$ est décrite dans l'Étude 1 (voir partie 2.3.1 de l'Étude 1).

2.4.2. Détermination du cycle de transition et de la VTS

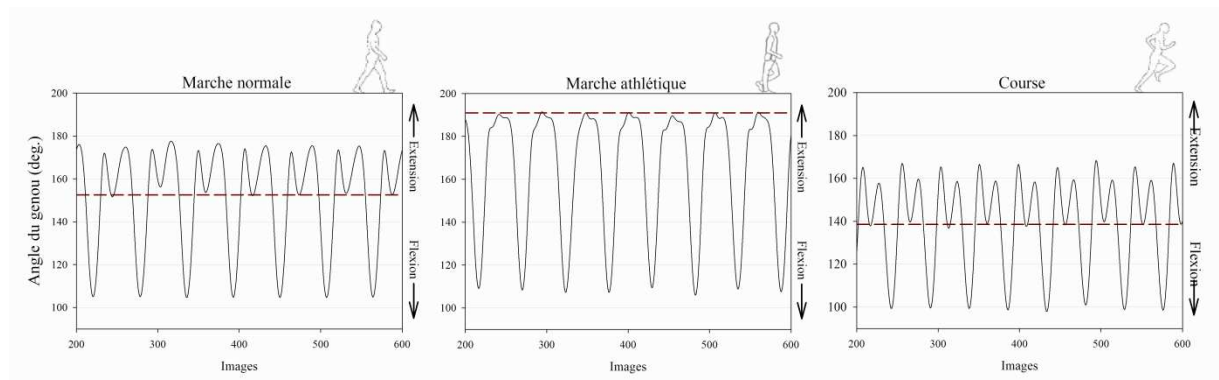


Figure 46. Représentation graphique de l'angle articulaire du genou lors des 3 modes de locomotion : marche, marche athlétique et course. Le trait horizontal rouge montre le pic de la petite flexion du genou lors de la marche normale et de la course et indique l'extension max du genou lors de la marche athlétique, sachant que la petite flexion est presque inexistante pour ce mode de locomotion.

Le recueil des données cinématiques est décrit dans la méthodologie de l'Étude 1. Nous avons créé un programme (Matlab) qui repère automatiquement le cycle de transition à partir des données cinématiques. Comme dans la première étude, un cycle est défini comme la phase séparant deux flexions maximales consécutives du genou (min). Afin de différencier automatiquement les modes de locomotion, nous avons utilisé la variable 'angle articulaire du

genou'. On remarque à la Figure 46 que les 3 modes de locomotion se différencient par la valeur de l'angle du genou au milieu de la phase d'appui (traits horizontaux rouges).

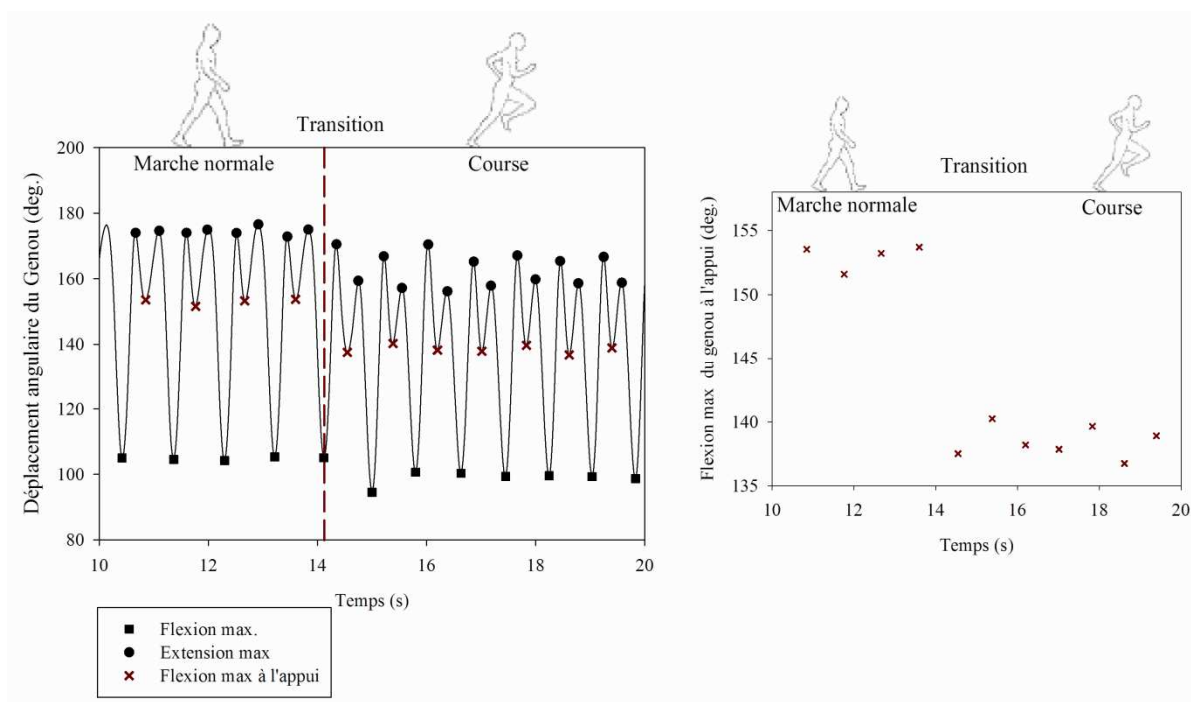


Figure 47. Illustration de la technique utilisée pour calculer la valeur minimale de l'angle du genou au cours de la petite flexion et déterminer ainsi le cycle de transition entre la marche et la course. Le graphe de gauche montre l'angle articulaire du genou lors de la transition marche-course (trait vertical). Les carrés noirs représentent les flexions max du genou, les cercles noirs montrent les extensions max du genou et les croix rouges indiquent les valeurs minimales de la petite flexion du genou. Le graphe de droite représente les valeurs minimales de l'angle du genou au cours de la petite flexion pour distinguer le saut dans les valeurs indiquant le cycle de transition.

Ainsi, à la phase d'appui nous retrouvons une « petite flexion » du genou pour la marche et la course correspondant à un amortissement. Les valeurs minimales de l'angle du genou au cours de la « petite flexion », sont plus élevées en marche (~155 deg.) qu'en course (~140 deg.). Grâce au programme personnalisé utilisant la technique illustrée dans la Figure 47, nous avons identifié le moment du saut dans ces valeurs entre la marche et la course pour déterminer le moment de transition. Sachant que la réglementation de la marche athlétique impose un genou tendu à l'appui, nous avons utilisé comme critère l'absence de la petite flexion à l'appui pour différencier la marche athlétique de la marche et de la course (Figure 46). Dans le cas où une petite flexion était repérée pour certains cycles, nous avons considéré que la marche athlétique était adoptée lorsque l'amplitude de cette petite flexion était inférieure à 10 degrés.

Une fois que les cycles de transitions ont été déterminés, la vitesse du palier où la transition s'est produite était définie comme la VTS et le cycle de transition était nommé T. En cas d'hésitation lors de la transition (exemple : course-marche-course-marche), VTS et T correspondaient respectivement au palier et au cycle de l'adoption définitif d'un nouveau mode de locomotion.

2.4.3. Variables physiologiques et cinématiques

La mesure et l'analyse des variables physiologiques et cinématiques sont décrites dans l'Étude 1. Les variables physiologiques dépendantes choisies pour cette étude sont la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), le coût énergétique (CE) et la fréquence cardiaque (FC). Le choix des variables cinématiques étudiées a été fait suite aux résultats de l'Étude 1. Il s'agit de variables globales de la locomotion ayant changé significativement pendant les séances d'apprentissage de la marche athlétique. Ainsi, nous avons analysé la fréquence des foulées (FREQ), le déplacement vertical du sternum (STRN) et la phase relative entre la cheville (flexion dorsale max) et le genou (flexion max) (Φ_{C-G}).

2.5. Traitements statistiques

Le premier test statistique réalisé concernait la comparaison des VTS par une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées. Cette ANOVA comprenait en facteurs le type de transition [$M \leftrightarrow C$, $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$] et la condition [vitesse ascendante et vitesse descendante]. Le type de transition dépend des deux modes de locomotion sollicités lors d'une seule transition.

Afin d'étudier l'effet du « palier de vitesse » sur les différentes variables physiologiques et cinématiques nous avons comparé les paliers de vitesse précédant et suivant la transition. Ainsi, le palier de vitesse inférieure à VTS ($VTS-1$ ou $VTS-0,5 \text{ km.h}^{-1}$) a été comparé au palier de vitesse supérieure à VTS ($VTS+1$ ou $VTS+0,5 \text{ km.h}^{-1}$). Il est important de noter que cet effet de vitesse peut aussi être interprété comme un effet du mode de locomotion (ou de transition) étant donné que les deux paliers analysés correspondaient à deux modes de locomotion différents. Pour réaliser cette analyse, nous avons mené des ANOVAs à mesures répétées sur toutes les variables physiologiques et cinématiques, avec en facteurs le type de

transition [$M \leftrightarrow C$, $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$], la condition [vitesse ascendante et vitesse descendante] et le palier de vitesse [VTS-1 et VTS+1]. Lorsque l'effet principal de la condition n'était pas significatif, nous avons moyenné les valeurs entre les 2 conditions et une nouvelle ANOVA comprenant en facteurs le type de transition [$M \leftrightarrow C$, $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$] et le palier de vitesse [VTS-1 et VTS+1] a été réalisée.

De plus, afin d'étudier l'évolution des variables cinématiques à une même vitesse ou à des vitesses très proches ($0,5 \text{ km.h}^{-1}$) au cours du palier de transition (VTS), nous avons effectué une analyse sur les cycles locomoteurs précédant et suivant le cycle de transition nommé T. De plus, afin de comparer l'évolution des variables cinématiques au même palier de vitesse, nous avons comparé les 6 cycles locomoteurs précédant et suivant le cycle de transition de chaque transition [T_{-6} , T_{-5} , T_{-4} , T_{-3} , T_{-2} , T_{-1} , T_{+1} , T_{+2} , T_{+3} , T_{+4} , T_{+5} et T_{+6}] par des ANOVAs à mesures répétées. Ces ANOVAs à mesures répétées comprenaient en facteurs la condition [vitesse ascendante et vitesse descendante] et le cycle [T_{-6} , T_{-5} , T_{-4} , T_{-3} , T_{-2} , T_{-1} , T_{+1} , T_{+2} , T_{+3} , T_{+4} , T_{+5} et T_{+6}]. Toutefois, pour les transitions qui se réalisent au début du palier de vitesse (aux premiers 6 cycles), les cycles de locomotion comparés présentaient une différence de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$.

Pour toutes les ANOVAs réalisées, nous avons testé l'hypothèse de sphéricité des données de toutes les variables pour chaque facteur par le test de sphéricité de Mauchly. Pour contrôler les possibles violations de l'hypothèse de sphéricité (*compound symmetry*), des corrections sur les valeurs p ont été effectuées en suivant la procédure Huynh-Feldt. Nous avons complété l'analyse par des tests post-hoc de type HSD de Tukey.

Tous les tests ont été réalisés sur Statistica 7.1 (Statsoft, 2005) avec un seuil de confiance fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

3.1. Modes de locomotion spontanés et VTS

3.1.1. Analyse descriptive des modes de locomotion spontanés

Au pré-test, les 9 participants ont naturellement transité de la marche à la course ou de la course à la marche selon le sens d'évolution de la vitesse du tapis roulant. Sachant qu'après les séances d'apprentissage un troisième mode de locomotion leur était accessible, 77,78% des participants ont fait le choix d'adopter au post-test la marche athlétique. Cependant, pour certains participants (#7-8), le choix de l'adoption de la marche athlétique était lié au sens de l'évolution de la vitesse. En effet, au post-test, 8 participants sur 9 (#1-8), représentant 88,89% de la population testée, ont adopté spontanément la marche athlétique dans la condition de vitesse ascendante. Pour la condition de vitesse descendante du post-test, 6 participants sur 9 (#1-6), représentant 66,67% de la population testée, ont transité par la marche athlétique entre la course et la marche. Un seul participant (#9) n'a pas eu recours à la marche athlétique pour aucune des 2 conditions du post-test.

Afin de mieux comprendre les facteurs influençant l'adoption de la marche athlétique au post-test, nous avons analysé les données des 6 participants ayant adopté spontanément la marche athlétique lors des 2 conditions d'évolution de la vitesse. Les participants retenus pour l'analyse (#1-6) avaient un âge moyen de 20,83 ans ($\pm 7,72$), un poids moyen de 68,85 kg ($\pm 8,12$), une taille moyenne de 1,79 m ($\pm 0,04$) et une $\dot{V}O_{2\max}$ moyenne de 59,56 mlO₂.kg⁻¹.min⁻¹ ($\pm 8,92$).

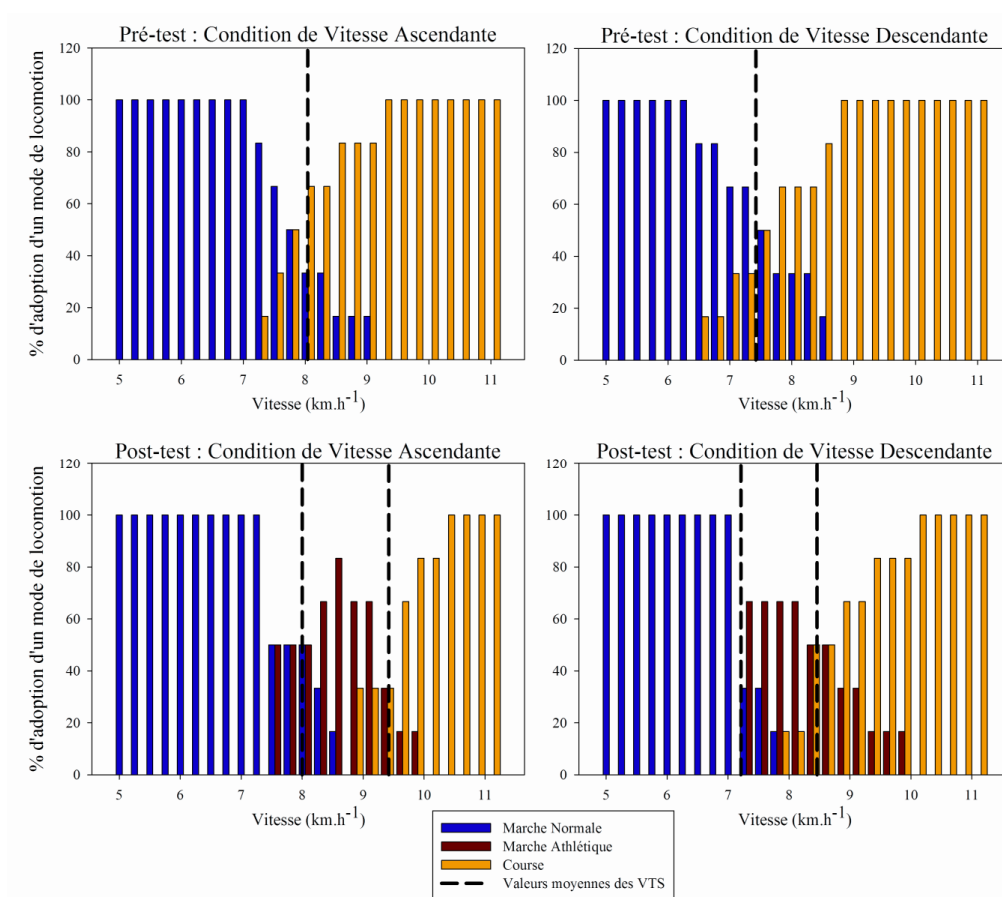


Figure 48. Histogrammes indiquant le pourcentage de l'adoption d'un mode de locomotion en fonction de la vitesse pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse lors des pré- et post-tests. Les barres noires verticales représentent les transitions entre deux modes de locomotion.

La Figure 48 montre le pourcentage de participants (#1-6) ayant adopté la marche, la marche athlétique ou la course en fonction de la vitesse lors des deux tests de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse. Ces histogrammes servent à mieux visualiser les vitesses de transition sur une échelle de vitesse et à faire apparaître le choix des participants dans l'adoption d'un mode de locomotion.

Nous observons qu'en fonction du sens d'évolution de la vitesse et du test de transition (pré- et post-tests) le pourcentage d'adoption d'un mode de locomotion varie à une certaine gamme de vitesse (entre 6,5 et 10 km.h⁻¹). Les histogrammes montrent qu'aux vitesses les plus faibles (< 6,25 km.h⁻¹), les participants adoptent toujours la marche normale et que la course devient le seul pattern préférentiel aux vitesses les plus élevées (> 10 km.h⁻¹). De plus, en comparant les pré- et post-test, nous constatons que la marche athlétique vient s'intercaler entre la marche et la course au post-test, devenant le pattern préférentiel de la majorité des

participants aux vitesses faibles de course plutôt qu'aux vitesses élevées de marche retrouvées au pré-test.

3.1.2. Analyse statistique des VTS

Les valeurs individuelles des VTS des 9 participants, du pré- et post-test aux 2 conditions, sont indiquées dans le Tableau 19. Les statistiques descriptives sur les valeurs des VTS des 6 participants ayant adopté la marche athlétique sont représentées dans le Tableau 19 et dans la Figure 49. La valeur moyenne des VTS observées au pré-test $VTS_{M-C/C-M}$ est de $7,73 \pm 0,83$ km.h⁻¹.

Tableau 19. VTS de tous les participants pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse lors des pré- et post-tests.

Test		Pré-test		Post-test					
Condition de vit.		Asc.	Desc.	Asc.			Desc.		
Type de transition		M-C	C-M	M-MA	MA-C	M-C	C-MA	MA-M	C-M
Participants ayant transité par la marche athlétique	#1	7,75	7,25	7,50	8,75	-	7,50	7,00	-
	#2	8,00	7,50	7,50	9,50	-	8,00	7,00	-
	#3	7,50	6,75	8,75	9,75	-	8,50	7,00	-
	#4	7,25	6,25	7,50	8,75	-	8,00	7,00	-
	#5	9,25	8,50	8,50	9,50	-	9,00	7,75	-
	#6	8,50	8,25	8,25	10,25	-	9,75	7,50	-
	Moyenne ± Ety	8,04 ± 0,73	7,42 ± 0,86	8,00 ± 0,57	9,42 ± 0,58	-	8,46 ± 0,81	7,21 ± 0,33	-
Autres participants	#7	8,25	8,00	8,75	10,25	-	-	-	8,25
	#8	7,50	7,00	8	9	-	-	-	7,75
	#9	8,00	7,50	-	-	9	-	-	8,75

L'ANOVA à mesures répétées sur les VTS des 6 participants ayant comme facteurs le type de transition [M↔C, M↔MA et MA↔C] et la condition [vitesse ascendante et vitesse descendante] a montré un effet principal significatif du type de transition [F(2, 10) = 20,11, p

< 0,001, $\eta^2 = 0,80$] et de la condition [$F(1, 5) = 59,50$, $p = 0,001$, $\eta^2 = 0,92$]. Aucune interaction significative entre type de transition et condition n'a été indiquée (Tableau 20 et Figure 49).

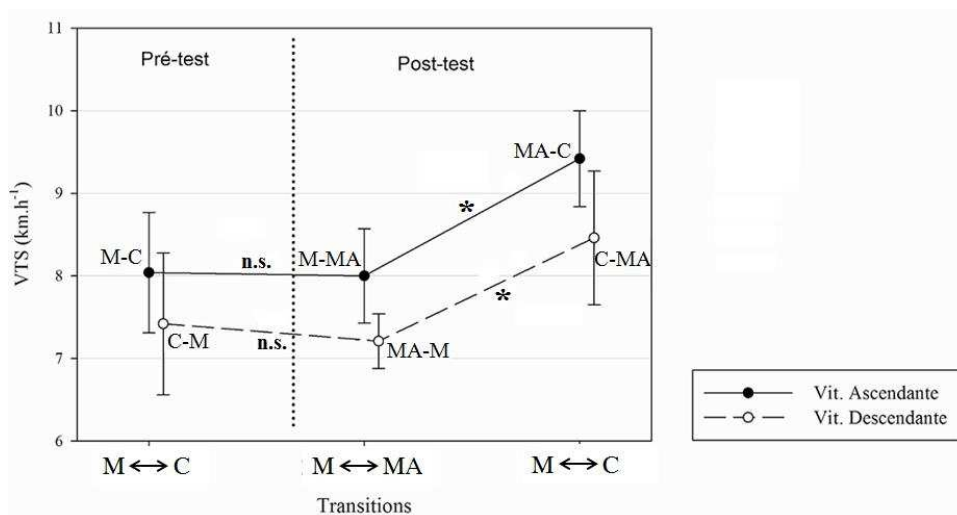


Figure 49. VTS moyennes des 6 participants ayant adopté la marche athlétique. Le pré-test est représenté par les deux transitions M↔C (vitesse ascendante) et C↔M (vitesse descendante) ; alors que pour le post-test les deux transitions distinctes sont indiquées par M↔MA et MA↔C (vitesse ascendante) et MA↔M et C↔MA (vitesse descendante). Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant. Les différences significatives sont indiquées par * et les différences non-significatives par n.s.

L'analyse post-hoc sur les 3 types de transition (HSD de Tukey) a montré que les transitions M↔MA (depuis et vers la marche) du post-test se réalisent à des vitesses non significativement différentes que celles des transitions M↔C du pré-test (Figure 49). Cependant, au post-test, les participants réalisent les transitions MA↔C (depuis et vers la course) à des vitesses significativement plus élevées que celles du pré-test, du fait de l'adoption de la marche athlétique. De plus, l'effet principal significatif de la condition indique que les VTS de la condition de vitesse ascendante sont significativement plus élevées que les VTS de la condition de vitesse descendante.

3.2. Variabiles physiologiques

Une ANOVA à mesures répétées a été effectuée sur les valeurs de $\dot{V}O_2$, CE et FC, ayant comme facteurs : le type de transition [M↔C, M↔MA et MA↔C], la condition [vitesse ascendante et vitesse descendante] et le palier de vitesse [VTS-1 et VTS+1]. Contrairement à

la FC, les résultats n'ont pas montré d'effet principal significatif de la condition sur le CE et la $\dot{V}O_2$. Ainsi, une nouvelle ANOVA a été entreprise pour la $\dot{V}O_2$ et le CE, avec le type de transition [$M \leftrightarrow C$, $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$] et le palier de vitesse [VTS-1 et VTS+1] en facteurs.

Tableau 20. Résultats des ANOVAs sur le CE, la $\dot{V}O_2$ et les variables cinématiques

	Effets principaux						Interaction		
	Type de transition			Palier de vitesse			Interaction		
	F(2,10)	p	η^2	F(1,5)	p	η^2	F(2,10)	p	η^2
Variables physiologiques									
CE ($\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$)	n.s	n.s	n.s	11,18	0,020	0,69	8,06	0,008	0,602
$\dot{V}O_2$ ($\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	10,01	0,004	0,67	46,94	0,001	0,90	9,08	0,006	0,64
Variables cinématiques									
Fréq. des foulées (Hz)	14,71	0,001	0,75	35,24	0,002	0,88	17,05	0,001	0,77
Sternum axe Z (mm)	15,49	0,001	0,76	44,51	0,001	0,90	73,15	0,000	0,94
ϕ cheville / genou (deg)	68,10	0,000	0,93	378,60	0,000	0,99	53,66	0,000	0,94

n.s : non-significatif ; * : différence significative

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

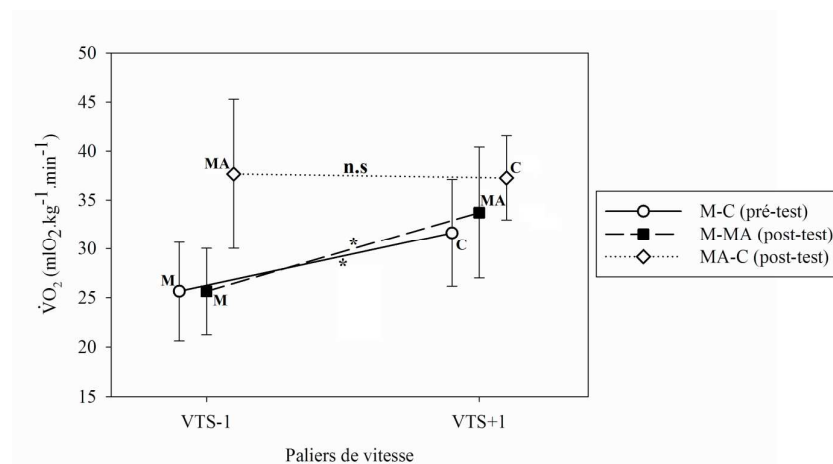


Figure 50. Consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test). Les modes de locomotion adoptés à VTS-1 et VTS+1 sont indiqués dans le graphe par M (marche), MA (marche athlétique) et C (course). Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant. Les différences significatives sont indiquées par * et les différences non-significatives par n.s.

Les résultats de l'ANOVA ont montré un effet principal significatif du palier de vitesse et du type de transition sur la $\dot{V}O_2$. De plus, une interaction significative entre type de transition et palier de vitesse a été observée (Tableau 20). Afin de mieux comprendre l'interaction, nous avons comparé les paliers de vitesse inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS pour chacune des 3 types de transition (Figure 50 et Figure 52). L'analyse post-hoc a indiqué que les $\dot{V}O_2$ de la marche athlétique et de la course (VTS+1) étaient significativement plus importants que la $\dot{V}O_2$ de la marche à VTS-1 (Figure 50 et Figure 52).

Coût énergétique (CE) :

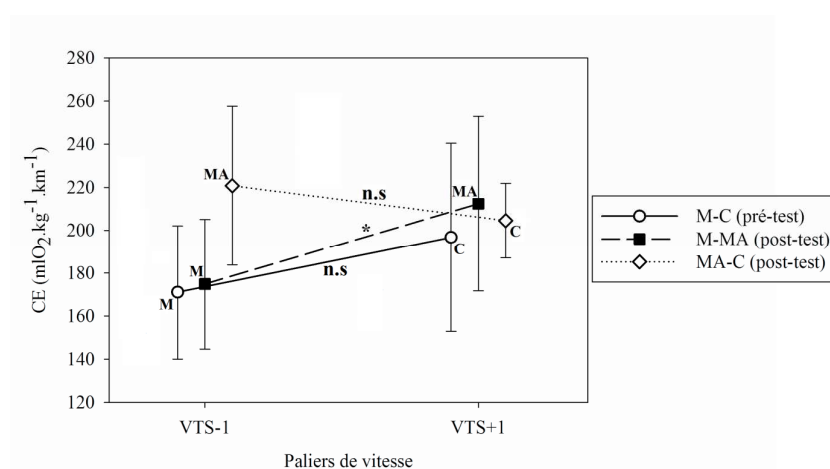


Figure 51. Coût énergétique (CE) des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test). Les modes de locomotion adoptés à VTS-1 et VTS+1 sont indiqués dans le graphe par M (marche), MA (marche athlétique) et C (course). Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant. Les différences significatives sont indiquées par * et les différences non-significatives par n.s.

Les résultats de l'ANOVA ont montré un effet principal significatif du palier de vitesse et une interaction significative entre palier de vitesse et type de transition sur le CE (Tableau 20). L'effet principal significatif du type de transition observé pour la $\dot{V}O_2$, ne l'a pas été pour le CE. Cela pourrait s'expliquer par le fait que le CE, étant une normalisation de la $\dot{V}O_2$ par rapport à la vitesse, soit moins sensible aux différences de vitesse entre les types de transition. L'analyse post-hoc sur l'interaction a montré qu'au post-test, la marche athlétique (VTS+1) présente un CE significativement plus élevé que celui de la marche normale (VTS-1) (Figure 51 et Figure 52). De plus, même si le CE du palier de course était supérieur à celui de la marche (pré-test), la différence n'était pas significative.

Afin de permettre une meilleure visualisation des comparaisons réalisées entre les paliers de vitesse en fonction de chaque type de transition, nous avons repris les données des Figure 50 et Figure 51 dans une nouvelle figure (Figure 52). En résumé, ces graphes montrent qu'au pré-test, la course présente une $\dot{V}O_2$ significativement plus importante et un CE légèrement mais non statistiquement plus important que la marche autour de la transition. Au post-test, le CE et la $\dot{V}O_2$ de la marche athlétique sont significativement plus importants que ceux de la marche autour des transitions M-MA. Enfin, aucune différence dans ces variables physiologiques n'est trouvée entre la course et la marche athlétique aux transitions MA-C.

Fréquence cardiaque (FC) :

Les résultats de l'ANOVA ont montré un effet principal significatif du type de transition [$F(2, 10) = 14,71, p = 0,001, \eta^2 = 0,75$] et de la condition [$F(1, 5) = 9,64, p = 0,027, \eta^2 = 0,66$]. De plus, l'analyse a indiqué trois interactions significatives entre type de transition et condition [$F(2, 10) = 5,55, p = 0,024, \eta^2 = 0,53$], entre type de transition et palier de vitesse [$F(2, 10) = 39,76, p = 0,000, \eta^2 = 0,89$], ainsi qu'entre condition et palier de vitesse [$F(1, 5) = 8,45, p = 0,033, \eta^2 = 0,63$] (Figure 53).

L'analyse post-hoc de l'interaction entre type de transition et condition, indique que la seule différence significative trouvée entre les conditions est observée lors des transitions $MA \leftrightarrow C$. La FC retrouvée lors des transitions $MA \leftrightarrow C$ est significativement plus importante pour la condition de vitesse ascendante, comparée à la condition de vitesse descendante. Afin de mieux comprendre les interactions entre type de transition et palier de vitesse, nous avons comparé la FC entre les paliers VTS-1 et VTS+1 pour chaque type de transition. Nous observons que pour les transitions $M \leftrightarrow C$ et $M \leftrightarrow MA$, la course (pré-test) et la marche athlétique (post-test) présentaient une FC significativement supérieure à celle de la marche (Figure 53). De plus, pour les transitions $MA \leftrightarrow C$, la FC lors de la course était significativement inférieure à celle observée lors de la marche athlétique (Figure 53). Enfin, sachant qu'au post-test la marche athlétique remplace la course, il est important de noter que d'un point de vue physiologique, la marche athlétique et la course ne présentaient pas de différences significatives de FC.

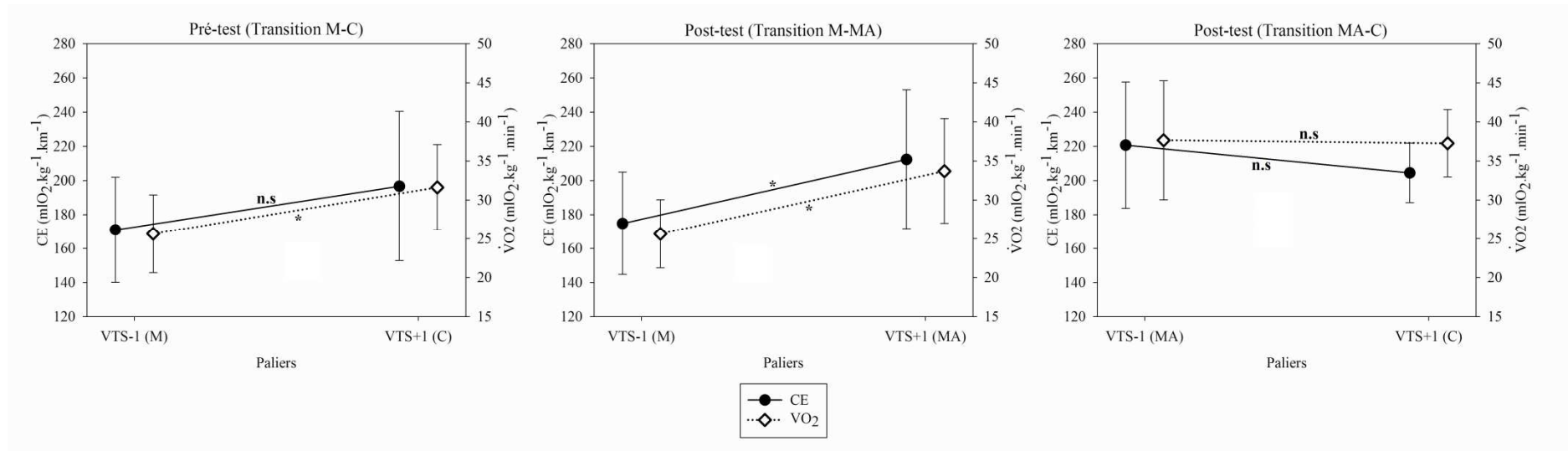


Figure 52. Coût énergétique (CE) et consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) lors des 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test) pour les paliers de vitesse inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS. Les modes de locomotion adoptés à chaque palier sont précisés dans l'axe des abscisses avec la vitesse relative du palier. M, MA et C signifient respectivement marche, marche athlétique et course. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant. Les différences significatives sont indiquées par * et les différences non-significatives par n.s.

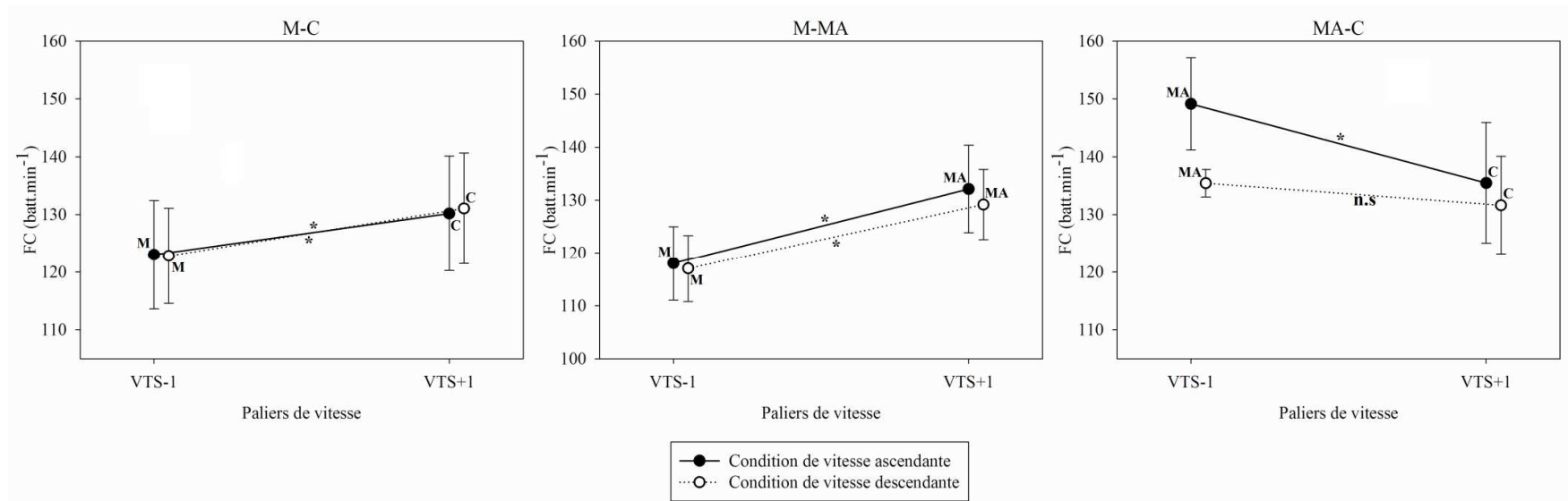


Figure 53. FC des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test). Les valeurs de la FC sont représentées pour les conditions de vitesse ascendante (cercles noirs) et descendante (cercles blancs). Les modes de locomotion adoptés à VTS-1 et VTS+1 sont indiqués dans le graphe par M (marche), MA (marche athlétique) et C (course). Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

3.3. Variables cinématiques

3.3.1. Analyse des paliers de vitesse précédant et suivant la transition

L'ANOVA à mesures répétées s'est portée sur les 3 variables cinématiques, à savoir, la fréquence des foulées, le déplacement vertical du sternum et la phase relative entre la cheville et le genou (coordination cheville-genou). Elle comprenait en facteurs le type de transition [$M \leftrightarrow C$, $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$], la condition [vitesse ascendante et vitesse descendante] et le palier de vitesse [VTS-1 et VTS+1]. Compte tenu de l'absence d'effet principal significatif de la condition, nous avons réalisé des nouvelles ANOVAs en moyennant les valeurs entre les 2 conditions. Ces dernières ANOVAs à mesures répétées (facteurs : 3 types de transition [$M \leftrightarrow C$, $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$] et 2 paliers de vitesse [VTS-1 et VTS+1]) ont montré un effet principal significatif du type de transition sur les trois variables cinématiques étudiées (Tableau 20). Un effet principal significatif du palier de vitesse et une interaction significative entre type de transition et palier de vitesse ont aussi été observés pour toutes les variables testées. Une analyse plus détaillée va nous montrer que les interactions significatives sont différentes en fonction des trois variables étudiées. Nous allons procéder à des comparaisons des valeurs des 3 variables entre les paliers VTS-1 et VTS+1 pour chaque type de transition. La Figure 54 et la Figure 55 représentent l'évolution des mêmes valeurs cinématiques mais organisées différemment.

Transitions M-C (pré-test) :

Pour le premier type de transition $M \leftrightarrow C$, retrouvé au pré-test, les résultats ont montré que les paliers de marche (VTS-1) et de course (VTS+1) présentaient des différences significatives dans les valeurs de toutes les variables cinématiques testées. Ainsi, les participants utilisent une fréquence de foulées et un déplacement vertical du sternum significativement supérieurs lors de la course (VTS+1) que lors de la marche (Figure 54 A et C et Figure 55 A). De plus, la course (VTS+1) est caractérisée par une valeur de la phase relative entre cheville et genou significativement plus faible que celle de la marche (Figure 54 B et Figure 55 A).

Transitions M-MA (post-test) :

La comparaison post-hoc des paliers de marche (VTS-1) et marche athlétique (VTS+1) des transitions $M \leftrightarrow MA$, a montré que ces deux paliers partagent la même phase relative cheville-genou (Figure 54 B). Cependant, la marche athlétique est caractérisée par une fréquence de foulées significativement plus importante et un déplacement du haut du corps significativement moins important que la marche (Figure 54 A et C et Figure 55 B).

Transitions MA-C (post-test) :

Pour le troisième type de transition $MA \leftrightarrow C$, l'analyse post-hoc a relevé une fréquence de foulées similaire entre le palier de marche athlétique (VTS-1) et le palier de course (VTS+1), alors que le palier de course se réalise à une vitesse significativement supérieure (Figure 54 A). De plus, les participants présentaient un déplacement vertical du sternum plus important en course (VTS+1) comparé à la marche athlétique (VTS-1) et une phase relative entre cheville et genou significativement plus faible comparée à celle de la course à VTS+1 (Figure 54 B et C et Figure 55 C). Enfin, la comparaison post-hoc des transitions M-C et M-MA, qui se déroulent aux mêmes vitesses, nous montre que la marche athlétique bien que proche de la marche par sa coordination, partage la même fréquence de foulées que celle de la course. De plus, la marche athlétique se distingue de la marche et de la course par un déplacement du haut du corps significativement moins important (Figure 54 et Figure 55).

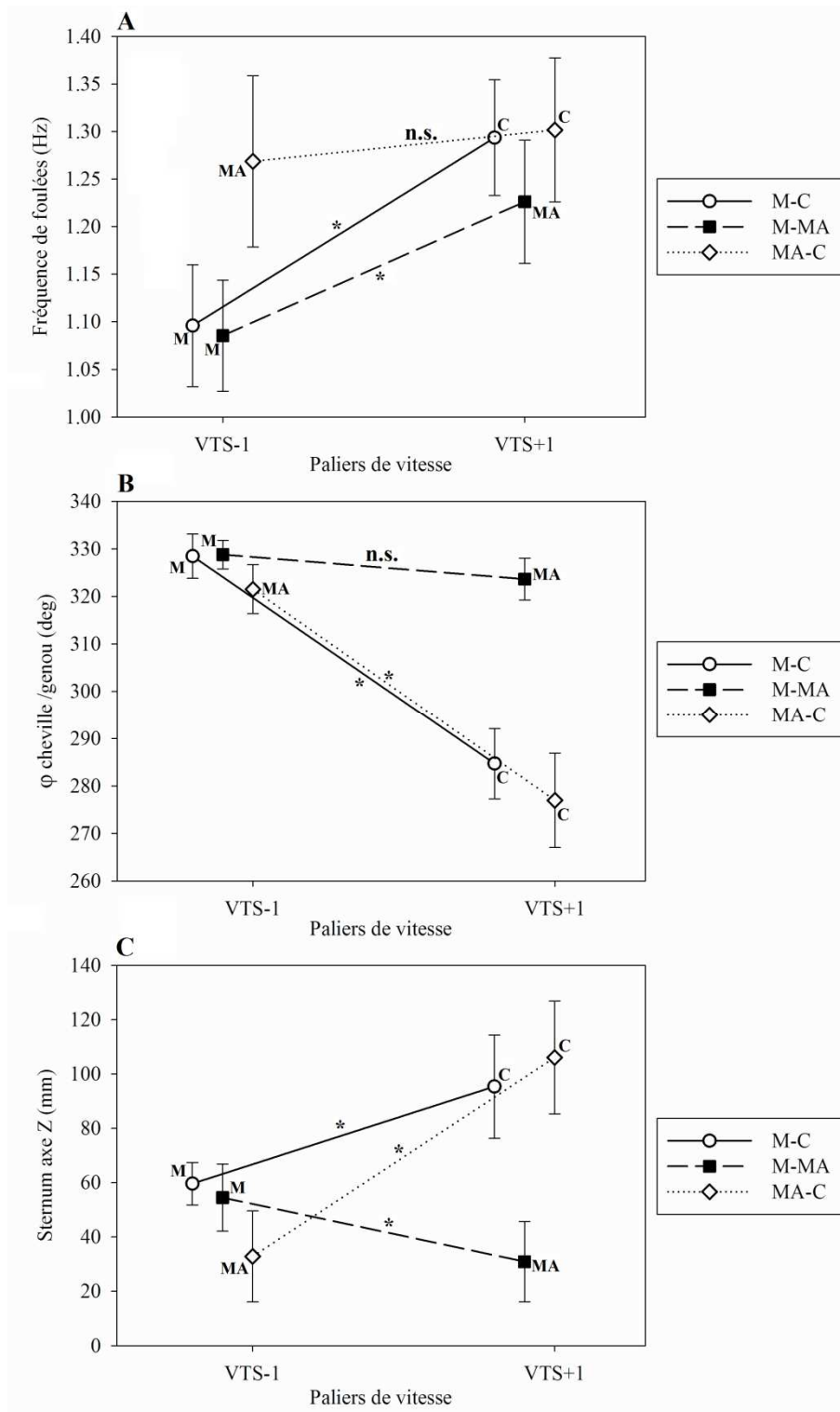


Figure 54. (a) Fréquence des foulées, (b) phase relative entre la cheville et le genou et (c) amplitude du déplacement vertical du sternum des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test). Les modes de locomotion adoptés à VTS-1 et VTS+1 sont indiqués dans le graphe par M (marche), MA (marche athlétique) et C (course). Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

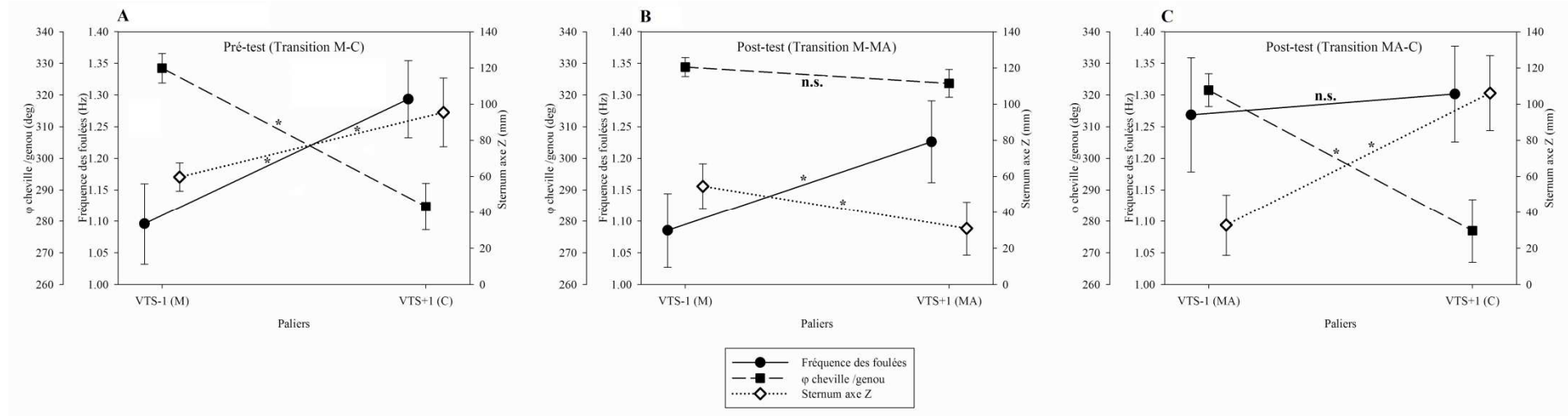


Figure 55. Fréquence de foulées, phase relative entre la flexion dorsale maximale de la cheville et la flexion maximale du genou (ϕ cheville / genou) et déplacement vertical du sternum (Sternum axe Z) lors des 3 types de transition (A) $M \leftrightarrow C$ (pré-test), (B) $M \leftrightarrow MA$ et (C) $MA \leftrightarrow C$ (post-test) pour les paliers de vitesse inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS. Les modes de locomotion adoptés à chaque palier sont précisés dans l'axe des abscisses avec la vitesse relative du palier. M, MA et C signifient respectivement marche, marche athlétique et course. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

3.3.2. Analyse des cycles locomoteurs précédant et suivant la transition

Dans la partie précédente, nous avons comparé les modes de locomotion adoptés aux paliers de vitesse précédant et suivant chacune des transitions. Les paliers étudiés (VTS-1 et VTS+1) de chaque type de transition présentaient un écart de vitesse de 1 km.h^{-1} . Les différences retrouvées au niveau des variables cinématiques pourraient être dues au changement du mode de locomotion mais aussi à la différence dans les valeurs de vitesse. Afin d'éliminer cet effet de vitesse, de vérifier et d'approfondir l'analyse précédente, nous allons nous intéresser uniquement au palier de transition (VTS). Le but de l'analyse suivante est d'étudier le comportement de ces mêmes variables cinématiques au palier de transition lorsque le mode de locomotion change. En général, les cycles de locomotion analysés présentaient la même vitesse. Cependant, nous avons observé que certaines transitions se réalisent au début du palier de vitesse (sur les premiers 6 cycles), dans ce cas les cycles de locomotion analysés présentaient une différence de vitesse de $0,5 \text{ km.h}^{-1}$.

Détermination du cycle de transition (T) :

Nous avons commencé par repérer le moment exact de transition comme décrit dans la partie méthodologie de cette étude. Nous observons que pour les transitions $M \leftrightarrow MA$, le cycle de transition a été difficile à déterminer. En effet, cette transition s'effectuait d'une façon progressive sur plusieurs cycles, alternant des valeurs de marche et de marche athlétique de la variable clé (amplitude de la flexion maximale du genou à l'appui). Ainsi cette analyse n'a pas permis de distinguer un cycle précis de transition mais seulement une période de transition. Par contre, avons trouvé que les transitions $M \leftrightarrow C$ et $MA \leftrightarrow C$ présentaient un saut abrupt dans l'évolution des valeurs de la variable clé (amplitude de la flexion maximale du genou à l'appui), permettant de repérer le cycle T de transition. La Figure 56 montre des exemples typiques d'évolution de l'amplitude de la flexion maximale du genou à l'appui lors des 3 types de transition pour les deux conditions d'évolution de la vitesse ascendante du participant #2.

Analyse descriptive :

D'une façon intéressante, nous remarquons que toutes les variables cinématiques analysées dans cette étude, suivaient les mêmes tendances progressives ou abruptes que celle

de l'évolution de la variable clé en fonction des différentes transitions. Si nous prenons l'exemple des transitions lors de la condition de vitesse ascendante, nous observons que la fréquence des foulées augmente abruptement pour la transition M-C, progressivement pour la transition M-MA, et reste plutôt constante lors de la transition MA-C (voir exemple de graphes individuels dans Annexe 3). En ce qui concerne les valeurs du déplacement vertical du sternum, nous remarquons une augmentation abrupte des valeurs lors du passage de la marche à la course et de la marche athlétique à la course. Cependant, pour la transition M-MA, l'analyse descriptive a montré une diminution progressive dans les valeurs du déplacement vertical du sternum. Enfin, les valeurs de la phase relative cheville-genou diminuent d'une façon abrupte lors des transitions M-C et MA-C, mais gardent des valeurs similaires lors des transitions M-MA. Nous retrouvons la même organisation pour les valeurs cinématiques des transitions de la condition de vitesse descendante. Ainsi, pour les transitions $M \leftrightarrow C$ et $MA \leftrightarrow C$ nous avons effectué une analyse statistique pour comparer les variables cinématiques des 6 cycles précédant (T-6, T-5, T-4, T-3, T-2 et T-1) et suivant (T+1, T+2, T+3, T+4, T+5 et T+6) le cycle de transition (T).

Analyse statistique :

L'ANOVA à mesures répétées s'est portée sur la comparaison cinématique des 12 cycles étudiés pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse, lors des transitions $M \leftrightarrow C$ du pré-test et $MA \leftrightarrow C$ du post test. Ainsi, l'ANOVA à mesures répétées sur les 3 variables cinématiques avait comme facteurs les 2 conditions [Vitesse ascendante et Vitesse descendante] et les 12 cycles [T-6, T-5, T-4, T-3, T-2, T-1, T+1, T+2, T+3, T+4, T+5 et T+6].

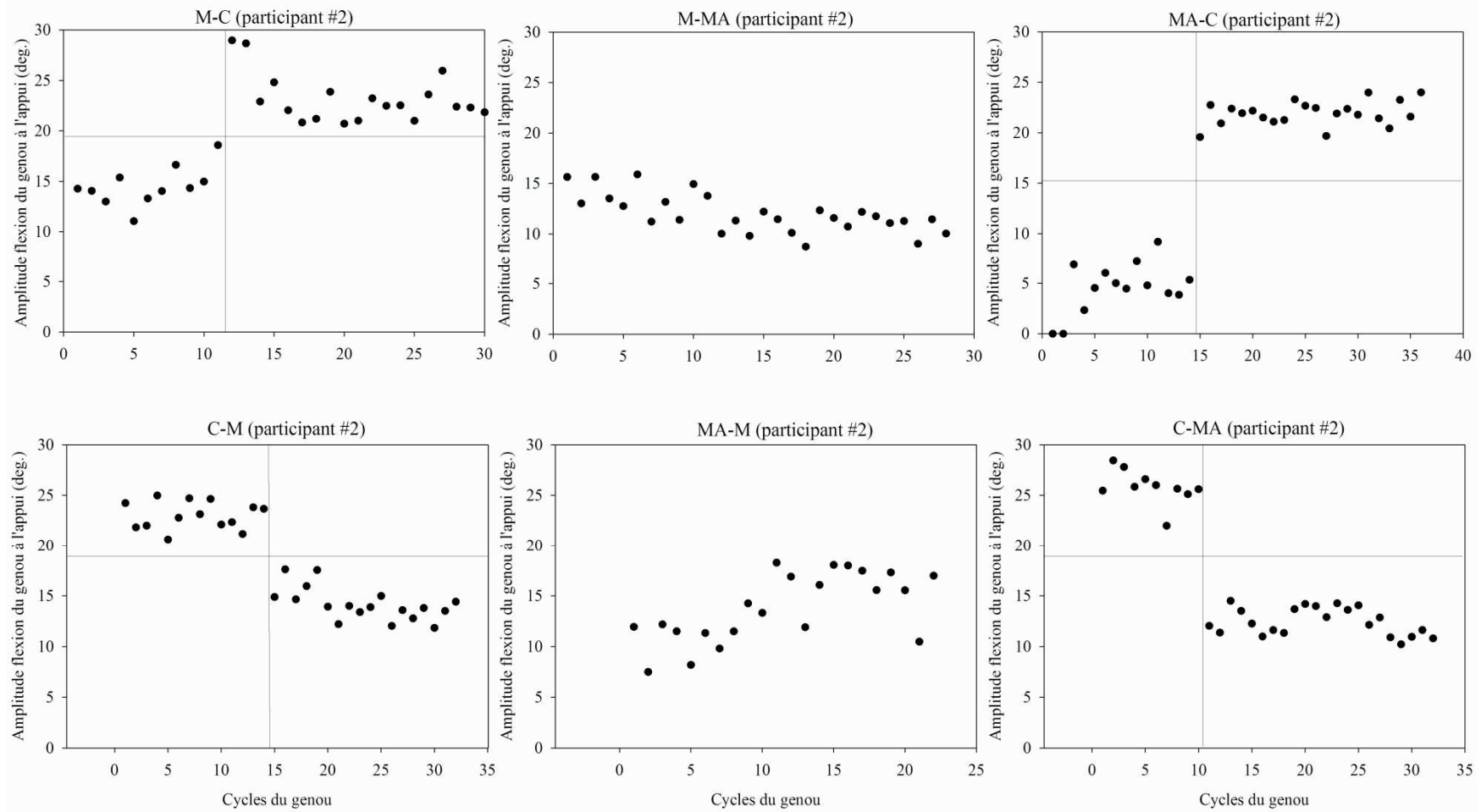


Figure 56. Représentation graphique de l'évolution des valeurs de l'amplitude de la flexion maximale du genou à l'appui lors des paliers de transitions du participant #2. Les trois types de transition sont représentés pour les conditions de vitesse ascendante (M-C, M-MA et MA-C) et descendante (C-M, MA-M et C-MA).

Fréquence des foulées :

Les résultats de l'ANOVA sur les cycles précédant et suivant les transitions $M \leftrightarrow C$, ont montré un effet principal significatif des cycles ($F(11,55) = 28,67$; $p = 0,000$; $\eta^2 = 0,85$) sur les valeurs de la fréquence des foulées. Aucun effet principal significatif de la condition ou effet d'interaction n'a été observée. Les comparaisons post-hoc ont montré une seule différence significative entre les cycles de marche et de course. Ainsi, la fréquence des foulées en marche était significativement inférieure à celle utilisée en course. Cela indique un passage abrupt, réalisé au cycle de transition, vers une fréquence de foulées significativement différente lors des transitions $M \leftrightarrow C$ (Figure 57 A).

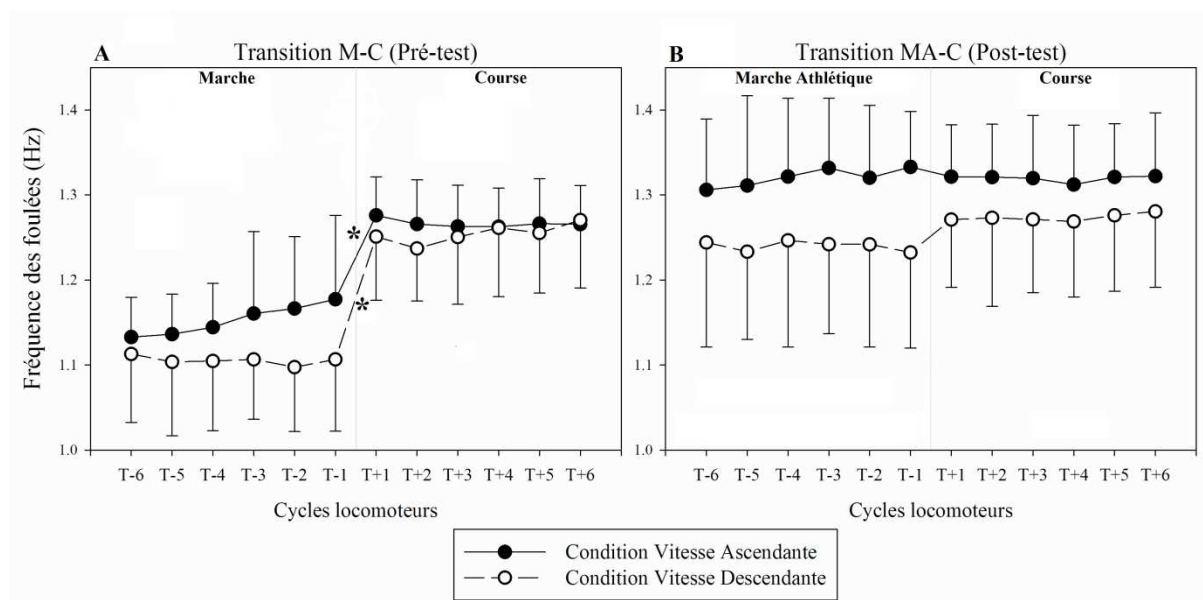


Figure 57. Valeurs moyennes de la fréquence des foulées pour les 6 cycles précédant et suivant le cycle de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse (T). A : Transitions M-C avant l'apprentissage ; B : Transitions MA-C après l'apprentissage. Les modes de locomotion utilisés aux différents cycles sont indiqués dans le graphique. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

En ce qui concerne les transitions $MA \leftrightarrow C$, l'ANOVA a montré un effet principal significatif de la condition ($F(1,5) = 19,75$; $p = 0,007$; $\eta^2 = 0,80$) et un effet d'interaction significatif ($F(11,55) = 2,75$; $p = 0,006$; $\eta^2 = 0,36$) sur les valeurs de la fréquence des foulées (Figure 57 B). La fréquence des foulées de la condition de vitesse ascendante était significativement supérieure à celle de la condition de vitesse descendante. Ce résultat pourrait s'expliquer par la différence de vitesse de transition qui existe entre les deux

conditions. L'analyse post-hoc n'a montré aucune différence significative entre les valeurs des 12 cycles étudiés dans chaque condition à l'exception d'une seule à la condition de vitesse descendante entre T-1 et T+6. Cela indique que la marche athlétique et la course partagent une même fréquence des foulées lors du passage de la marche athlétique vers la course (Figure 57 B).

Amplitude du déplacement vertical du sternum :

L'ANOVA à mesures répétées a montré un effet principal significatif du cycle sur les valeurs de l'amplitude du déplacement vertical du sternum concernant les transitions $M \leftrightarrow C$ ($F(11,55) = 20,08$; $p = 0,000$; $\eta^2 = 0,80$) et les transitions $MA \leftrightarrow C$ ($F(11,55) = 76,13$; $p = 0,000$; $\eta^2 = 0,94$). Aucune interaction significative ou effet principal significatif de la condition n'ont été démontrés. Pour les deux types de transition, les valeurs du déplacement vertical du sternum ne présentaient aucune différence significative au sein des cycles d'une même locomotion (Figure 58).

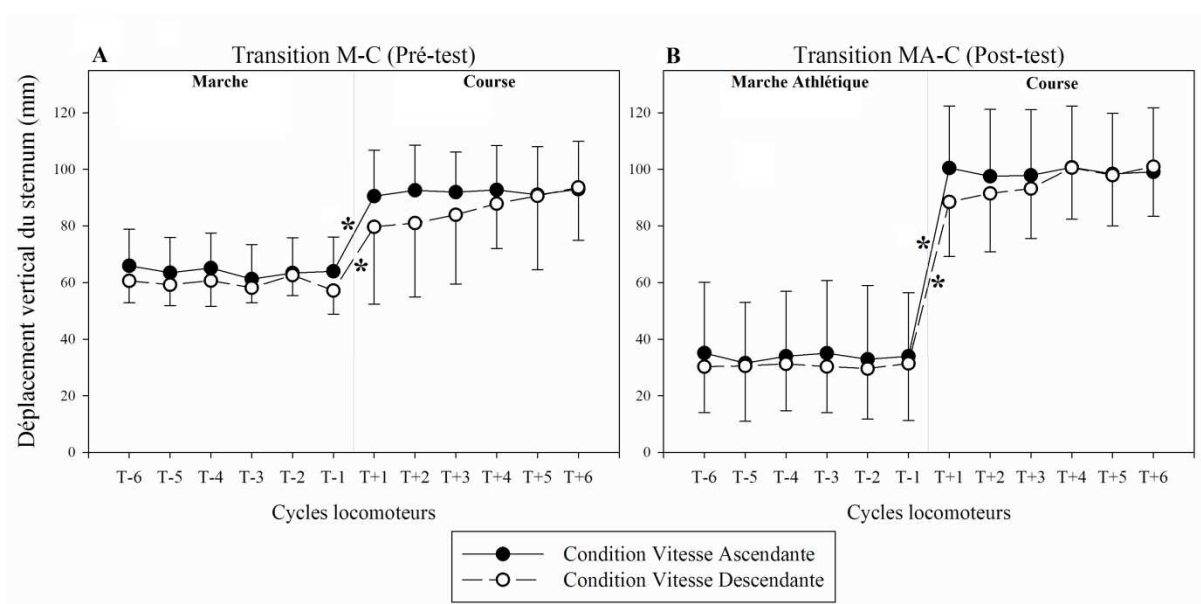


Figure 58. Valeurs moyennes du déplacement vertical du sternum pour les 6 cycles précédant et suivant le cycle de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse (T). A : Transitions M-C avant l'apprentissage ; B : Transitions MA-C après l'apprentissage. Les modes de locomotion utilisés aux différents cycles sont indiqués dans le graphe. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

En revanche, un changement abrupt dans les valeurs de cette variable a été observé lors du cycle de la transition à un autre mode de locomotion. Le déplacement vertical du sternum est significativement plus important lors de la course que lors de la marche et marche athlétique. De plus, la comparaison des Figure 58 A et B montre que le déplacement vertical du sternum est moins important lors de la marche athlétique comparé à la marche.

Phase relative entre la cheville et le genou :

Les résultats de l'ANOVA à mesures répétées a relevé un effet principal significatif du cycle sur les valeurs de la phase relative entre la cheville et le genou pour les transitions M↔C ($F(11,55) = 133,64$; $p = 0,000$; $\eta^2 = 0,96$) et MA↔C (Figure 59).

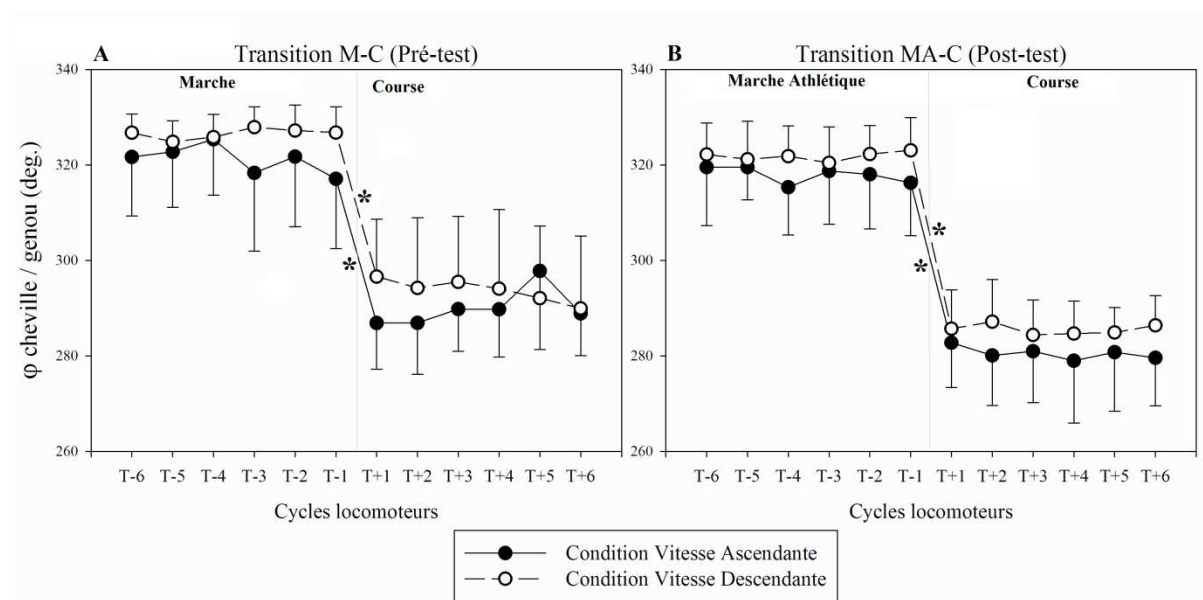


Figure 59. Valeurs moyennes de la phase relative entre la cheville et le genou pour les 6 cycles précédant et suivant le cycle de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse (T). A : Transitions M-C avant l'apprentissage ; B : Transitions MA-C après l'apprentissage. Les modes de locomotion utilisés aux différents cycles sont indiqués dans le graphe. Les barres verticales représentent la variabilité inter-participant.

L'ANOVA n'a montré aucun effet d'interaction sur les valeurs de la phase relative entre la cheville et le genou. L'analyse post-hoc a montré que, pour les deux types de transition avant et après l'apprentissage, les cycles de course présentaient des valeurs de phase relative significativement plus faibles que celles de la marche et de la marche athlétique (Figure 59).

La coordination intra-segmentaire des membres inférieurs change abruptement lors des transitions $M \leftrightarrow C$ et $MA \leftrightarrow C$.

En résumé, les résultats cinématiques sur les cycles de transition mettent en avant un changement progressif des valeurs entre la marche et la marche athlétique. Lors des transitions M-C et MA-C, les résultats montrent des variations très marquées (abruptes) dans les valeurs cinématiques. Nous montrons qu'aux vitesses de transition, la course présente une fréquence des foulées plus importante que celle de la marche mais partage la même fréquence des foulées avec la marche athlétique. De plus, la course est caractérisée par une phase relative entre la cheville et le genou significativement différente de celle de la marche et de la marche athlétique. Par contre, nous observons que la marche athlétique se distingue des deux autres modes de locomotion par un déplacement vertical du haut du corps moins important que celui de la course et même de la marche, qui sont similaires entre elles.

4. Discussion

Suite aux séances d'apprentissage (Étude 1) et dans la mesure où les participants adoptent la marche athlétique au post-test de transition, l'objectif de cette étude était de mieux comprendre les facteurs qui pourraient favoriser l'adoption spontanée d'un pattern locomoteur autour de la transition.

4.1. Effet de l'apprentissage sur les modes de locomotion préférentiels autour de la transition

La Figure 60 offre une vue globale des résultats concernant les modes de locomotion adoptés spontanément en fonction du sens d'évolution et des valeurs de la vitesse aux pré- et post-test de transition.

Au pré-test de transition, nous observons une VTS moyenne ($7,73 \pm 0,83 \text{ km.h}^{-1}$) conforme aux valeurs présentées dans la littérature (voir Tableau 3). De plus, les résultats montrent une différence significative entre la VTS_{M-C} et la VTS_{C-M} indiquant un phénomène d'hystérèse dans le sens attendu retrouvé dans plusieurs études (voir Tableau 3). Le sens de

l'hystérèse montre bien que les participants maintiennent le plus longtemps possible le pattern de locomotion en cours avant que ce dernier soit suffisamment contraint pour que la transition se déclenche (Delignières, 2004). Ainsi, au pré-test, la marche et la course coexistent simultanément à une gamme de vitesse située entre $\sim 7,42 \text{ km.h}^{-1}$ et $\sim 8,04 \text{ km.h}^{-1}$, où la dynamique intrinsèque du système présente une bi-stabilité.

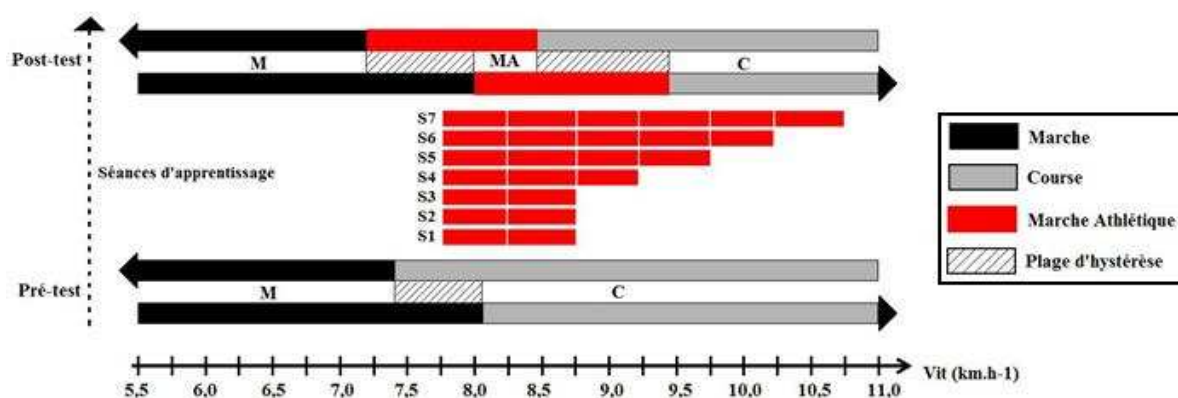


Figure 60. Modèle descriptif des modes de locomotion préférentiels lors des pré- et post-tests et pour les deux conditions d'évolution de la vitesse. Les valeurs de VTS présentées sont les valeurs moyennes des 6 participants ayant transités par la marche athlétique au post-test.

Au post-test de transition, la majorité des participants (77,78 %) adoptent spontanément la marche athlétique entre la marche et la course, confirmant ainsi notre première hypothèse. Il semblerait que la marche athlétique se comporte comme un nouvel attracteur entre la marche et la course, modulant ainsi les possibilités comportementales du système autour de la transition. En effet, nous observons au post-test deux plages d'hystérèse, indiquant deux zones de bi-stabilité dans lesquelles coexisteraient la marche et la marche athlétique d'un côté et la marche athlétique et la course d'un autre (Figure 60). Toutefois, l'apprentissage de la marche athlétique n'a pas influencé les vitesses auxquelles les participants quittent ou reviennent vers la marche normale. Nous pouvons voir dans la Figure 60 que le pattern de marche athlétique vient en compétition avec celui de la course, devenant préférentiel autour de la transition aux vitesses faibles de course et non aux vitesses élevées de marche.

4.2. Pourquoi le pattern de marche athlétique devient-il préférentiel par rapport à la course après l'apprentissage ?

4.2.1. Rôle des paramètres physiologiques

Nous avons comparé les valeurs physiologiques observées lors de la course et de la marche athlétique aux vitesses où la marche athlétique remplace la course lors du post-test. Un premier résultat intéressant indique, qu'à la même vitesse (VTS+1 : 8,23 km.h⁻¹), la marche athlétique et la course (adoptée au pré-test) occasionnent les mêmes valeurs du coût énergétique (CE), de consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et de fréquence cardiaque (FC). Ce résultat est en accord avec les conclusions de Hagberg et Coyle (1984) sur des marcheurs de haut-niveau, qui indiquent que la marche athlétique et la course présentent des valeurs physiologiques similaires ($\dot{V}O_2$, FC, ventilation, quotient respiratoire) à une gamme de vitesse située entre 8 et 9 km.h⁻¹. Ces auteurs montrent aussi qu'au-delà de ces vitesses, la marche athlétique devient moins efficace que la course d'un point de vue métabolique. Dans notre étude au post-test, certains participants marchent athlétiquement à des vitesses allant jusqu'à 9,42 km.h⁻¹ ($\pm 0,58$ km.h⁻¹), dans la condition de vitesse ascendante, alors que ces derniers peuvent encore être considérés débutants (Figure 48 et Figure 60). De plus, les résultats montrent que la transition de la marche à la marche athlétique au post-test engendre une augmentation significative du CE, alors que l'augmentation du CE lors de la transition marche-course au pré-test est non significative. Cette absence de significativité pourrait être due au nombre réduit de participants. Toutefois, il semblerait que l'adoption spontanée de la marche athlétique ne va pas dans le sens d'une recherche de minimisation des variables physiologiques et que le coût énergétique ne soit pas un facteur influençant l'adoption spontanée du pattern de marche athlétique à la place de la course. De ce fait, nous nous sommes intéressés aux paramètres cinématiques, pouvant amener des explications sur les facteurs rendant la marche athlétique préférentielle au post-test aux vitesses de course observées au pré-test (VTS+1).

4.2.2. Rôle des caractéristiques spatio-temporelles de la foulée

Nous constatons que les patterns de marche athlétique et de course partagent la même fréquence de foulées à VTS+1, qui est significativement supérieure à celle de la marche

normale autour de la transition. Cela peut aussi se traduire par le fait que la marche athlétique et la course partagent le même rapport fréquence-amplitude de foulées. Le passage entre la marche et la course et entre la marche et la marche athlétique se fait par un changement significatif de ce rapport qui converge vers une valeur unique (celle retrouvée lors de la marche athlétique et de la course). Segers et al. (2006) considèrent que la fréquence de foulées constitue un paramètre d'ordre pertinent qui décrit l'état du système. Ces auteurs mettent en avant que la force du pattern de course, même autour de la VTS, est probablement liée à son organisation spatio-temporelle, qui résulte d'un rapport unique de fréquence-amplitude de foulées à une vitesse donnée. Nos résultats montrent, en effet, qu'au palier de vitesse supérieure à la VTS (VTS+1), le rapport fréquence-amplitude de foulées est maintenu alors même qu'un nouveau pattern de locomotion est adopté (marche athlétique). Le critère de temporalité de l'oscillation des membres inférieurs pourrait être un facteur déterminant influençant l'adoption d'un pattern de locomotion préférentiel. Il a été communément établi, qu'à des vitesses données, l'Homme choisirait librement un rapport spécifique de fréquence-amplitude de foulées qui coïncide avec le coût métabolique le plus optimal (Cavanagh & Williams, 1982; Minetti, Capelli, Zamparo, di Prampero, & Saibene, 1995; Umberger & Martin, 2007). Il semble exister un mécanisme de résonance, spécifique aux tâches d'oscillations répétitives (e.g., rebond de balle, rebond humain ou marche), qui sous-tend l'adoption d'une fréquence spécifique permettant au système d'opérer avec un rendement mécanique et une efficacité énergétique optimaux (Schot & Decker, 1998; Dean & Kuo, 2011; Merritt, Raburn, & Dean, 2012). Toutefois, plusieurs études indiquent que l'adoption libre d'une combinaison fréquence-amplitude ou d'une fréquence d'oscillation ne va pas toujours dans le sens d'une minimisation du coût métabolique. En effet, Marsh & Martin (1997) montrent, dans une étude sur une tâche de cyclisme, que les participants préfèrent des fréquences de pédalage plus élevées que celle qui minimise le coût énergétique. Plus récemment, dans une tâche de locomotion sur une pente descendante, Hunter et al. (2010) trouvent que les hommes préfèrent adopter un pattern de marche non énergétiquement optimal mais qui présente une plus grande stabilité au niveau des caractéristiques des foulées (i.e., amplitude de foulées). Ainsi, dans cette perspective, une des explications possibles aux transitions marche-course serait liée à la temporalité d'oscillation des membres inférieurs et au besoin d'adopter une fréquence d'oscillation différente autour de la zone critique de transition marche-course. Cependant, cette caractéristique n'explique pas pourquoi le pattern de marche athlétique devient préférentiel par rapport à la course au post-test. Ainsi, dans ce

qui suit, nous nous intéresserons à d'autres facteurs qui auraient favorisé l'adoption de la marche athlétique à la place de la course.

4.2.3. Rôle de l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps

Un résultat intéressant indique que le passage de la marche vers la marche athlétique et de la course vers la marche athlétique engendre une diminution significative de l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps. En effet, l'adoption du pattern de la marche athlétique permet de réduire significativement l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps (sternum) par rapport à la course et (même) à la marche. Ainsi, il s'avère qu'aux alentours de la VTS, ce facteur procure à la marche athlétique un caractère unique qui la différencie des deux patterns naturels de locomotion. Nous pensons que ce facteur, entre autres, aurait pu rendre le pattern de la marche athlétique préférentiel autour de la transition pour plusieurs raisons.

Il est important de rappeler qu'une des caractéristiques définissant l'expertise en marche athlétique est attribuée à l'amplitude réduite du déplacement vertical du corps (Murray et al., 1983). En effet, la réduction de l'amplitude du déplacement vertical du corps permet une meilleure conservation de l'énergie mécanique (représentant la somme de l'énergie cinétique et potentielle) nécessaire pour assurer le déplacement. Nous pouvons penser que l'adoption spontanée de la marche athlétique va dans le sens d'une recherche d'efficacité mécanique. De plus, la marche athlétique est une activité connue pour ses épreuves très longues (i.e. 20 km et 50 km). Ainsi, le besoin d'une organisation cinématique particulière des segments corporels est aussi lié à la nécessité de prévenir les conséquences des chocs répétitifs, comme des blessures dues aux microtraumatismes répétés (Radin et al., 1973; Voloshin & Wosk, 1982). Sachant que le genou est verrouillé à l'appui (contrainte règlementaire), ce sont les mouvements exagérés de la cheville et du bassin qui permettent d'atténuer ces chocs avant que ces dernières n'arrivent à la tête.

Effectivement, il a été montré qu'un des facteurs déterminants de la locomotion est la stabilité de la trajectoire de la tête (Hamill, Derrick, & Holt, 1995). Ainsi, Ratcliffe et Holt (1997) montrent que la minimisation des chocs subits par la tête est un mécanisme important dans la locomotion. Ces chocs sont transmis à travers le système musculo-squelettique,

affectant ainsi tous les segments corporels. De ce fait, une organisation spécifique des segments corporels en fonction de la vitesse est mise en place pour atténuer ces chocs avant que ces dernières atteignent la tête (Ratcliffe & Holt, 1997). Toutefois, la variable étudiée dans cette étude ne rend pas directement compte des chocs dus aux impacts au sol mais de l'amplitude de l'excursion verticale de la tête après les atténuations possibles liées à l'organisation cinématique du mouvement. Nous pensons que la réduction de la trajectoire de la tête pourrait présenter des avantages liés à la stabilisation du champ visuel (Pozzo, Berthoz, Vitte, & Lefort, 1991) et au maintien des informations provenant du système vestibulaire (Owen & Lee, 1986; Pozzo, Berthoz, & Lefort, 1989).

4.2.4. Rôle de la dynamique du pattern de coordination

Nous observons que le passage entre marche et marche athlétique ($M \leftrightarrow MA$) se fait d'une façon progressive, alors que le passage depuis et vers la course ($M \leftrightarrow C$ et $MA \leftrightarrow C$) présente un caractère abrupt. Cela pourrait être expliqué par le fait qu'aux vitesses proches de la transition, la marche et la marche athlétique partagent une coordination intra-segmentaire des membres inférieurs similaire (entre la cheville et le genou : Φ_{C-G}). Par contre, autour de la transition, le pattern de course est caractérisé par une coordination intra-segmentaire significativement différente par rapport aux deux autres modes de locomotion. Cette coordination intra-segmentaire a souvent été considérée comme une variable clé dissociant la marche et la course, se comportant comme un paramètre d'ordre (Diedrich and Warren, 1995 ; Guérin et Bardy, 2008). Ainsi, nous pouvons penser que, dans la condition de vitesse ascendante, les participants adoptent spontanément le pattern de marche athlétique, qu'ils ont renforcé lors de l'apprentissage, afin de maintenir le plus longtemps possible la coordination en cours du pattern de marche (i.e., hystérèse fonctionnelle). Cette interprétation ne semble pas valide pour la transition de la course vers la marche athlétique dans la condition de vitesse descendante où le passage se réalise plus tôt par rapport au pré-test. Toutefois, il faut noter que 2 des 9 participants ont transité par la marche athlétique dans la condition de vitesse ascendante ($M \rightarrow MA \rightarrow C$) et pas dans la condition descendante ($C \rightarrow M$), renforçant l'interprétation que nous proposons.

Avant de conclure, il semble intéressant de proposer une interprétation allant dans le sens de l'approche dynamique. Dans cette perspective, il serait logique de penser que si la marche

athlétique remplace la course et non la marche normale autour de la transition, c'est que le pattern de course présente une stabilité intrinsèque moins importante autour de la transition comparé à la marche normale. En effet, même si dans cette étude nous n'analysons pas la stabilité des différents patterns adoptés, il a été montré qu'autour de la VTS, le pattern de marche présente une stabilité plus importante que le pattern de course (Jordan, Challis, Cusumano, & Newell, 2009). Cela est expliqué par une stabilité locale plus importante au niveau de la tête et de la coordination intra-segmentaire entre cheville et genou (Φ_{C-G}). Ainsi, nous pouvons émettre l'hypothèse que la stabilité du comportement aurait pu jouer un rôle important dans l'adoption spontanée de la marche athlétique, sachant qu'autour de VTS, la marche athlétique partage la coordination (cheville-genou) de la marche qui semble plus stable que celle de la course. Toutefois, cette hypothèse pourrait être vérifiée dans une future expérimentation en démontrant qu'autour de la transition, la marche athlétique présente une stabilité plus importante par rapport à la course et non par rapport à la marche normale.

Conclusion

Comme attendu, la majorité des participants adoptent le pattern de marche athlétique entre celui de la marche normale et de la course dans le test de transition post-apprentissage. Cela suggère que la marche athlétique se comporte comme un nouvel attracteur venu se greffer aux vitesses faibles de course. Toutefois, nous avons émis l'hypothèse qu'en adoptant la marche athlétique, les participants retarderont la transition vers la course (condition de vitesse ascendante) et vers la marche normale (condition de vitesse descendante). En effet, d'une façon inattendue, nous observons que quelque soit la condition d'évolution de la vitesse, la marche athlétique remplace uniquement le pattern de course aux vitesses faibles et non le pattern de marche normale. Ainsi, la transition est retardée vers la course lorsque la vitesse augmente par le fait de l'adoption de la marche athlétique, mais la transition vers la marche se réalise à la même vitesse lors de la condition de vitesse descendante. De cette façon, l'intérêt était de comprendre quels facteurs favoriseraient l'adoption spontanée de la marche athlétique à la place de la course au post-test. Les résultats n'indiquent pas de différences dans les valeurs physiologiques de la course et de la marche athlétique au palier où la marche athlétique remplace la course. L'hypothèse de la recherche d'une minimisation du coût énergétique métabolique n'est pas validée dans le cadre de cette étude. Toutefois, nous observons que l'adoption de la marche athlétique autour de la transition permet de répliquer la fréquence d'oscillation des membres inférieurs (fréquence des foulées) caractéristique de la

course tout en maintenant le pattern de coordination intra-segmentaire des membres inférieurs caractéristique de la marche normale. Par ailleurs, le facteur qui semble différencier la marche athlétique des deux autres patterns naturels est le déplacement vertical du haut du corps qui présente une amplitude significativement inférieure comparé à la marche et à la course. Ce facteur semble ainsi jouer un rôle important dans l'adoption spontanée de la marche athlétique dans le post-test de transition.

Résumé. Au post-test de transition, la marche athlétique se comporte comme un *nouvel attracteur* entre la marche et la course. Dans le cadre de cette étude, la minimisation du coût métabolique ne semble pas jouer un rôle déterminant. Au post-test, le pattern de marche athlétique remplace le pattern de course aux vitesses faibles autour de VTS. Ces deux patterns présentent le même rapport fréquence-amplitude de cycles à cette gamme de vitesse. Ce facteur de temporalité semble être important dans le choix d'un pattern préférentiel autour de la transition. De plus, nous pensons que l'organisation typique du mouvement des segments corporels en marche athlétique (étude 1) permet la réduction de l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps. Le besoin de réduire les déplacements verticaux pourrait être lié à plusieurs explications : (1) la recherche d'une conservation d'énergie mécanique, (2) la recherche d'une meilleure atténuation (compensation) des chocs dus aux impacts répétitifs au sol et/ou (3) la recherche d'une minimisation de la trajectoire verticale de la tête pour une meilleure stabilité du champ visuel et vestibulaire. Un autre résultat allant dans le sens d'une recherche de stabilité dynamique, indique que la marche athlétique qui partage la même coordination intra-segmentaire (phase relative cheville-genou) que celle de la marche normale, serait adoptée pour maintenir le plus longtemps le pattern en cours (i.e., hystérèse fonctionnelle). Toutefois cette interprétation n'est pas valide pour la condition de vitesse ascendante et ne peut pas être généralisée. Enfin, ces résultats semblent appuyer l'hypothèse selon laquelle les patterns préférentiels seraient adoptés pour optimiser les facteurs mécaniques du mouvement et que la recherche d'efficacité métabolique ne soit pas le facteur responsable de l'adoption spontanée d'un pattern locomoteur autour de la transition. Cependant cette hypothèse générale devrait faire l'objet d'une étude impliquant un plus grand nombre de participants et de variables.

DISCUSSION GENERALE

Dans le cadre de ce travail doctoral, le choix de la marche athlétique est central dans l'intersection des deux champs thématiques (l'apprentissage moteur et les transitions locomotrices) à partir desquels nous proposons d'analyser nos trois objectifs :

La marche athlétique est une habileté sportive globale biomécaniquement contrainte par une réglementation stricte et exigeante sur le plan métabolique. Nous retrouvons dans la littérature une base de données établissant clairement les différences entre la marche athlétique, la marche normale et la course (Cavagna & Franzetti, 1981 ; Cairns et al., 1986 ; Murray et al., 1983 ; Fougeron et al., 1998). Partant de ces constats et des caractéristiques singulières de la marche athlétique, notre premier objectif s'est porté sur la compréhension du processus de la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage de cette habileté motrice où trois contraintes biomécaniques ont été imposées par des consignes (i.e., la jambe doit rester tendue depuis le moment de son entrée en contact au sol jusqu'à son passage à la verticale du corps, le contact de la jambe au sol doit commencer par le talon, et les coudes doivent être fléchis). Notre deuxième objectif est de mieux comprendre le rôle des réponses physiologiques et de la perception de l'effort (centrale et périphérique) dans le processus de la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage de cette habileté.

De plus, la marche athlétique est un mode de locomotion « intermédiaire », nécessitant une organisation spécifique des segments corporels pour permettre à l'athlète d'atteindre sans perte de contact au sol des vitesses élevées appartenant naturellement au pattern de course. Dans cette perspective et au regard de la littérature scientifique sur les transitions marche-course, portant d'une part sur les caractéristiques dynamiques du système locomoteur, et d'une autre part sur les facteurs qui sous-tendent l'émergence spontanée d'un pattern locomoteur (i.e. les déclencheurs), nous cherchons à répondre à notre dernier objectif. Il s'agissait de tester l'influence de l'apprentissage de ce nouveau mode de locomotion sur les patterns préférentiels du système grâce à un test classique de transition révélateur de comportements attracteurs. Dans ces conditions, nous contribuerons à la compréhension des facteurs susceptibles d'influencer l'adoption d'un mode de locomotion préférentiel, autrement connus comme des déclencheurs des transitions locomotrices.

Dans une première partie, qui constitue la partie principale de ce travail, nous discuterons l'apport des résultats principaux à la compréhension des principes généraux du processus de la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage d'une habileté complexe. Nous

proposerons dans une deuxième partie, une analyse du rôle des réponses métaboliques dans l'organisation cinématique du système locomoteur : (1) lors de l'apprentissage d'un nouveau mode de locomotion, où nous développerons la contribution du paramètre de la perception de l'effort et (2) lors de ses adaptations aux variations de vitesses, où nous étudierons grâce à des tests de transitions marche-course les facteurs qui pourraient guider l'adoption d'un mode de locomotion préférentiel, autrement connu comme des déclencheurs. Enfin, après avoir mis en avant certaines limites de ce travail, nous concluons chaque partie par une ouverture à une perspective scientifique.

I. La réorganisation du mouvement avec la pratique

1. Complexité de l'analyse

La première étape de ce travail a consisté à choisir des variables pertinentes permettant d'analyser la réorganisation du comportement dans sa globalité. Dans un premier temps, nous nous sommes basés sur les données disponibles dans la littérature concernant les différences cinématiques entre la marche athlétique et les deux modes de locomotion naturels. Dans un deuxième temps, nous avons cherché à identifier les variables qui évoluent significativement avec la pratique, notamment au niveau de la coordination (à notre connaissance, non disponible dans la littérature). Comme le propose Newell (1985), nous avons essayé de distinguer les notions de coordination et de contrôle⁷, afin de comprendre l'apparition et l'évolution de ces dernières avec l'apprentissage. Cette distinction a nécessité l'étude d'un

⁷ La coordination définit l'organisation qualitative du système. Selon Newell (1985) la « coordination » est définie par les relations spatio-temporelles entre les composantes du système moteur mettant en avant les caractéristiques topologiques spécifiques à une tâche. La coordination décrit ainsi la relation existante entre deux segments d'un membre (coordination intra-segmentaire) ou de deux membres ou segments de membres différents (coordination inter-segmentaire). Dans notre étude, les indicateurs d'une organisation qualitative liée à la coordination des segments corporels a été étudiée par : 1- quatre phases relatives (i.e., Φ pied-cuisse, Φ genou-cuisse, Φ bassin-thorax plan frontal et Φ bassin-thorax plan transverse) qui représentent le décalage temporel entre la réalisation de deux événements clé de deux angles différents, 2- la fréquence des foulées qui indiquent une organisation spatio-temporelle spécifique entre les deux membres inférieurs et 3- la durée relative du mouvement arrière de la cuisse par rapport à un cycle entier indiquant le rapport entre le mouvement arrière et avant de la cuisse.

D'après Newell (1985), le « contrôle » se définit par la manipulation et la variation (i.e., paramétrisation) des paramètres topologiques (i.e., coordination), caractérisé par une meilleure réalisation de la tâche et révélé par exemple par la variation de l'amplitude, de la vitesse, de l'accélération, de la force et par une réduction de la variabilité des mouvements. Dans notre étude, les variables permettant de mettre en avant une amélioration du contrôle ont concerné les caractéristiques quantitatives comme l'amplitude des mouvements et la variabilité du comportement.

nombre important de variables. A notre connaissance, aucune étude dans le domaine de l'apprentissage moteur complexe, ne s'est penchée sur une analyse de la globalité de l'organisation cinématique qualitative et quantitative du corps (i.e., coordinations intra-segmentaires des membres inférieurs, coordination entre les rotations du bassin et du thorax dans deux plans différents, amplitudes articulaires, indicateur de la globalité du comportement, variabilité, etc). En effet, cela peut se révéler très complexe, mais peut aussi amener de nouveaux éléments de réponse quand à la généralisation de certains principes de l'apprentissage moteur à des habiletés globales. Dans nos études, le premier constat qui semble valider ce type d'analyse complexe et met en avant sa pertinence est la reproductibilité d'un grand nombre de résultats entre les Études 1 et 2 où les mêmes contraintes biomécaniques (i.e., consignes) ont été imposées aux participants (Tableau 21). Dans un premier temps, nous allons nous centrer sur ces invariants qui révèlent une réorganisation précise. Dans un deuxième temps, nous interpréterons les différences observées entre ces deux études.

Tableau 21. Comparaison des variables qui se modifient significativement lors des quatre premières séances de pratique à l'Étude 1 et à l'Étude 2.

VARIABLES MODIFIÉES ENTRE S1 ET S4	Étude 1	Étude 2
φ pied-cuisse	Valeur moyenne + variabilité	Valeur moyenne + variabilité (S1)
φ genou-cuisse	Valeur moyenne + variabilité	Variabilité (S1-S4)
φ bassin-thorax (frontal)	Valeur moyenne	-
Fréquence des foulées	Valeur moyenne	Valeur moyenne (S1-S3)
Amplitude des foulées	Valeur moyenne	Valeur moyenne (S1-S3)
D% (durée relative mvt arr. cuisse)	Valeur moyenne + variabilité	Variabilité (S1)
STRN (amp. déplacement vertical)	Valeur moyenne	Valeur moyenne (S1) + variabilité (S1-S3)
Amp. articulaire du coude	Variabilité	Variabilité (S2-S3)
Amp. rot. sagittale de la cuisse	Valeur moyenne	Variabilité (hanche : S1-S4)
Amp. rot. sagittale du tronc	Variabilité	
Amp. rot. sagittale de la cheville	-	Variabilité (S1-S4)
Amp. ext. max. du genou	-	Valeur moyenne (S1-S2)

La nature de la modification est précisée pour chaque étude (valeur moyenne et/ou variabilité intra-essai). En gris sont les variables qui se modifient significativement avec la pratique mais uniquement dans l'une des deux études.

2. Reproductibilité des résultats sur la réorganisation du mouvement avec la pratique

Les invariants dans la réorganisation du mouvement entre les Études 1 et 2 : Rôle des consignes de la tâche

L'ensemble des participants de l'Étude 1 et 2 ont reçu les mêmes consignes liées aux exigences de la tâche (i.e., contraintes de la tâche). Cela semble avoir orienté la réorganisation du mouvement d'une façon assez similaire entre les deux études. Les variables communes qui indiquent une évolution qualitative du comportement sont les phases relatives *pied-cuisse* et *genou-cuisse*, le rapport fréquence-amplitude des foulées et la durée relative du mouvement arrière de la cuisse (par rapport à un cycle entier). De plus, les indicateurs communs qui montrent l'amélioration du contrôle avec la pratique sont l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps et des mouvements de la hanche (tronc-cuisse) et du coude. Aussi, en se basant uniquement sur ces variables et aux prédictions du modèle de Newell (1985) sur les étapes de l'apprentissage, nous pouvons dire que les participants ont atteint l'étape de contrôle démontrant une évolution des amplitudes articulaires, une meilleure réalisation de la tâche et une réduction de la variabilité du comportement. Toutefois, par rapport au postulat de Newell (1985) sur les étapes distinctes de l'apprentissage (i.e., coordination, contrôle et habileté), nos résultats ne semblent pas montrer l'existence d'une hiérarchie entre l'émergence de la coordination et l'augmentation du contrôle. Par exemple, l'Étude 2 indique que la réorganisation spatio-temporelle du rapport fréquence-amplitude des foulées (coordination inter-segmentaire) se réalise à la troisième séance par rapport à la première. Cette modification qualitative, intervient après l'apparition de plusieurs indicateurs de l'étape de contrôle. Il se peut que la hiérarchie entre les étapes de coordination et de contrôle ne soit pas un principe généralisable aux habiletés globales impliquant l'évolution des coordinations à plusieurs niveaux. Cette interprétation va dans le sens des résultats de Chow et al. (2008) démontrant un chevauchement entre l'évolution des variables de coordination et de contrôle.

Les différences dans la réorganisation du mouvement entre les Études 1 et 2 : Différence des protocoles expérimentaux et de la population choisie

Bien que les Études 1 et 2 présentent les mêmes consignes de base qui ont contribué à la reproductibilité d'une grande partie des résultats, il est important de rappeler les différences existant entre les deux protocoles expérimentaux afin de comprendre les divergences principales constatées dans les résultats (Tableau 21). En effet, les participants de l'Étude 2 ont réalisé les 4 séances de pratique à des vitesses relativement plus élevées que celles imposées aux quatre premières séances de l'Étude 1 (sur les sept séances au total). Le choix des vitesses de pratique dans l'Étude 2 a été motivé par le fait que les participants ne disposaient que de quatre séances, pour atteindre progressivement une vitesse relative de VTS + 2 km.h⁻¹ (correspondant en moyenne à une vitesse de 9,40 km.h⁻¹). De plus, les participants de ces deux études ne présentaient pas le même niveau de condition physique. Dans l'Étude 1, les participants ont été sélectionnés par rapport à leur bon niveau aérobie ($\dot{V}O_{2max}$), car ces derniers devaient atteindre à la septième séance de pratique des vitesses relatives de VTS+3km.h⁻¹ (correspondant en moyenne à une vitesse de 10,75 km.h⁻¹). Les participants de l'Étude 2, par contre, n'étaient pas sportifs.

Les résultats de l'Étude 1 indiquent une modification significative entre S1 et S4 de la coordination entre les rotations frontales du bassin et du thorax (i.e., phases relatives bassin-thorax plan frontal, Tableau 21). Ce résultat n'a pas été montré dans l'Étude 2, où les participants étaient face à un niveau de contrainte relativement plus important. De plus, un autre résultat montre que les participants de l'Étude 2 augmentent significativement, comme indiqué par la consigne, l'amplitude de l'extension du genou à l'appui entre la première et la deuxième séance de pratique. Afin de comprendre pourquoi ce résultat n'a pas été observé dans l'Étude 1, nous avons comparé ces valeurs entre les deux études. D'une façon intéressante, nous trouvons que les participants de l'Étude 1 réussissent dès la première séance à adopter des valeurs d'extension du genou à l'appui ($181,84 \pm 2,54$ degrés) très proches de celles atteintes dans l'Étude 2 à la deuxième séance de pratique ($179,71 \pm 3,78$ degrés). Nous constatons ainsi que les participants de l'Étude 1 présentaient dès la première séance un niveau d'habileté plus important et atteignaient, en 4 séances de pratique, un niveau de maîtrise de la tâche plus avancé que les participants de l'Étude 2. Cela peut-être lié à leur expertise sportive et/ou à leur niveau de condition physique.

L'ensemble de ces résultats montrent que la réorganisation du mouvement, qui semble principalement orienter par les contraintes spécifiques aux buts de la tâche (i.e., consignes), peut aussi être modulée par des contraintes propres à l'organisme (niveau de condition physique, expériences sportives ou athlétiques) et/ou à l'environnement (i.e., vitesse du tapis roulant). Cette interprétation est conforme à l'analyse des graphes du participant exclu des résultats de l'Étude 1, qui présentaient une évolution différente avec la pratique par rapport aux valeurs cinématiques moyennes. En effet, ce participant est un athlète d'endurance confirmé qui présente un très bon niveau de condition physique aérobie ($\dot{V}O_{2\max} = 70,97 \text{ mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$),

A ce stade de l'interprétation, il semble difficile de proposer des prédictions concernant la façon avec laquelle le mouvement se réorganise avec la pratique face aux différentes contraintes du système. Néanmoins, nous rappelons que dans l'Étude 2, nous avons observé une réorganisation du mouvement qualitative et quantitative plus importante aux vitesses faibles de pratique (VTS, VTS+0,5 km.h⁻¹) où le poids des contraintes liées à la vitesse du tapis roulant est plus faible comparé aux vitesses plus élevées (VTS+1 km⁻¹, VTS+1,5 km.h⁻¹). Nous soutenons l'hypothèse postulant qu'un niveau faible de contraintes offre au système la possibilité d'explorer les solutions comportementales pour adopter un comportement plus adapté à la tâche (Teulier et Nourrit-Lucas, 2008). Cependant, l'évolution des valeurs aux vitesses faibles (d'un grand nombre de variables) avec la pratique, semble converger vers des valeurs établies très tôt dans la pratique aux vitesses plus élevées. Par exemple, les participants adoptent avec la pratique aux vitesses faibles, la même coordination intra-segmentaire *pied-cuisse* (phase relative) qu'ils ont réussi à établir dès la première séance, mais uniquement aux vitesses élevées. Ainsi, nous pensons que l'accès à cette nouvelle coordination a été facilité par l'augmentation de la vitesse du tapis roulant. L'hypothèse que nous proposons est qu'un niveau élevé de contraintes canalise le système vers des solutions obligées qui peuvent être naturellement plus adaptées à la réalisation de la tâche. Cette interprétation pourrait aller dans le sens des conclusions de l'étude de Seifert et al. (2008) sur la nage en papillon, mettant en avant un effet bénéfique de l'augmentation de la vitesse de nage lors de l'entraînement (réduisant le temps des phases de glisse) sur l'adoption de modes de coordination inter-segmentaire plus appropriés.

3. « Stratégies » de la maîtrise des degrés de liberté

Blocage et relâchement des degrés de liberté

La lecture de l'ensemble des résultats des Études 1 et 2 révèle, de manière générale, certains principes contradictoires de la maîtrise des degrés de liberté. Le premier constat est que les débutants présentent une plus grande variabilité intra-essai au tout premier essai de pratique, que celle retrouvée en marche normale à la même vitesse (Étude 1) et aux essais de pratique suivants (Étude 2). Cette importante variabilité intra-essai initiale concernant plusieurs amplitudes articulaires (bassin, tronc, coude) pourrait être interprétée comme un relâchement initial des degrés de liberté. De plus, un autre résultat montre une augmentation de l'amplitude de la rotation frontale du bassin au premier essai de pratique par rapport à la marche normale à la même vitesse (Étude 1). Ensuite, nous observons au travers des séances de pratique une réduction de la variabilité intra-essai (tronc et coude, Étude 1 et hanche et coude, Étude 2) et de l'amplitude de la rotation de la cuisse (Étude 1). Selon les interprétations proposées dans la littérature (Newell & Van Emmerik, 1989; Vereijken, Whiting, Newell, & Van Emmerik, 1992; Caillou, Delignieres, Nourrit, Deschamps, & Lauriot, 2002), il est logique de penser que ces résultats révèlent une réduction des degrés de liberté actifs avec la pratique assimilée à un blocage de ces derniers. Ainsi, l'ensemble de ces résultats ne semble pas conforme aux postulats de base de Bernstein (1967) sur les stratégies de blocage/relâchement. Comme le proposent plusieurs chercheurs, ces stratégies ne peuvent pas constituer des « principes généraux » de l'apprentissage d'une habileté globale mais dépendent des contraintes constitutives du système (Caillou et al., 2002; Ko et al., 2003; Hong & Newell, 2006). Dans le contexte de notre tâche, les participants n'étaient pas face à une tâche « complètement » inédite, dans le sens où le problème de la réduction des degrés de liberté redondants (blocage) est résolu en partie par la maîtrise de la marche normale.

Par ailleurs, ces résultats révèlent un comportement débutant typique face à une tâche complexe, mettant en avant une déstabilisation des tendances spontanées du système (grande variabilité initiale). Cela faciliterait l'émergence de nouvelles coordinations par un processus de recherche de solutions comportementales plus adaptés à la réalisation de la tâche (Newell, 1991). Par la suite, nous observons une stabilisation du comportement initiale avec la pratique par la réduction de la variabilité de certaines amplitudes articulaires et coordinations intra-

segmentaires (i.e., phases relatives pied-cuisse et genou-cuisse, Études 1 et 2). Cela va dans le sens attendu d'une progression vers un comportement plus expert. Toutefois, ce constat révèle une certaine ambiguïté dans la façon d'interpréter les stratégies de la maîtrise des degrés de liberté biomécaniques, qui ne semble pas s'appliquer lors d'une analyse plus complète d'une habileté globale. Cette ambiguïté a été relevée par Hong et Newell (2005), qui proposent que le processus de gestion des degrés de liberté biomécaniques soit plus complexe que ne le pensait Bernstein (Hong & Newell, 2005). Ces auteurs, proposent de tester une hypothèse alternative de l'existence d'une stratégie de recrutement/suppression du nombre de composantes du mouvement contrôlées séparément (degrés de liberté dynamiques). Pour ce faire, ils réalisent des analyses en composantes principales (ACP) qui révèlent l'évolution du nombre de degrés de liberté « dynamiques » avec la pratique. Ce type d'analyse (ACP) aurait été intéressant dans le cadre de notre étude pour mieux identifier l'existence de stratégies généralisables à l'apprentissage d'une habileté globale et pourrait être une piste éventuelle pour une prochaine étude.

Sens directionnel proximo-distal de la maîtrise des degrés de liberté

Nous avons mis en évidence dans l'Étude 1 que la réorganisation quantitative et qualitative du mouvement commence au niveau proximal/haut (hanche, tronc, cuisse, bassin, coude), où le poids des contraintes lié aux consignes et à l'effet mécanique du tapis roulant est réduit par rapport au niveau distal/bas. Avec la pratique, les résultats de l'Étude 1 indiquent une réorganisation qualitative distale plus importante (i.e. phases relatives *pied-cuisse* et *genou-cuisse*, Étude 1). Toutefois, les résultats de l'Étude 2 mettent en évidence un processus plus complexe grâce à une analyse séance par séance de la réorganisation distale. En effet, nous observons dans l'Étude 2 l'évolution et la stabilisation de la coordination intra-segmentaire *pied-cuisse* établie très tôt dans la pratique (première séance de pratique). Cependant, ce n'est qu'à la quatrième séance de pratique (par rapport à la première), que les participants réussissent à stabiliser la coordination intra-segmentaire *genou-cuisse*. Dans cette perspective, nous proposons que malgré les adaptations initiales retrouvées au niveau proximal/haut par rapport à la marche normale (Étude 1), la réorganisation qualitative du mouvement avec la pratique ne suive pas une direction proximo-distal, mais semble dépendre du poids des contraintes imposées par la tâche. Dans notre tâche précisément le contrôle du mouvement avec la pratique semble plutôt se diriger à la fois du niveau proximal (*cuisse*) et distal (*pied*) vers le centre (*genou*) du membre concerné. Cette hypothèse rejoindrait celle

émise par Broderick et Newell (1999) dans leur étude sur le rebond d'une balle de basketball. Leurs résultats mettent en avant une réorganisation des degrés de liberté qui émerge à la fois du niveau proximal (*coude*) et distal (*poignet*) et se répand vers le centre (*coude*) du membre sollicité. Selon ces auteurs, cela s'explique par le fait que leur tâche contienne une contrainte importante à un niveau distal (i.e., la balle). Nous pouvons imaginer, bien que cela reste à confirmer, que l'effet mécanique du tapis roulant et la consigne imposée à la cheville auraient pu faire émerger ce sens directionnel pour assurer le contrôle du mouvement du *genou* (consigne). Cependant, cette hypothèse devra être vérifiée dans le cadre d'un protocole mettant en jeu d'autres types de contraintes.

4. Nos résultats peuvent-ils être comparés aux prédictions du modèle dynamique de l'apprentissage ? : Ouverture et limites de nos analyses

Le croisement des champs de l'apprentissage moteur et des théories dynamiques est principalement issu des travaux de Kelso (1981; 1984), sur les coordinations entre index, mettant en avant des similitudes entre le comportement du système moteur et ceux des systèmes auto-organisés. Ces études ont offert des outils permettant de déterminer la dynamique intrinsèque initiale du système, définie par ses comportements attracteurs qui seront préférentiellement adoptés. L'apprentissage est ainsi considéré comme la construction et/ou la stabilisation d'un état attracteur comportemental qui résultera en une modification de cette dynamique initiale (Zanone & Kelso, 1992). Certains principes dérivés de ces études ont été appliqués au domaine de la locomotion humaine et ont permis, grâce à l'étude des transitions marche-course (Diedrich & Warren, 1995), d'évaluer la dynamique intrinsèque du système locomoteur et de mettre en avant une zone critique où le système perd en stabilité intrinsèque (VTS : vitesse de transition spontanée). Partant de ces constats, l'originalité de ce travail réside dans une possible comparaison de certains principes issus des études sur les coordinations bimanuelles à l'apprentissage moteur d'une habileté locomotrice.

Influence de la dynamique intrinsèque initiale

Lors de nos deux premières études, les participants se sont (auto-) imposés des contraintes biomécaniques pour réaliser la technique de la marche sportive. La nature des contraintes était directement liée à la réalisation de certaines caractéristiques quantitatives

(i.e., amplitudes articulaires) du mouvement. Dans ces conditions, il est possible de s'attendre à des adaptations quantitatives (i.e., paramétriques) rapides par rapport à la marche normale qui appartient à la dynamique intrinsèque initiale. Cependant et d'une façon assez inattendu, les débutants réussissent à adopter rapidement un comportement qualitativement différent d'une part en comparaison à celui de la marche normale à la vitesse de transition spontanée (Étude 1) et d'une autre part à travers les 4 séances de pratique (Études 1 et 2). Nous observons l'apparition et la stabilisation rapide d'une nouvelle coordination intra-segmentaire pied-cuisse (i.e., phase relative) et l'adoption d'une nouvelle organisation spatio-temporelle des membres inférieurs (i.e., rapport fréquence-amplitude des foulées). Cela suggère que les participants réussissent, dans une certaine mesure, à surmonter rapidement l'attraction initiale vers une coordination appartenant au pattern de la marche naturelle. Selon certaines prédictions du modèle dynamique de l'apprentissage de coopération-compétition (Schoner, 1990; Schoner, Zanone, & Kelso, 1992; Zanone & Kelso, 1992), la rapidité de ce processus pourrait signifier un faible degré de compétition entre l'attracteur pré-existant et les coordinations qu'impliquerait la tâche à apprendre. Cela va dans le sens de l'existence d'une sorte de coopération entre les coordinations de la marche normale et les coordinations qu'impliquerait la marche athlétique.

Même si la détermination du degré de compétition entre des comportements impliquant l'ensemble des segments corporels semble difficile à établir, ce modèle prédit que la compétition est plus importante si : (1) la stabilité des attracteurs préexistants est importante, (2) la distance entre le pattern requis et les attracteurs préexistants est grande et (3) la densité de la dynamique intrinsèque définie par le nombre d'attracteurs existants est faible. Ainsi, une première explication envisageable concernant la rapidité de ce processus porterait sur la stabilité intrinsèque « réduite » du pattern de la marche normale aux vitesses de pratique (\geq VTS) qui se situent au-delà de la vitesse critique de transition où la marche normale ne se comporte plus comme un attracteur (Diedrich & Warren, 1995). Une deuxième explication serait la « proximité » entre une grande partie des coordinations nécessaires à la réalisation de la marche athlétique et celles de la marche naturelle. Toutefois, une limite de l'interprétation actuelle est de ne pas disposer de données sur les coordinations expertes en marche athlétique qui permettent de situer les similitudes et les différences avec les coordinations de la marche normale. De plus, il aurait été intéressant de comparer la stabilité des coordinations spécifiques à notre tâche, qui augmente significativement avec la pratique

(i.e., variabilité de la phase relative pied-cuisse ou genou-cuisse), par rapport à celles de la marche normale aux vitesses où cette dernière perd en stabilité.

Effet de l'apprentissage sur la dynamique intrinsèque initiale du système locomoteur

Nous avons réalisé un test de transition marche-course avant et après les séances d'apprentissage (Études 1 et 3). Ce test nous a permis d'évaluer les vitesses auxquelles la marche et la course se comportaient initialement comme des attracteurs et de tester le poids de l'apprentissage sur cette dynamique initiale. Nous observons que la majorité des participants de l'Étude 1 adoptent spontanément la marche athlétique entre la marche et la course au test de transition post-apprentissage (Étude 3). Ainsi, la marche athlétique se comporterait comme un pattern préférentiel remplaçant la course aux vitesses faibles autour de la transition. Il semblerait que l'apprentissage de la marche athlétique module la dynamique intrinsèque du système locomoteur modifiant les patterns préférentiels autour de la zone critique de transition.

Bien que nous n'ayons pas réalisé un test de rétention, il est possible de considérer que le test de transition réalisé en moyenne une semaine après l'apprentissage, révèle une persistance du mode de locomotion appris. Au test de transition post-apprentissage, nous retrouvons la persistance de certaines caractéristiques spécifiques à la marche athlétique, qui évoluent significativement avec l'apprentissage (i.e., amplitude du déplacement vertical du haut du corps résultant de l'organisation globale des segments corporels / rapport fréquence-amplitude des foulées attestant d'une organisation spatio-temporelle spécifique dans la coordination inter-segmentaire). Selon Segers et al. (2006), le rapport fréquence-amplitude de foulées peut-être considéré comme un paramètre d'ordre définissant l'état du système (Segers et al., 2006), appuyant notre hypothèse que la marche athlétique s'est comportée comme un nouveau pattern préférentiel entre la marche normale et la course. Toutefois, une des limites principale de cette interprétation est que nous n'ayons pas analysé la persistance de l'ensemble des trois coordinations qui démontrent un changement significatif avec l'apprentissage (i.e., phases relatives pied-cuisse, genou-cuisse, bassin-thorax). Nous avons plutôt analysé une coordination (i.e., phase relative cheville-cuisse), considérée dans la littérature comme un paramètre d'ordre séparant les patterns de marche et de course (Diedrich & Warren, 1995). Ainsi, dans la perspective d'une future analyse, il serait intéressant de tester la persistance de ces coordinations et leur stabilité afin de comprendre l'influence du degré de

compétition initial sur la persistance des différentes coordinations impliquées dans l'apprentissage d'une habileté globale.

Selon Li, Haddad et Hamill (2005), dans le cadre de la locomotion humaine, une diminution de la variabilité n'est pas toujours synonyme d'une augmentation de la stabilité. De cette façon, ces auteurs développent une méthode intéressante qui évalue la stabilité du pattern de la marche en fonction du temps que met l'angle du genou à récupérer son pattern initial suite à une perturbation visuelle. Cette perturbation est induite par le déclenchement mécanique du déplacement d'un panneau (90 × 60 cm), situé initialement à une distance 50 cm et se dirigeant vers les participants. Ces derniers avaient pour instruction de maintenir cette distance constante. Le temps qui sépare le déclenchement du mouvement du panneau et la récupération du pattern initial du genou est évalué par des coefficients de cross-corrélation, établis sur la base de comparaisons entre chaque cycle du genou modifié après la perturbation et un cycle moyen de référence, normalisés dans le temps. Dans le cadre de nos études, cette méthode pourrait être intéressante afin de comprendre l'évolution de la stabilité du pattern de marche athlétique avec la pratique à différentes vitesses. En effet dans l'Étude 2, nous avons reproduit le même protocole proposé par ces auteurs, lors d'un test réalisé à la première et dernière séance de pratique. Dans ces tests, les participants ont réalisé la tâche, sur des essais de 50 secondes aux trois vitesses présentées aléatoirement (VTS, VTS+0,5 km.h⁻¹ et VTS+1 km.h⁻¹) où le panneau se déclenchait à des moments différents. Toutefois, nous n'avons pas présenté l'analyse de ces données dans ce manuscrit, à cause de la lourdeur du traitement et donc du temps à y accorder. Ainsi, l'analyse de ces tests nous permettrait d'amener des éléments de réponses à la perspective que nous proposons.

Les travaux sur les coordinations bimanuelles ont certainement offert de nouveaux outils de lecture du comportement. Pour autant, généraliser les résultats de ces études à des tâches globales ne semble pas évident, sachant que le degré de complexité de la tâche peut amener à des résultats divergeant, comme le montrent Wulf et Shea (2002).

II. Rôle de l'énergie métabolique et facteurs qui sous-tendent l'organisation du système locomoteur

Selon la théorie de l'optimisation métabolique, les êtres humains choisissent, parmi un grand nombre de possibilités d'actions, les patterns de mouvement les moins coûteux d'un point de vue métabolique (Sparrow, 1983). Ce principe a été généralisé au domaine de l'apprentissage moteur, où la réorganisation du mouvement a été étroitement liée à la réduction de la dépense énergétique (Sparrow & Newell, 1994a; Sparrow et al., 1999; Lay et al., 2002; Almasbakk et al., 2001). Toutefois ces travaux n'ont pas permis de dire : (1) si l'efficacité énergétique métabolique se comportait comme un déterminant (a priori) de l'adoption des patterns préférentiels et/ou de la réorganisation cinématique avec l'apprentissage ou (2) si l'efficacité énergétique était le résultat (a posteriori) d'un principe plus fondamental dans lequel d'autres facteurs seraient prioritairement optimisés.

Dans cette perspective, nous proposons de mieux comprendre le rôle de l'énergie métabolique dans deux situations incitant des « changements adaptatifs »⁸ dans l'organisation cinématique du système locomoteur. La première situation concerne l'apprentissage de la marche athlétique, où une réorganisation du mouvement se produit pour réaliser les spécificités de la tâche. La deuxième situation fait référence aux transitions locomotrices où la contrainte de la tâche (i.e., vitesse de déplacement) se situe au niveau d'une zone critique dans laquelle le système locomoteur réorganise son comportement pour s'adapter à la situation. Nous analysons en parallèle le rôle d'autres facteurs qui pourraient contribuer (d'une façon plus ou moins importante) à la réorganisation du système locomoteur face à ces situations. Nous nous situons dans la continuité des orientations théoriques proposées par Sparrow (2000) dans le dernier chapitre de son ouvrage 'Energetics of human activity' qui traite, en s'appuyant sur différentes approches théoriques, du rôle de l'optimisation métabolique dans l'apprentissage moteur et dans la locomotion, notamment en s'appuyant sur l'étude des déterminants des transitions marche-course.

⁸ Bien qu'il y ait une nuance entre les termes d'apprentissage et d'adaptation, nous considérons dans ce contexte l'apprentissage comme une suite de changements adaptatifs dans le mouvement qui devrait résulter en une rétention du comportement appris.

1. Lors de l'apprentissage d'un mode de locomotion biomécaniquement contraint

Dépense énergétique et réorganisation du mouvement

L'Étude 1 montre une réduction significative de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et du coût énergétique (CE) entre la première et la septième séance de pratique. Ce résultat est conforme aux conclusions de plusieurs études qui ont mis en évidence une optimisation énergétique métabolique avec l'apprentissage moteur. Dans notre protocole, la réorganisation du mouvement se réalise principalement entre la première et la quatrième séance où nous observons une tendance à la baisse des valeurs de la $\dot{V}O_2$ et du CE. Ainsi, cette réduction des valeurs métaboliques commence tôt dans l'apprentissage et se réalise en parallèle avec le processus de la réorganisation du mouvement (entre la première et la quatrième séance de pratique). Afin de mieux comprendre l'existence d'un lien entre la réorganisation du mouvement et la réduction des variables métaboliques, nous avons réalisé des analyses de corrélation (*r de pearson*). Pour ce faire, nous avons choisi la variable cinématique qui se modifie le plus avec la pratique (présentant la plus grande taille d'effet, $\eta^2 = 0,79$) : *l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps (Sternum)*. Nous considérons que cette variable rend compte de la globalité de l'organisation du mouvement. D'une façon intéressante, un lien significatif a été établi à ces séances entre l'indicateur de la réorganisation global du mouvement d'une part, et la $\dot{V}O_2$ et le CE d'autre part. A ce stade, nous ne pouvons qu'émettre des hypothèses concernant le sens de la causalité entre ces deux paramètres. Ainsi, Murray et al. (1983) avaient émis l'hypothèse que l'organisation du mouvement en marche athlétique, est liée au besoin de réduire les déplacements verticaux du centre de masse pour mieux conserver l'énergie mécanique. Nous pouvons penser que la réorganisation du mouvement, dans notre étude, pourrait résulter de la recherche d'une minimisation du rendement mécanique afin de réduire la dépense métabolique totale. Toutefois, notre variable cinématique n'indique pas directement les déplacements du centre de masse. Il aurait été intéressant d'étudier, grâce à une analyse cinématique de marqueurs disposés selon le modèle « Full body », l'énergie mécanique directement liée au déplacement du centre de masse.

Nous constatons qu'entre la quatrième et la septième séance de pratique, l'amélioration de l'efficacité énergétique se réalise indépendamment d'une réorganisation macroscopique du mouvement. Ce résultat, observé dans l'étude d'Almasbakk et al. (2001) sur simulateur de ski, indique que même lorsque la réorganisation cinématique atteint un plateau, l'optimisation métabolique continue grâce à des améliorations dans la coordination neuro-musculaire (Sparrow, 1983 ; Almasbakk et al., 2001). Les résultats de notre étude semblent ainsi mettre en avant un rôle déterminant de la dépense énergétique métabolique dans le processus d'apprentissage. Dans cette perspective, nous avons cherché à mieux comprendre de quelle façon l'énergie métabolique contribue au processus de la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage.

Perception de l'effort et réorganisation du mouvement

Sparrow et Newell (1998) expliquent que ce n'est pas directement la dépense énergétique de l'homme qui influence l'organisation de son mouvement, mais plutôt sa sensibilité à cette dernière, qui résulte de l'intégration par voie de la perception, d'une multitude d'informations sensorielles. Quel rôle peut jouer la perception de l'effort dans l'apprentissage de la marche athlétique ? La différenciation de la perception de l'effort en deux composantes distinctes, centrale (PEC, cardio-vasculaire et respiratoire) et périphérique (PEP, musculaire, osseuse, tendineuse), nous a permis de mettre en avant une contribution différente de ces dernières dans le processus d'apprentissage. En effet, les résultats de la première étude, indiquent une réduction significative de la PEP, et non de la PEC, avec les séances de pratique. Il semblerait que, dans notre étude, les facteurs périphériques aient plus largement contribué que les facteurs centraux comme source d'informations sensorielles. D'une façon intéressante, nous observons des liens significatifs (*r de pearson*) entre l'indicateur de la réorganisation globale du mouvement et la PEP, et non la PEC. A notre connaissance, aucune étude n'a encore mis en évidence des corrélations significatives entre l'organisation du mouvement, le CE et la PEP dans le domaine de l'apprentissage moteur d'une habileté complexe. Néanmoins, Sparrow et al. (1999) avaient proposé que les sources périphériques d'informations sensorielles puissent guider la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage. Nous appuyons cette hypothèse et nous considérons que la perception de l'effort périphérique puisse être un facteur influençant la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage d'une habileté globale.

En conclusion, deux hypothèses peuvent être retenues quand au rôle de la dépense énergétique (Figure 61) et de la perception de l'effort périphérique dans l'apprentissage de la marche athlétique. La première postule que la perception de l'effort périphérique guide la réorganisation du mouvement dans le but d'optimiser la dépense énergétique métabolique (Figure 61, Hypothèse 1). La deuxième hypothèse indique que la perception de l'effort guide la réorganisation du mouvement dans le but d'optimiser d'autres facteurs, comme par exemple : le confort, la fluidité, la stabilité, etc (Figure 61, Hypothèse 2) et dans ce cas la réduction de la dépense énergétique serait un simple résultat. Nous soutenons la première hypothèse dans le cas de l'apprentissage de notre habileté sportive. En effet, dans le contexte de notre étude, la marche athlétique a été pratiquée à des vitesses plus élevées que celle où la marche devient plus coûteuse en énergie métabolique en comparaison à la course. Cela aurait pu pousser les participants à recherché les patterns de mouvement les plus efficaces sur le plan métabolique.

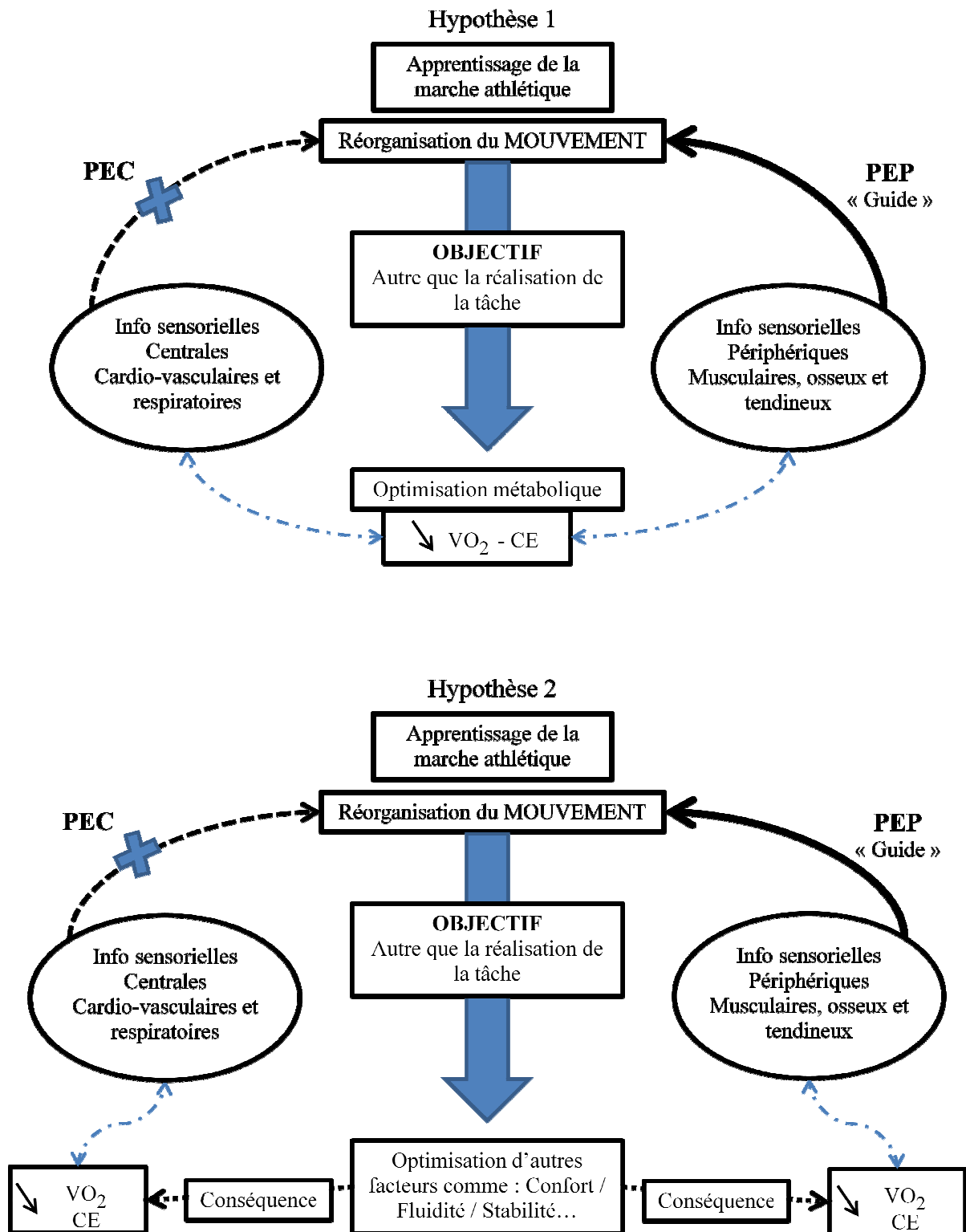


Figure 61. Modèle résumant les deux hypothèses que nous proposons sur le rôle de la dépense énergétique métabolique et la perception de l'effort périphérique lors de l'apprentissage de la marche athlétique.

2. Lors de l'adoption d'un pattern locomoteur préférentiel

Bien qu'il soit communément établi, notamment dans le domaine de la locomotion humaine, que les patterns préférentiels représentent les patterns qui occasionnent le moindre coût métabolique (Sparrow, 1983 ; Minetti, Capelli, Zamparo, di Prampero, & Saibene, 1995, par exemple), plusieurs études mettent en avant des résultats contradictoires (Hunter, Hendrix, & Dean, 2010; Holt, Jeng, RR, & Hamill, 1995; Marsh & Martin, 1997). Une façon intéressante d'analyser ce phénomène est d'étudier les déterminants ou les « déclencheurs » des transitions locomotrices. En effet, plusieurs hypothèses ont été proposées pour comprendre les facteurs qui s'optimisent lors de la transition, où le niveau de contraintes devient critique et nécessite une réorganisation du comportement moteur. Ainsi, dans cette perspective, les participants de l'Étude 3 réalisent des tests de transition avant (pré-test) et après (post-test) les séances d'apprentissage de la marche athlétique. Nous observons qu'au post-test, ils retardent la transition vers la course en adoptant la marche athlétique. De cette façon, nous avons cherché à comprendre pourquoi la marche athlétique s'est comportée comme un mode de locomotion préférentiel remplaçant la course à une gamme de vitesse autour de la transition.

Nos résultats ne semblent pas appuyer l'hypothèse d'une recherche de minimisation énergétique métabolique avec l'adoption spontanée de la marche athlétique. En effet, nous observons que le coût énergétique augmente significativement lors du passage de la marche à la marche athlétique, alors qu'aucune augmentation significative n'a été montrée lors de la transition marche-course avant l'apprentissage (qui se réalise à une vitesse non-significativement différence). De plus, les résultats indiquent que par rapport au CE du pattern de course, le pattern de marche athlétique ne présente pas d'avantage sur le plan métabolique. Ainsi, il semblerait dans le cadre de notre étude, que l'adoption de la marche athlétique ne soit pas sous-tendue par une recherche d'optimisation énergétique. Ce résultat est conforme aux conclusions de plusieurs études qui démontrent que les patterns choisis préférentiellement ne coïncident pas toujours avec le pattern métaboliquement optimal (Marsh & Martin, 1997 ; Ziv & Rotstein, 2009 ; Hunter et al., 2010 ; Merritt et al., 2012). Patla et Sparrow (2000) précisent que des « objectifs multiples » sont optimisés lors de la locomotion humaine. Face à ces constats, nous proposons d'évaluer le rôle d'autres facteurs qui auraient pu être

prioritairement optimisés avec l'adoption de la marche athlétique aux vitesses faibles de course.

Avec la pratique de la marche athlétique, nous observons que les participants réussissent à réduire significativement l'amplitude du déplacement du haut du corps et à adopter un nouveau rapport entre la fréquence et l'amplitude des foulées. Dans ces conditions, nous avons analysé ces deux caractéristiques qui semblent fondamentales dans la réalisation des spécificités de la marche athlétique. L'Étude 3 montre que la transition de la marche vers la marche athlétique (post-apprentissage), comme celle de la marche vers la course (pré-apprentissage), se réalise avec une augmentation significative de la fréquence d'oscillation des membres inférieurs. Ainsi, la marche athlétique et la course partagent le même rapport fréquence-amplitude de foulées à la vitesse à partir de laquelle la marche normale n'est plus préférentielle. Cela pourrait amener une explication possible à la transition marche-course, qui serait liée au critère de temporalité qui sous-tend l'existence d'un mécanisme de résonance propre aux tâches d'oscillations répétitives (e.g., rebond de balle ou rebond humain) (Schot & Decker, 1998; Dean & Kuo, 2011; Merritt, Raburn, & Dean, 2012). Toutefois, ce facteur n'explique pas pourquoi les participants adoptent préférentiellement la marche athlétique par rapport à la course. Un résultat intéressant de l'Étude 3 met en avant que le passage de la marche vers la marche athlétique et de la course vers la marche athlétique permet de réduire significativement l'amplitude du déplacement vertical du haut du corps. Cela semble aller dans le sens d'une recherche d'une efficacité mécanique. En effet Murray et al. (1983) proposent que « l'apparence non-naturelle des mouvements en marche athlétique s'explique par le besoin de réduire les déplacements verticaux du centre de masse pour mieux conserver l'énergie mécanique ». De plus, la réduction de l'amplitude des déplacements verticaux du haut du corps pourrait aussi rendre compte de la stabilité de la trajectoire de la tête qui a été proposé dans la littérature comme un facteur déterminant de la locomotion humaine (Hamill, Derrick, & Holt, 1995 ; Ratcliffe & Holt, 1997). En résumé, il semble exister des facteurs autres que métaboliques qui déclencheraient la transition et qui s'optimisent lors de l'adoption d'un pattern locomoteur préférentiel autour de la transition. Les propositions que nous avons formulées présentent une petite contribution au très large domaine d'études qui s'intéressent exclusivement aux « critères d'optimalité » dans différentes modalités d'adaptations de différents systèmes.

La question que nous avons essayé de traiter est la suivante : dans quelle mesure la recherche d'une efficacité énergétique métabolique serait un déterminant de l'organisation cinématique du système locomoteur. Nous avons proposé un rôle important au facteur métabolique dans la réorganisation du mouvement avec l'apprentissage de la marche athlétique (Hypothèse 1). Toutefois, lors des adaptations plus rapides du système locomoteur face à un niveau critique de contraintes, le facteur métabolique ne semble plus prioritaire. Dans ce type de protocole où la vitesse augmente chaque minute, la question qui se pose est si les participants peuvent percevoir assez rapidement l'augmentation de leur dépense énergétique et adoptent en conséquence la marche athlétique sur des périodes aussi courtes. Ainsi, nous pensons que dans ces conditions, la réorganisation du mouvement se réalise dans le but d'optimiser des facteurs non métaboliques qui atteignent des niveaux critiques autour de la transition (Hypothèse 2). En effet, plusieurs études indiquent une implication plus importante des facteurs périphériques (liés aux sensations d'inconfort par exemple) comparativement aux facteurs centraux (Daniels & Newell, 2003; Neptune & Sasaki, 2005; Hreljac et al., 2008). Ainsi, l'Hypothèse 2 semble mieux adapter pour expliquer l'adoption spontanée de la marche athlétique, où la transition empêcherait en conséquence l'augmentation de la dépense énergétique avec la vitesse (Raynor et al., 2002).

Une autre explication à ce phénomène réside dans la similarité entre les transitions locomotrices et les transitions retrouvées dans les systèmes non biologiques. En effet cela suggère que le déclenchement de la transition n'impliquerait pas une décision consciente du système nerveux central (Abernethy, Burgess-Limerick, Engstrom, Hanna, & Neal, 1995). C'est dans cette perspective que Hanna, Abernethy, Neal et Burgess-Limerick (2000) proposent que ce ne soit pas la perception du niveau de la dépense énergétique qui déclencherait la transition. Dans le cadre d'une future étude, il serait intéressant de tester après un protocole d'apprentissage, le rôle de la perception de l'effort différenciée dans l'adoption spontanée de la marche athlétique lors des transitions locomotrices. Enfin, pour conclure, nous pouvons nous demander dans quelle mesure nos participants ont été influencés par l'acquisition de ce nouveau mode de locomotion et ont voulu la « mettre en pratique » au test de transition, sans se soucier des réponses métaboliques.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

Abernethy, B., Burgess-Limerick, R. J., Engstrom, C., Hanna, A., & Neal, R. J. (1995). Temporal coordination of human gait. In D.J.Glencross & J. P. Piek (Eds.), *Motor Control and sensory-motor intergration: issues and direction* (pp. 171-198). Amsterdam: North-Holland Elsevier.

Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev.*, *69*, 1199-1227.

Almasbakk, B., Whiting, H. T., & Helgerud, J. (2001). The efficient learner. *Biological Cybernetics*, *84*, 75-83.

Astrand, P. O. & Rodahl, K. (1980). *Précis de physiologie de l'exercice musculaire*. (Traduit de J.R. Lacour (2ème édition) ed.) Paris: Editions Masson.

Bardy, B. G. (2006). Perception et régulation du mouvement humain : plaidoyer pour une biologie physique. *J.Soc.Biol.*, *200*, 135-143.

Bartlett, J. L. & Kram, R. (2008). Changing the demand on specific muscle groups affects the walk-run transition speed. *J.Exp.Biol.*, *211*, 1288.

Beaupied, H., Multon, F., & Delamarche, P. (2003). Does training have consequences for the walk-run transition speed? *Hum.Mov Sci.*, *22*, 1-12.

Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. London: Pergamon.

Beuter, A. & Lalonde, F. (1989). Analysis of a phase transition in human locomotion using singularity theory. *Neuroscience Research Communications*, *3*, 127-132.

Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. (vols. 1) Champaign, USA: Human Kinetics.

Borg, G., Hassmen, P., & Lagerstrom, M. (1987). Perceived exertion related to heart rate and blood lactate during arm and leg exercise. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol*, *56*, 679-685.

Borg, G. A. V. (1970). Perceived Exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medecine*, *2*, 92-98.

Borg, G. A. V. (1973). Perceived exertion: A note on "history" and methods. *Medecine and Science in Sports*, *5*, 90-93.

Borg, G. A. V., Ljunggren, G., & Ceci, R. (1985). The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *54*, 343-349.

Références bibliographiques

- Bramble, D. M. & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432, 345-352.
- Brener, J. & Mitchell, S. (1989). Changes in energy expenditure and work during response acquisition in rats. *J Exp.Psychol.Anim Behav.Process*, 15, 166-175.
- Brisswalter, J. & Hausswirth, C. (2003). *Energie et performance physique et sportive*. Paris: Armand Colin.
- Brisswalter, J. & Legros, P. (1992). Comparaison du coût énergétique dans une population de coureurs de moyennes et de longues distances. *Science et Sports*, 7, 43-50.
- Brisswalter, J. & Mottet, D. (1996). Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running. *Can.J.Appl.Physiol*, 21, 471-480.
- Broderick, M. P. & Newell, K. M. (1999). Coordination Patterns in Ball Bouncing as a Function of Skill. *J.Mot.Behav.*, 31, 165-188.
- Caillou, N., Delignieres, D., Nourrit, D., Deschamps, T., & Lauriot, B. (2002). Overcoming spontaneous patterns of coordination during the acquisition of a complex balancing task. *Canadian Journal of Experimental Psychology*, 56, 283-293.
- Cairns, M. A., Burdett, R. G., Pisciotta, J. C., & Simon, S. R. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. *Medecine & Science in Sports & Exercise*, 18, 446-453.
- Cavagna, G. A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc.Sport Sci.Rev.*, 5, 89-129.
- Cavagna, G. A. & Franzetti, P. (1981). Mechanics of competition walking. *J.Physiol*, 315, 243-251.
- Cavanagh, P. R. & Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci.Sports Exerc.*, 14, 30-35.
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C., & Koh, M. (2008). Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. *Acta Psychologica*, 127, 163-176.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd ed.)*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum associates.
- Daniels, G. L. & Newell, K. M. (2003). Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion. *Biol.Psychol.*, 63, 163-178.

De Smet, K., Segers, V., Lenoir, M., & De Clercq (2009). Spatiotemporal characteristics of spontaneous overground walk-to-run transition. *Gait Posture*, 29, 54-58.

Dean, J. C. & Kuo, A. D. (2011). Energetic costs of producing muscle work and force in a cyclical human bouncing task. *Journal of Applied Physiology*, 110, 873-880.

Delignieres, D. (2004). L'approche dynamique du comportement moteur. In J.La Rue & H. Ripoll (Eds.), *Manuel de Psychologie du Sport, tome 1* (pp. 65-80). Paris: Editions Revue EPS.

Delignieres, D., Nourrit, D., Sioud, R., Leroyer, P., Zattara, M., & Micallef, J. P. (1998). Preferred coordination modes in the first step of the learning of a complex gymnastics skill. *Human Movement Science*, 17, 221-241.

Demura, S. & Nagasawa, Y. (2003). Relations between perceptual and physiological response during incremental exercise followed by an extended bout of submaximal exercise on a cycle ergometer. *Percept.Mot.Skills*, 96, 653-663.

di Prampero, P. E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports medicine*, 7, 55-72.

Diedrich, F. J. & Warren, W. H., Jr. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human perception and Performance*, 21, 183-202.

Diedrich, F. J. & Warren, W. H., Jr. (1998). The dynamics of gait transitions: effect of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30, 60-78.

Durand, G., Goudal, C., Mercier, J., Le Gallais, D., & Micallef, J. P. (1994). Energy correlate of gait change according to locomotion speed. *Journal of Human Movement Studies*, 26, 187-203.

Durand, M., Geoffroi, V., Varray, A., & Prefault, C. (1994). Study of the energy correlates in the learning of a complex self-paced cyclical skill. *Human Movement Science*, 13, 785-799.

Ebbeling, C. J., Hamill, J., & Crusemeyer, J. A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 19, 190-196.

Eston, R. G. & Williams, J. G. (1988). Reliability of ratings of perceived effort regulation of exercise intensity. *Br.J Sports Med*, 22, 153-155.

Farley, C. T. & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc.Sport Sci.Rev.*, 26, 253-285.

Farley, C. T. & Taylor, C. R. (1991). A mechanical trigger for the trot-gallop transition in horses. *Science*, 253, 306-308.

Faulkner, J. & Eston, R. (2007). Overall and peripheral ratings of perceived exertion during a graded exercise test to volitional exhaustion in individuals of high and low fitness. *Eur.J Appl.Physiol*, 101, 613-620.

Fenton, R. M. (1984). Race walking ground reaction forces. In J.Terauds, K. Barthels, E. Kreighbaum, R. Mann, & J. Crakes (Eds.), *Sports Biomechanics* (pp. 61-70). Del Mar, CA: Academic Publishers.

Flandrois, R. (1992). Le métabolisme aérobie à l'exercice musculaire. In J.-R. Lacour (Coord.) *Biologie de l'exercice musculaire* (pp. 1-21). Paris: Masson.

Fougeron, B., Brisswalter, J., Goubault, C., & Legros, P. (1998). Le coût énergétique de la marche athlétique: évolution en fonction de la vitesse de déplacement. *Science & Sports*, 13, 87-89.

Ganley, K. J., Stock, A., Herman, R. M., Santello, M., & Willis, W. T. (2011). Fuel oxidation at the walk-to-run-transition in humans. *Metabolism*, 60, 609-616.

Garcin, M., Vautier, J. F., Vandewalle, H., Wolff, M., & Monod, H. (1998). Ratings of perceived exertion (RPE) during cycling exercises at constant power output. *Ergonomics*, 41, 1500-1509.

GESELL, A. (1929). Maturation and infant behavior pattern. *Psychological Review*, 36, 307-319.

GESELL, A. (1946). The ontogenesis of infant behavior. In L.Carmichael (Ed.), *Manual of child psychology* (pp. 295-331). New York: Wiley.

Getchell, N. & Whittall, J. (2004). Transitions To and From Asymmetrical Gait Patterns. *Journal of Motor Behavior*, 36, 13-27.

Green, H. J., Cadefau, J., Cusso, R., Ball-Burnett, M., & Jamieson, G. (1995). Metabolic adaptations to short-term training are expressed early in submaximal exercise. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 73, 474-482.

Greiwe, J. S. & Kohrt, W. M. (2000). Energy expenditure during walking and jogging. *J Sports Med Phys.Fitness*, 40, 297-302.

Grillner, S., Halbertsma, J., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1979). The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Res.*, 165, 177-182.

Références bibliographiques

Hagberg, J. M. & Coyle, E. F. (1984). Physiologic comparison of competitive racewalking and running. *International Journal of Sports medicine*, 5, 74-77.

Haken, H. (1977). *Introduction to Synergetics*. Berlin: Springer.

Haken, H. (1983). *Advanced Synergetics*. Berlin: Springer.

Haken, H. (1996). *Principles of Brain Functioning*. Berlin: Springer.

Haken, H., Kelso, J. A., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biol.Cybern.*, 51, 347-356.

Hamill, J., Derrick, T. R., & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, 14, 45-60.

Hampson, D. B., St Clair, G. A., Lambert, M. I., & Noakes, T. D. (2001). The influence of sensory cues on the perception of exertion during exercise and central regulation of exercise performance. *Sports Med*, 31, 935-952.

Hanna, A., Abernethy, B., Neal, R. J., & Burgess-Limerick, R. J. (2000). Triggers for the transition between human walking and running. In W.A.Sparrow (Ed.), *Energetics of Human Activity* (pp. 124-164). Champaign, IL: Human Kinetics.

Hetzler, R. K., Seip, R. L., Boutcher, S. H., Pierce, E., Snead, D., & Weltman, A. (1991). Effect of exercise modality on ratings of perceived exertion at various lactate concentrations. *Med Sci.Sports Exerc.*, 23, 88-92.

Heugas, A. M. & Deschamps, T. (2006). Dynamics of competitive race walkers gaits: hypothesis of concomitant energetic cost. *World Congress of Sport Medecine*, Beijing, China.

Ref Type: Personal Communication

Higgins, J. R. (1977). *Human Movement: An Integrated Approach*. Saint Louis, MO: C.V. Mosby.

Holt, K. J., Jeng, S. F., RR, R. R., & Hamill, J. (1995). Energetic Cost and Stability During Human Walking at the Preferred Stride Velocity. *J Mot.Behav.*, 27, 164-178.

Hong, S. L. & Newell, K. M. (2006). Change in the organization of degrees of freedom with learning. *Journal of Motor Behavior*, 38, 88-100.

Hoyt, D. F. & Taylor, C. R. (1981). Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature*, 292, 239-240.

Hreljac, A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Med Sci.Sports Exerc.*, 25, 1158-1162.

Hreljac, A. (1995a). Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors. *J Biomech.*, 28, 669-677.

Hreljac, A. (1995b). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, 14, 205-216.

Hreljac, A., Arata, A., Ferber, R., Mercer, J. A., & Row, B. S. (2001). An electromyographical analysis of the role of dorsiflexors on the gait transition during human locomotion. *Journal of applied biomechanics*, 17, 287-296.

Hreljac, A., Imamura, R., Escamilla, R. F., & Edwards, W. B. (2007). Effects of changing protocol, grade, and direction on the preferred gait transition speed during human locomotion. *Gait.Posture.*, 25, 419-424.

Hreljac, A., Imamura, R. T., Escamilla, R. F., Edwards, W. B., & MacLeod, T. (2008). The relationship between joint kinetic factors and the walk-run gait transition speed during human locomotion. *J Appl.Biomech.*, 24, 149-157.

Hull, C. L. (1943). *Principles of behavior*. New York: Appleton-Century.

Hunter, L. C., Hendrix, E. C., & Dean, J. C. (2010). The cost of walking downhill: is the preferred gait energetically optimal? *Journal of Biomechanics*, 43, 1910-1915.

Jones, B. H., Toner, M. M., Daniels, W. L., & Knapik, J. J. (1984). The energy cost and heart-rate response of trained and untrained subjects walking and running in shoes and boots. *Ergonomics*, 27, 895-902.

Jordan, K., Challis, J. H., Cusumano, J. P., & Newell, K. M. (2009). Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. *Hum.Mov Sci.*, 28, 113-128.

Kaneko, M. (1990). Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. *J Biomech.*, 23 Suppl 1, 57-63.

Kelso, J. A. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *Am.J Physiol*, 246, R1000-R1004.

Kelso, J. A. & Fuchs, A. (1995). Self-organizing dynamics of the human brain: Critical instabilities and Sil'nikov chaos. *Chaos.*, 5, 64-69.

Kelso, J. A., Holt, K. G., Rubin, P., & Kugler, P. N. (1981). Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: theory and data. *J Mot.Behav.*, 13, 226-261.

Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, 22, 47-66.

Kram, R., Domingo, A., & Ferris, D. P. (1997). Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *J Exp.Biol.*, 200, 821-826.

Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. Theoretical lines of convergence. In G.E.Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in motor behavior* (pp. 3-47). Amsterdam: North-Holland.

Kugler, P. N. & Turvey, M. T. (1987). *Information, natural laws, and the self-assembly of rhythmic movements*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.

Lay, B. S., Sparrow, W. A., Hughes, K. M., & O'Dwyer, N. J. (2002). Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science*, 21, 807-830.

Li, L. (2000). Stability landscapes of walking and running near gait transition speed. *Journal of applied biomechanics*, 16, 428-435.

Li, L., Haddad, J. M., & Hamill, J. (2005). Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Hum.Mov Sci.*, 24, 257-267.

Li, L. & Hamill, J. (2002). Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition. *Res.Q.Exerc.Sport*, 73, 229-237.

Malcolm, P., Fiers, P., Segers, V., Van, C., I, Lenoir, M., & De, C. D. (2009). Experimental study on the role of the ankle push off in the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot-exoskeleton. *Gait Posture*, 30, 322-327.

Malcolm, P., Segers, V., Van Caekenberghe, I., & De Clercq, D. (2009). Experimental study of the influence of the m. tibialis anterior on the walk-to-run transition by means of a powered ankle-foot exoskeleton. *Gait & Posture*, 29, 6-10.

Margaria, R. (1976). *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise*. Oxford, UK: Oxford University Press.

Margaria, R., Cerretelli, P., AGHEMO, P., & SASSI, G. (1963). Energy cost of running. *J Appl.Physiol*, 18, 367-370.

Marsh, A. P. & Martin, P. E. (1997). Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medecine & Science in Sports & Exercise*, 29, 1225-1232.

McDonald, P. V., Van Emmerik, R. E., & Newell, K. M. (1989). The effects of practice on limb kinematics in a throwing task. *J.Mot.Behav.*, 21, 245-264.

Menier, D. R. & Pugh, L. G. (1968). The relation of oxygen intake and velocity of walking and running, in competition walkers. *Journal of Physiology*, 197, 717-721.

Mercier, J., Le, G. D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J. P., & Prefaut, C. (1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol*, 69, 525-529.

Merritt, K. J., Raburn, C. E., & Dean, J. C. (2012). Adaptation of the preferred human bouncing pattern toward the metabolically optimal frequency. *Journal of Neurophysiology*, 107, 2244-2249.

Minetti, A. E. (2001a). Invariant aspects of human locomotion in different gravitational environments. *Acta Astronaut.*, 49, 191-198.

Minetti, A. E. (2001b). Walking on other planets. *Nature*, 409, 467, 469.

Minetti, A. E., Ardigo, L. P., & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiol Scand*, 150, 315-323.

Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P. E., & Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Med Sci.Sports Exerc.*, 27, 1194-1202.

Mohler, B. J., Thompson, W. B., Creem-Regehr, S. H., Pick, H. L., Jr., & Warren, W. H., Jr. (2007). Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed. *Exp.Brain Res.*, 181, 221-228.

Monteiro, W. D., Farinatti, P. T., de Oliveira, C. G., & Araujo, C. G. (2011). Variability of cardio-respiratory, electromyographic, and perceived exertion responses at the walk-run transition in a sample of young men controlled for anthropometric and fitness characteristics. *Eur.J Appl.Physiol*, 111, 1017-1026.

Références bibliographiques

Murray, P., Guten, G. N., Mollinger, L. A., & Gardner, G. M. (1983). Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *The American Journal of Sports Medicine*, *11*, 68-74.

Myles, W. S. & Maclean, D. (1986). A comparison of response and production protocols for assessing perceived exertion. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol*, *55*, 585-587.

Neptune, R. R. & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *J.Exp.Biol.*, *208*, 799-808.

Newell, K. M. (1985). Coordination, control and skill. In R.B.Wilberg & I. M. Franks (Eds.), *Differing perspectives in motor learning, memory, and control* (pp. 295-317). Amsterdam: North-Holland.

Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M.G.Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: aspects of coordination and control* (pp. 341-360). Dordrecht: Nijhof.

Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, *42*, 213-237.

Newell, K. M. & Vaillancourt, D. E. (2001). Dimensional change in motor learning. *Human Movement Science*, *20*, 695-715.

Newell, K. M. & Van Emmerik, R. E. A. (1989). The acquisition of coordination: Preliminary analysis of learning to write. *Human Movement Science*, *8*, 17-32.

Newell, K. M. & Van Emmerik, R. E. A. (1990). Are Gesell's developmental principles general principles for the acquisition of coordination? In J.E.Clark & J. H. Humphrey (Eds.), *Advances in Motor Development Research* (pp. 143-164). New York: AMS Press.

Nigg, B. M., Emery, C., & Hiemstra, L. A. (2006). Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Med Sci.Sports Exerc.*, *38*, 1701-1708.

Nimbarte, A. D. & Li, L. (2011). Effect of added weights on the characteristics of vertical ground reaction force during walk-to-run gait transition. *Human Movement*, *21*, 81-87.

Noble, B. J. & Robertson, R. J. (1996). *Perceived exertion*. (vols. 1) Champaign, USA: Human Kinetics.

Nourrit, D., Delignieres, D., Caillou, N., Deschamps, T., & Lauriot, B. (2003). On discontinuities in motor learning: a longitudinal study of complex skill acquisition on a ski-simulator. *J.Mot.Behav.*, 35, 151-170.

O'Dwyer, N. J. & Neilson, P. D. (2000). Metabolic energy expenditure and accuracy in movement: Relation to levels of muscle and cardiorespiratory activation and the sense of effort. In W.A.Sparrow (Ed.), *Energetics of human activity* (pp. 1-42). Champaign, IL: Human Kinetics.

Odegard, B., Bulat, N., Savilonis, B., & Mendelson, Y. (1997). An analysis of race walking styles using a 2-dimensional mathematical knee model. In *Bioengineering Conference, proceedings of the IEEE 1997 23rd North-east*.

Owen, B. M. & Lee, D. N. (1986). Establishing a frame of reference for action. In M.G.Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (Dordrecht: Martinus Nijhoff.

Pandolf, K. B., Kamon, E., & Noble, B. J. (1978). Perceived exertion and physiological responses during negative and positive work in climbing a laddermill. *J Sports Med Phys.Fitness*, 18, 227-236.

Patla, A. E. & Sparrow, W. A. (2000). Factors that have shaped human locomotor structure and behavior: the 'Joules' in the crown. In W.A.Sparrow (Ed.), *Energetics of human activity* (pp. 43-65). Champaign, IL: Human kinetics.

Phillips, S. J. & Jensen, J. L. (1984). Kinematics of racewalking. In J.Terauds, K. Barthels, E. Kreighbaum, R. Mann, & J. Crakes (Eds.), *Sports Biomechanics* (pp. 71-80). Del Mar, CA: Academic Press.

Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1989). Head kinematic during various motor tasks in humans. *Prog.Brain Res.*, 80, 377-383.

Pozzo, T., Berthoz, A., Vitte, E., & Lefort, L. (1991). Head stabilization during locomotion. Perturbations induced by vestibular disorders. *Acta Otolaryngol.Suppl*, 481, 322-327.

Preatoni, E. (2007). *Innovative methods for the analysis of sports movements and for the longitudinal monitoring of individual motor skills*. PhD thesis, Politecnico di Milano.

Preatoni, E., La Torre, A., & Rodano, R. (2006). A biomechanical comparison between racewalking and normal walking stance phase. In *Proceedings of the ISBS Symposium*.

Prilutsky, B. I. & Gregor, R. J. (2001). Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *J Exp.Biol.*, 204, 2277-2287.

- Radin, E. L., Parker, H. G., Pugh, J. W., Steinberg, R. S., Paul, I. L., & Rose, R. M. (1973). Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J Biomech.*, *6*, 51-57.
- Ralston, H. J. (1958). Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int.Z.Angew.Physiol*, *17*, 277-283.
- Ratcliffe, R. J. & Holt, K. G. (1997). Low frequency shock absorption in human walking. *Gait & Posture*, *5*, 93-100.
- Raynor, A. J., Yi, C. J., Abernethy, B., & Jong, Q. J. (2002). Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors? *Hum.Mov Sci.*, *21*, 785-805.
- Robertson, R. J. (1982). Central signals of perceived exertion during dynamic exercise. *Med Sci.Sports Exerc.*, *14*, 390-396.
- Rotstein, A., Inbar, O., Berginsky, T., & Meckel, Y. (2005). Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. *Med.Sci.Sports Exerc.*, *37*, 1864-1870.
- Schoner, G. (1990). A dynamic theory of coordination of discrete movement. *Biol.Cybern.*, *63*, 257-270.
- Schoner, G. & Kelso, J. A. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, *239*, 1513-1520.
- Schoner, G., Zanone, P. G., & Kelso, J. A. (1992). Learning as change of coordination dynamics: theory and experiment. *J Mot.Behav.*, *24*, 29-48.
- Schot, P. K. & Decker, M. J. (1998). The force driven harmonic oscillator model accurately predicts the preferred stride frequency for backward walking. *Human Movement Science*, *17*, 67-76.
- Segers, V., Aerts, P., Lenoir, M., & De Clercq, D. (2006). Spatiotemporal characteristics of the walk-to-run and run-to-walk transition when gradually changing speed. *Gait Posture*, *24*, 247-254.
- Segers, V., Aerts, P., Lenoir, M., & De Clercq, D. (2008). External forces during actual acceleration across transition speed. *J Appl.Biomech.*, *24*, 340-350.
- Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P., & De Clercq, D. (2007a). Influence of M. tibialis anterior fatigue on the walk-to-run and run-to-walk transition in non-steady state locomotion. *Gait Posture*, *25*, 639-647.

Références bibliographiques

Segers, V., Lenoir, M., Aerts, P., & De Clercq, D. (2007b). Kinematics of the transition between walking and running when gradually changing speed. *Gait.Posture.*, *26*, 349-361.

Seifert, L., Boulesteix, L., Chollet, D., & Vilas-Boas, J. P. (2008). Differences in spatial-temporal parameters and arm-leg coordination in butterfly stroke as a function of race pace, skill and gender. *Human Movement Science*, *27*, 96-111.

Sentija, D., Rakovac, M., & Babic, V. (2012). Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion. *Hum.Mov Sci.*, *31*, 672-682.

Shung, K., de Oliveira, C. G., & Nadal, J. (2009). Influence of shock waves and muscle activity at initial contact on walk-run transition evaluated by two models. *J Appl.Biomech.*, *25*, 175-183.

Sparrow, W. A. (1983). The efficiency of skilled performance. *Journal of Motor Behavior*, *15*, 237-261.

Sparrow, W. A. (2000). Epilogue. In W.A.Sparrow (Ed.), *Energetics of human activity* (pp. 286-296). Champaign, IL: Human Kinetics.

Sparrow, W. A., Hughes, K. M., Russel, A. P., & Le Rossignol, P. F. (2000). Movement economy, preferred modes, and pacing. In W.A.Sparrow (Ed.), *Energetics of human activity* (pp. 96-123). Champaign, IL: Human Kinetics.

Sparrow, W. A., Hughes, K. M., Russell, A. P., & Le Rossignol, P. F. (1999). Effects of practice and preferred rate on perceived exertion, metabolic variables and movement control. *Human Movement Science*, *18*, 137-153.

Sparrow, W. A. & Newell, K. M. (1994a). Energy expenditure and motor performance relationships in humans learning a motor task. *Psychophysiology*, *31*, 338-346.

Sparrow, W. A. & Newell, K. M. (1994b). The coordination and control of human creeping with increases in speed. *Behav.Brain Res.*, *63*, 151-158.

Sparrow, W. A. & Newell, K. M. (1998). Metabolic energy expenditure and the regulation of movement economy. *Psychonomic Bulletin and Review*, *5*, 173-196.

Steenbergen, B., Marteniuk, R. G., & Kalbfleisch, L. E. (1995). Achieving Coordination in Prehension: Joint Freezing and Postural Contributions. *Journal of Motor Behavior*, *27*, 333-348.

Temprado, J. J., Della-Grasta, M., Farrell, M., & Laurent, M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *Human Movement Science*, *16*, 653-676.

Teulier, C. & Delignieres, D. (2007). The nature of the transition between novice and skilled coordination during learning to swing. *Human Movement Science*, 26, 376-392.

Teulier, C., Nourrit, D., & Delignieres, D. (2006). The evolution of oscillatory behavior during learning on a ski simulator. *Res.Q.Exerc.Sport*, 77, 464-475.

Teulier, C. & Nourrit-Lucas, D. (2008). L'évolution des coordinations lors de l'apprentissage d'habiletés motrices complexes. *Science et Motricité*, 64, 35-47.

Thorstensson, A. & Roberthson, H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiol Scand.*, 131, 211-214.

Tolman, E. C. (1932). *Purposive behavior in animals and men*. New York: Century.

Turvey, M. T., Holt, K. G., Lafiandra, M. E., & Fonseca, S. T. (1999). Can the transitions to and from running and the metabolic cost of running be determined from the kinetic energy of running? *J Mot.Behav.*, 31, 265-278.

Turvey, M. T., Shaw, R. E., & Mace, W. (1978). Issues in the theory of action: degrees of freedom, coordinative structures and coalitions. In *Attention and Performance (VII)* (Hillsdale, N.J.: Lawrence Erlbaum Associates.

Umberger, B. R. & Martin, P. E. (2007). Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *J Exp.Biol.*, 210, 3255-3265.

Van Caekenberghe, I., Segers, V., De Smet, K., Aerts, P., & De Clercq, D. (2010). Influence of treadmill acceleration on actual walk-to-run transition. *Gait & Posture*, 31, 52-56.

Vaughan, C. L. & O'Malley, M. J. (2005). Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. *Gait Posture*, 21, 350-362.

Vereijken, B., Van Emmerik, R. E. A., Bongaardt, R., Beek, W. J., & Newell, K. M. (1997). Changing coordinative structures in complex skill acquisition. *Human Movement Science*, 16, 823-844.

Vereijken, B., Van Emmerik, R. E. A., & Whiting, H. T. A. (1992). A dynamical systems approach to skill acquisition. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 45, 323-344.

Vereijken, B., Whiting, H. T. A., Newell, K. M., & Van Emmerik, R. E. A. (1992). Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior*, 24, 133-142.

Références bibliographiques

Voloshin, A. & Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J Biomech.*, 15, 21-27.

Westerfield, G. A. (2007). The use of biomechanics in the judging of race walking. In.

Williams, A. M., Davids, K., & Williams, J. G. (1999). *Visual perception and action in sport* . London : E&FN Spon.

Wulf, G. & Shea, C. H. (2002). Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. *Psychon.Bull.Rev.*, 9, 185-211.

Zanone, P. G. & Kelso, J. A. (1992). Evolution of behavioral attractors with learning: nonequilibrium phase transitions. *J.Exp.Psychol.Hum.Percept.Perform.*, 18, 403-421.

Zarrugh, M. Y., Todd, F. N., & Ralston, H. J. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur.J Appl.Physiol Occup.Physiol*, 33, 293-306.

Ziv, G. & Rotstein, A. (2009). Physiological characteristics of the preferred transition speed in racewalkers. *Med.Sci.Sports Exerc.*, 41, 797-804.

Index des figures

Figure 1. Tâche de coordination bimanuelle de Kelso et al. (1981), représentant la coordination en phase (A) et en antiphase (B).	9
Figure 2. Représentation schématique de la fonction potentielle décrivant le paysage d'attracteur. (D'après Delignières, 2004).	10
Figure 3. Représentation schématique du paysage d'attracteurs (dynamique intrinsèque) avant (A) et après (B) l'apprentissage. (D'après Zanone et Kelso, 1992).	11
Figure 4. Emergence d'une coordination sous l'influence des diverses contraintes (Newell, 1986). ..	13
Figure 5. Résultats de l'étude de Newell et Van Emmerik (1989) sur la tâche d'écriture sur un tableau noir.	17
Figure 6. Le simulateur de ski (d'après Vereijken et al., 1992).	17
Figure 7. Illustration de la tâche de service au Volleyball et emplacement des marqueurs. (D'après temprado et al., 1997).	19
Figure 8. Diagrammes angle-angle (moyenne) pour les 4 participants montrant les relations genou-bassin et genou-cheville pendant une frappe au football, à la 1 ^{ère} et à la 12 ^{ème} session. (D'après Chow, Davids, Button, & Koh, 2008).	22
Figure 9. Le stabilomètre (d'après Caillou et al., 2002)	24
Figure 10. Cadre de référence des contraintes de Newell (1986) revisité par Sparrow & Newell (1998) prenant en compte les notions de dépense énergétique et de coordination motrice et contrôle (adapté de Sparrow & Newell, 1998).	30
Figure 11. L'effet de l'adoption de plusieurs fréquences sur l'efficacité et le volume d'air inspiré dans (a) une tâche de pédalage sur vélo ergomètre, (b) une tâche de pompe sur ergomètre et (c) une tâche qui consistait à faire le 'step-test de Harvard'. (Adapté de Salvendy, 1972).	31
Figure 12. Résultats de l'étude d'Almasbakk et al. (2001) sur l'évolution avec la pratique des variables d'amplitude et de fréquence d'oscillation et de décalage de phase à la fréquence d'oscillation préférentielle, et de l'efficacité à une charge de travail de 250 J (adapté de Almasbakk et al., 2001).	34
Figure 13. Échelle d'évaluation subjective de l'effort perçu de Borg (1970)	36
Figure 14. Représentation schématique du règlement de la marche athlétique.	41
Figure 15. Technique de la marche athlétique lors d'un cycle locomoteur entier (a) et les étapes principales de la phase d'appui (b). (D'après Preatoni, 2007)	42
Figure 16. Durées moyennes des phases d'appui et d'oscillation de 10 marcheurs athlétiques lors de 4 conditions de locomotion, exprimées en pourcentage de la durée d'un cycle entier d'une jambe (D'après Cairns et al., 1986).	44
Figure 17. Valeurs d'extension et de flexion moyennes des déplacements angulaires de la hanche, cheville et genou lors de la marche rapide d'un groupe non expert en marche athlétique et lors de la marche athlétique de deux sujets experts. (D'après Murray et al., 1983).	45
Figure 18. Déplacement vertical du cou et du centre de gravité du corps lors du double appui et de l'oscillation de la jambe en marche normale à vitesse choisie et en marche athlétique (D'après Murray et al., 1983).	46

Figure 19. Mouvement typique du bassin dans le plan frontal lors de la marche athlétique (D'après Murray et al., 1983).....	47
Figure 20. Signaux EMG rectifiés (haut) et bruts (bas) des groupes musculaires des membres inférieurs (haut), supérieurs et du tronc (bas) lors de deux cycles consécutifs de marche rapide et de marche athlétique. (D'après Murray et al., 1983).....	48
Figure 21. (A)Déplacement vertical du centre de gravité moyen de 8 participants lors d'un pas en fonction de la vitesse de déplacement pour la marche athlétique (trait plein) et la marche normale (pointillé, d'après Cavagna et al., 1976). (B) Variations de l'énergie mécanique du centre de masse lors d'un pas de marche athlétique à différentes vitesses. (D'après Cavagna & Franzetti, 1981).	50
Figure 22. Le pourcentage de récupération de l'énergie mécanique par le processus de conversion entre les énergies cinétique et potentielle en fonction de la vitesse de déplacement en marche athlétique (trait plein) et en marche normale (pointillé). (D'après Cavagna & Franzetti, 1981).	51
Figure 23. Dépense énergétique lors de la marche, de la marche athlétique et de la course pour un homme de 70 kg en fonction de la vitesse. Adapté de Flandrois (1992).....	52
Figure 24. Variation du coût énergétique en fonction de l'intensité relative chez des athlètes spécialistes de marche athlétique et de marathons selon des valeurs relevées chez des marathonniens par Brisswalter et Legros (1992). (D'après Fougeron et al., 1998).	53
Figure 25. Représentation schématique de la fonction potentielle $V(x)$ pour la transition marche-course.....	61
Figure 26. Représentation des phases relatives (degrés) des segments inférieurs (cheville hanche et cheville-genou) lors d'un essai de transition marche-course. (D'après Diedrich et Warren, 1995).	62
Figure 27. Représentation schématique du phénomène d'hystérèse pour les transitions marche-course. (D'après Delignières, 2004).....	63
Figure 28. Illustration des critères qui permettent à une variable d'être considéré comme un déclencheur de la transition marche-course.	66
Figure 29. Coût énergétique des locomotions chez l'Homme et chez le cheval. Adaptée de Hoyt et Taylor, 1981 et de Bramble et Lieberman (2004).	67
Figure 30. Simulateur de gravité réduite. (D'après Kram, Domingo, & Ferris, 1997).....	69
Figure 31. Résultats de Daniels et Newell (2003), qui indiquent les scores de la perception d'effort centrale et périphérique lors d'un test de transition réalisé pour deux des conditions dans une situation de double tâche, où les participants devaient résoudre un problème mathématique facile ou difficile.....	72
Figure 32. Vue de face (gauche) et vue latérale (droite) de la disposition des marqueurs	88
Figure 33. Représentation d'un participant équipé de l'analyseur de gaz, du cardio-fréquencemètre et des marqueurs réfléchissants	89
Figure 34. Représentation schématique décrivant les 3 phases de la procédure expérimentale.....	90
Figure 35. Représentation des déplacements angulaires étudiés.	96
Figure 36. Calcul de la phase relative discrète de la cheville par rapport au genou par la méthode d'estimation ponctuelle.	98

Figure 37. Représentation graphique des variables globales de la locomotion qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1).....	104
Figure 38. Représentation graphique des déplacements angulaires qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1).....	105
Figure 39. Représentation graphique des phases relatives qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1).....	106
Figure 40. Représentation graphique des variables physiologiques et de perception de l’effort qui ont démontré un effet principal significatif de la pratique (ANOVA 1).....	107
Figure 41. Représentation graphique des variables qui ont démontré un effet principal significatif de la 2 ^{ème} moitié des séances de pratique (ANOVA 2).....	108
Figure 42. Représentation schématique décrivant les 2 étapes de la procédure expérimentale.	119
Figure 43. Représentation des déplacements angulaires étudiés.	122
Figure 44. Représentation schématique des variables démontrant un effet principal significatif de la pratique et de la vitesse.	129
Figure 45. Représentation schématique des variables démontrant un effet d’interaction significatif entre les facteurs pratique et vitesse.....	130
Figure 46. Représentation graphique de l’angle articulaire du genou lors des 3 modes de locomotion : marche, marche athlétique et course.....	140
Figure 47. Illustration de la technique utilisée pour calculer la valeur minimale de l’angle du genou au cours de la petite flexion et déterminer ainsi le cycle de transition entre la marche et la course.....	141
Figure 48. Histogrammes indiquant le pourcentage de l’adoption d’un mode de locomotion en fonction de la vitesse pour les 2 conditions d’évolution de la vitesse lors des pré- et post-tests. ...	145
Figure 49. VTS moyennes des 6 participants ayant adopté la marche athlétique..	147
Figure 50. Consommation d’oxygène (VO_2) des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test).....	148
Figure 51. Coût énergétique (CE) des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test).	149
Figure 52. Coût énergétique (CE) et consommation d’oxygène (VO_2) lors des 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test) pour les paliers de vitesse inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS.....	151
Figure 53. FC des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test).....	152
Figure 54. (a) Fréquence des foulées, (b) phase relative entre la cheville et le genou et (c) amplitude du déplacement vertical du sternum des paliers de vitesses inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS, pour les 3 types de transition $M \leftrightarrow C$ (pré-test), $M \leftrightarrow MA$ et $MA \leftrightarrow C$ (post-test).....	155

Figure 55. Fréquence de foulées, phase relative entre la flexion dorsale maximale de la cheville et la flexion maximale du genou (ϕ cheville / genou) et déplacement vertical du sternum (Sternum axe Z) lors des 3 types de transition (A) $M \leftrightarrow C$ (pré-test), (B) $M \leftrightarrow MA$ et (C) $MA \leftrightarrow C$ (post-test) pour les paliers de vitesse inférieure (VTS-1) et supérieure (VTS+1) à la VTS.....	156
Figure 56. Représentation graphique de l'évolution des valeurs de l'amplitude de la flexion maximale du genou à l'appui lors des paliers de transitions du participant #2.....	159
Figure 57. Valeurs moyennes de la fréquence des foulées pour les 6 cycles précédant et suivant le cycle de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse (T).	160
Figure 58. Valeurs moyennes du déplacement vertical du sternum pour les 6 cycles précédant et suivant le cycle de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse (T).....	161
Figure 59. Valeurs moyennes de la phase relative entre le cheville et le genou pour les 6 cycles précédant et suivant le cycle de transition pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse (T).....	162
Figure 60. Modèle descriptif des modes de locomotion préférentiels lors des pré- et post-tests et pour les deux conditions d'évolution de la vitesse.....	164
Figure 61. Modèle résumant les deux hypothèses que nous proposons sur le rôle de la dépense énergétique métabolique et la perception de l'effort périphérique lors de l'apprentissage de la marche athlétique.	188
Figure 62. Représentations graphiques de l'évolution des valeurs de quatre variables globales (lignes) pour quatre participants (colonne) aux quatre séances de pratique (S1, S2, S3 et S4) pour les vitesses relatives VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3..	232
Figure 63. Représentations graphiques de l'évolution des valeurs des déplacements angulaires (lignes) pour quatre participants (colonne) aux quatre séances de pratique (S1, S2, S3 et S4) pour les vitesses relatives VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3..	233
Figure 64. Représentations graphiques de l'évolution des valeurs des phases relatives (lignes) pour chaque participant (colonne) aux quatre séances de pratique (S1, S2, S3 et S4) pour les vitesses relatives VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3.....	234

Index des tableaux

Tableau 1. Comparaison de variables temporelles d'un cycle locomoteur pour la marche, la marche athlétique à des vitesses d'entraînement et de compétition et pour la course (D'après Cairns et al., 1986)	43
Tableau 2. Comparaison des pics moyens des forces de réaction au sol (exprimés en multiple du poids du corps) lors de la phase d'appui pour la marche à vitesse choisie, la marche athlétique à vitesse d'entraînement et de compétition et la course à vitesse de la marche athlétique de compétition, de 10 marcheurs athlétiques experts (D'après Cairns et al., 1986).	49
Tableau 3. Revue de littérature non exhaustive sur les vitesses de transition spontanée (VTS), de transition marche-course (VTS _{M-C}) et de transition course-marche (VTS _{C-M}) exprimées en m.s ⁻¹ ..	57
Tableau 4. Caractéristiques des participants	86
Tableau 5. Organisation des vitesses relatives des séances d'apprentissage.....	93
Tableau 6. Variables globales de la locomotion étudiées.....	95
Tableau 7. Variables de déplacements angulaires étudiées.....	97
Tableau 8. Variables de phases relatives étudiées.....	99
Tableau 9. Résultats individuels des tests préliminaires : valeurs de la VO ₂ max et de la VTS	101
Tableau 10. Résultats des comparaisons des tests t de student : variables démontrant une différence significative entre S0 et S1 à VTS (p < 0,05)	102
Tableau 11. Variables démontrant un effet principal significatif de la pratique aux vitesses modérées (ANOVA 1)	103
Tableau 12. Coefficients de corrélation de Pearson (r) entre les variables physiologiques (VO ₂ , CE, FC) et les scores de perception de l'effort (PEP et PEC), pour S1 et S4 aux vitesses modérées	107
Tableau 13. Caractéristiques physiques générales des participants	118
Tableau 14. Organisation des vitesses relatives des essais des séances d'apprentissage	121
Tableau 15. Variables étudiées.....	123
Tableau 16. Résultats individuels du test de détermination de la VTS	124
Tableau 17. Variables démontrant un effet principal significatif de la pratique et/ou un effet d'interaction significatif	128
Tableau 19. Caractéristiques physiques générales des participants	139
Tableau 20. VTS de tous les participants pour les 2 conditions d'évolution de la vitesse lors des pré- et post-tests.	146
Tableau 21. Résultats des ANOVAs sur le CE, la VO ₂ et les variables cinématiques.....	148
Tableau 22. Comparaison des variables qui se modifient significativement lors des quatre premières séances de pratique à l'Étude 1 et à l'Étude 2.	174

Annexes

ARTICLE IN PRESS

Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx



Contents lists available at SciVerse ScienceDirect

Human Movement Science

journal homepage: www.elsevier.com/locate/humov

Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information

L. Majed*, A.-M. Heugas, M. Chamon, I.A. Siegler

Univ Paris-Sud, UR CIAMS (EA 4532), Orsay F-91405 Cedex, France

ARTICLE INFO

Article history:
Available online xxx

PsychINFO classification:
2330

Keywords:
Motor learning
Multisegment movement
Metabolic efficiency
Perceived exertion
Racewalking

ABSTRACT

This study investigated how novices learn an energy demanding and biomechanically constrained task like racewalking. The first aim was to examine if movement reorganizes according to some fundamental strategies, proceeding in different stages (Newell, 1985). The second aim was to investigate the link between movement reorganization, metabolic efficiency and perceived exertion. Seven participants undertook seven racewalking learning sessions on a motorized treadmill, with increased velocity as the experiment progressed, in order to reach a goal performance speed of 10 km h^{-1} . Peripheral/central perceived exertion ratings, kinematic and metabolic data were collected during the 1st, 4th, 6th and 7th session. Repeated-measures (Learning Session \times Speed) ANOVAs on kinematic data showed a proximal-to-distal directional trend in movement reorganization, with significant practice-related changes in pattern coordination and decreased variability. Early movement reorganization occurred at the 1st session (“coordination stage”) and progressed until the 4th session (“control stage”) to reach a plateau. In contrast, metabolic efficiency and peripheral perceived exertion continued optimizing until the last session, probably occurring in concurrence with the control stage. Peripheral perceived exertion presented the highest correlation with the global movement reorganization variables suggesting that it could play a key role in guiding movement reorganization in the learning process, improving efficiency as a result.

© 2012 Elsevier B.V. All rights reserved.

* Corresponding author. Tel.: +33 1 69 15 30 80; fax: +33 1 69 15 62 22.
E-mail address: lina.majed@u-psud.fr (L. Majed).

ARTICLE IN PRESS

2

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

1. Introduction

A large number of studies on motor learning focused on understanding the process of passing from a novice status to increased levels of expertise when learning a complex motor task involving a large number of degrees of freedom. Investigators proposed a variety of global motor tasks that involve whole body segments, such as postural coordination tasks on a ski simulator (Almasbakk, Whiting, & Helgerud, 2001; Hong & Newell, 2006; Vereijken, van Emmerik, Bongaardt, Beek, & Newell, 1997), a moving platform (Ko, Challis, & Newell, 2003; Teulier & Delignières, 2007) or a stabilometer (Caillou, Delignières, Nourrit, Deschamps, & Lauriot, 2002). The learning process was also examined in many sporting activities like rowing on an ergometer (Lay, Sparrow, Hughes, & O'Dwyer, 2002; Sparrow, Hughes, Russell, & Le Rossignol, 1999), swimming the butterfly stroke (Seifert, Boulesteix, Chollet, & Vilas-Boas, 2008) or the breast-stroke (Seifert, Leblanc, Chollet, & Delignières, 2010), the triple jump (Wilson, Simpson, van Emmerik, & Hamill, 2008) or the hand stand in gymnastics (Gautier, Marin, Leroy, & Thouwarecq, 2009). Inspired by Bernstein's hypotheses (1967) about the mastery of multiple and redundant degrees of freedom with motor learning, many of the above authors aimed at understanding movement reorganization by studying limb and body kinematics (Caillou et al., 2002; Gautier et al., 2009; Hong & Newell, 2006; Ko et al., 2003; Seifert et al., 2008, 2010; Vereijken et al., 1997; Wilson et al., 2008). Only a few studies also examined, inspired by the metabolic optimization theory (Sparrow, 1983), energetic and perceived exertion factors in order to establish a link between movement reorganization, metabolic efficiency (Almasbakk et al., 2001; Lay, Sparrow, & O'Dwyer, 2005) and perceived exertion (Lay, Sparrow, Hughes, & O'Dwyer, 2002; Sparrow et al., 1999).

From a dynamical systems point of view, movement reorganization with motor learning is viewed as an instance of self-organization (Kelso, 1995; Kugler & Turvey, 1987). New patterns emerge as a function of the demands arising from the constraints imposed by the organism, the task, and the environment (Newell, 1986). This approach offers methods of analysis to study the evolution of movement patterns on a macroscopic scale. In motor learning, evidence of self-organization can be understood in terms of strategies used in establishing new coordinative patterns (Bernstein, 1967; Newell, 1985). Newell (1985) proposed a 3-stage learning model that is still serving as a backdrop for studying complex motor skills learning (Chow, Davids, Button, & Koh, 2008). In the first stage of this model, referred to as the "coordination" stage, the learner exclusively focuses on the task realization and therefore attempts to establish basic relationships among motor system components in order to achieve functional, goal directed movements. As a consequence, the learner may adopt a rigid behavior. According to Newell (1985), adult learners may progress rapidly to the second stage, the "control" stage, which is the process by which values are assigned to the coordination function, i.e., a parameterization process. This stage is characterized by a decrease of dysfunctional variability resulting in a higher consistency in task realization. Finally, in the third stage of learning referred to as the "skill stage", an optimal adaptation in movement is found emphasizing energy efficiency. This three-stage learning model was completed by evidence of other strategies, derived from developmental studies, such as the proximal to distal release of constrained degrees of freedom (Newell & van Emmerik, 1990). However, contradictory results suggest that the emergence of a directional trend in pattern reorganization with motor learning (i.e., proximal-to-distal) is not a generalized mechanism (Newell & Vaillancourt, 2001). Until now, it is unclear what common characteristics or general mechanisms are shared when learning a complex motor task. Many conclusions, however, have put forward the important role of task constraints in movement reorganization when learning a complex motor skill (Caillou et al., 2002; Ko et al., 2003).

Racewalking is a "biomechanically constrained" task in which the constraints on the limb movements define the task (Newell, 1986). Racewalking can be distinguished from running by the constraint that one foot has to remain in contact with the ground at all times. When the performer breaks this rule, he/she gains an advantage by being released from this constraint. In addition, the regulation states that the advancing leg has to remain straightened from the moment of its first

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / *Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx*

3

contact with the ground until its vertical upright position (i.e., IAAF, 1995). By this latter constraint, racewalking can be distinguished from normal walking. In addition to its high biomechanical constraints, racewalking is also a highly energy-demanding activity (Fougeron, Brisswalter, Goubault, & Legros, 1998; Hagberg & Coyle, 1984). Metabolic aspects in this case can play the role of an additional constraint that needs to be considered.

Indeed, in a search for invariant characteristics in complex motor skill learning, one defining characteristic has been attributed to metabolic “efficiency”. Increased interest was shown in understanding the energetic process underlying coordination dynamics. It is generally agreed that organisms naturally tend to adopt a movement pattern that minimizes metabolic energy expenditure, as presented in the self-optimization theory (Sparrow, 1983). Studies examining both metabolic processes and movement reorganization with motor learning, revealed that changes in movement are accompanied by a reduction in metabolic energy expenditure independently of improvements in physical conditioning (Almasbakk et al., 2001; Lay, Sparrow, Hughes, & O’Dwyer, 2002; Sparrow et al., 1999). When learning slalom-like ski movements on a ski apparatus, Almasbakk et al. (2001) showed that the changes in movement coordination were paralleled with an improved efficiency. Moreover, Sparrow and colleagues (Lay, Sparrow, Hughes, & O’Dwyer, 2002; Sparrow et al., 1999) reported a significant decrease in ratings of perceived exertion (Borg, Ljunggren, & Ceci, 1985) as a function of practice. In addition to the established correlation between perceived exertion and physiological responses, perceived exertion reflecting central (i.e., oxygen consumption and ventilator drive) and peripheral (i.e., active limb muscles and tissue) stress has been considered as an important indicator in the search for new movement patterns (Lay et al., 2002).

From this perspective, two hypotheses, originally formulated by Sparrow and Newell (1998), can be proposed to understand the link between physiological processes, perceived exertion and movement reorganization. Under the first hypothesis, consistent with dynamical systems theory, metabolic efficiency is considered a consequence of a more fundamental self-organizing principle in which preferred behaviors emerge from stability considerations. Under the second hypothesis, the search for metabolic efficiency is considered a primary stimulus to movement organization and preferred patterns would be adopted on the basis of sensory information regarding metabolic energy expenditure and/or perceived exertion. Lay, Sparrow, and O’Dwyer (2005) have recently investigated practice effects when performing a highly energy demanding and intrinsically unstable coordination pattern on a bicycle ergometer. The authors concluded that coordination modes lower in metabolic energy expenditure may compete with dynamically stable modes.

The present experiment was therefore designed to bring additional information about how movement patterns are reorganized with respect to physiological responses and perceived exertion when practicing a complex athletic task highly demanding in energy. The key feature of the present experiment lies in the choice of the motor skill that involves more complex coordination than the previous tasks studied in the literature (i.e., rowing, biking or skiing on ergometers) with segmental rotation in three-dimensions, and especially with the implication of hip rotations in two different planes. Moreover, the analyses will comprise a large number of movement variables accounting for lower/upper body and distal/proximal coordination, and a dissociation between peripheral and central perceived exertion. In the present study, participants were expected to be able to perform 6 min of racewalking at 10 km h^{-1} on a motor driven treadmill at the 7th and last learning session. In doing so, the first aim of this study was to examine whether movement in complex motor learning is reorganized following fundamental strategies, proceeding in three globally different stages and following a directional trend from proximal to distal levels. By choosing a highly biomechanically constrained and energy-demanding task, the second aim of the present study was to gain further insight into the nature of the link between movement reorganization, sensory information and movement economy.

2. Methods

2.1. Participants

Seven healthy, physically fit male volunteers were recruited with no previous experience in racewalking. Informed written consent was provided before testing, in accordance with the guidelines of

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

4

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

the Ethical Committee of the University of Paris-Sud. A medical certificate of no contraindication to submaximal effort was required prior to performing the experiment. Participants had a mean age of 23.3 years ($SD = 6.4$), mean height of 1.79 m ($SD = 4.7$ cm) and mean weight of 69.1 kg ($SD = 7.8$ kg). All participants were instructed to adhere to their normal diets throughout the testing procedures and were advised to refrain from caffeine or alcohol consumption on the day preceding the day of testing.

2.2. Apparatus

Kinematic data were recorded at a sample rate of 60 Hz by means of 8 infra-red emitting cameras connected to a VICON movement analysis system (Oxford Metrics, UK). Nineteen passive reflective markers were placed, according to plug-in-gait model marker set, on the participant's torso (xiphoid process of the sternum), shoulders (acromio-clavicular joint), elbows (lateral epicondyle), wrists (pinkie side bar), pelvis (anterior superior iliac spines), thighs (exterior lateral lower 1/3 surface), knees (lateral epicondyle), ankles (lateral malleolus), toes (second metatarsal head) and heels (calcaneus). The experiment was performed on a treadmill (Valiant, Lode, The Netherlands) which had a walking surface of 60×170 cm and a speed range of $1\text{--}25$ km h⁻¹. The treadmill's long axis represented the antero-posterior axis (x -axis) in the kinematic calibration procedure. The y - and z -axes corresponded to the medio-lateral and vertical axes, respectively. Prior to each session, static and dynamic calibrations of the working space were carried out, according to the manufacturer's instructions.

The variables characterizing respiratory and pulmonary gas exchange were measured using a portable breath-by-breath gas analyzer (Cortex MetaMax 3B, Germany) with dedicated software (MetaSoft 3.9, Germany). The system was calibrated before each session with room air and reference gases of known concentrations and air flow volume was calibrated with a 3-liter syringe, as recommended by Medbo, Mamen, Welde, Von Heimburg, and Stokke (2002). Heart rate (HR) was monitored throughout the sessions (Polar, Kempele, Finland). Fingertip capillary blood samples were collected and immediately analyzed for blood lactate concentration using a Lactate Pro portable device (Arkray, Japan). Ratings of perceived exertion (RPE) scores were determined using a printed 15 point (6 to 20) graded category scale of perceived exertion (Borg, 1973), placed on a poster background in front of participants.

2.3. Protocol

The experiment comprised two preliminary tests and seven racewalking learning sessions (S1-S7). The first preliminary test was a VO_{2max} determination test and the second consisted in determining the preferred transition speed (PTS) between walking and running. Prior to undertaking the first session, participants were familiarized with treadmill walking and running for at least 30 min. Participants were also familiarized with Borg's scale (Borg, 1973) and instructed how to indicate perceived exertion when requested by the experimenter. Using Borg's scale, participants gave central and peripheral perceived exertion ratings (CPE, PPE). CPE was related to stress on the participants' heart and lungs while PPE concerned the stress on the limbs and joints.

2.3.1. VO_{2max} test

The initial test velocity was set at 11 km h⁻¹ and maintained 6 min for warm-up, then increased by 1 km h⁻¹ every minute. Participants ran on the treadmill (slope of 3%) until volitional exhaustion (Léger & Lambert, 1982). Fingertip capillary blood samples were collected before the test, immediately after exhaustion, and after a three-minute recovery period.

2.3.2. Preferred transition speed test

The individual preferred transition speeds (PTS) were assessed with a procedure used in other studies (Diedrich & Warren, 1995). Participants first warmed up by walking and running for 15 min. They were then submitted to 4 randomly given transition trials of 9 min in which treadmill speed was either incremented from 6 km h⁻¹ (W-R condition) or decremented from 10 km h⁻¹ (R-W condition) by 0.5 km h⁻¹ steps every minute. Treadmill velocity was kept constant between the steps and was

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / *Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx*

5

not revealed to participants. The following instructions were given: “For these trials we will be changing the speed of the treadmill while you are on it. Please use the type of locomotion that feels most comfortable. That is, make the transition when it seems natural to do so” (Diedrich & Warren, 1995).

2.3.3. Learning sessions

Participants were submitted to seven racewalking learning sessions, each lasting approximately 60 min. All sessions started with a 10 min warm-up at freely chosen speeds. Before each learning session, 3 instructions were repeated to participants: “Instruction #1: The foot contact with the ground should start with the heel; Instruction #2: the advancing leg should remain straight, from the moment of first contact with the ground until the vertical upright position (i.e., IAAF regulation, 1995); Instruction #3: elbows should be flexed”. It was strongly emphasized that the final goal of the learning experiment for the participants was to accomplish 6 minutes of racewalking at a speed of 10 km h⁻¹.

The treadmill velocities the participants were submitted to during the experiment were chosen relatively to individual PTS values to ensure that there were no metabolic or mechanical discriminatory factors (Hanna, Abernethy, Neal, & Burgess-Limerick, 2000; Hreljac, 1995). The first three learning sessions (S1, S2, S3) comprised 4 practice trials during which treadmill velocity was kept constant and moderate. The two first trials lasted 6 minutes and treadmill velocity was set at PTS and PTS + 0.5 km h⁻¹ (PTS + 1), respectively. For the two following trials, treadmill velocity was set at PTS + 1 km h⁻¹ (PTS + 2) during 4 minutes. From the fourth learning session S4, higher speed practice trials were introduced [PTS + 1.5 km h⁻¹ (PTS + 3); PTS + 2 km h⁻¹ (PTS + 4)], after participants performed the practice trials at moderate speeds. Therefore, as learning sessions passed, the number of practice trials was augmented, reaching 7 at the last session, allowing participants to practice at all speeds. Between each practice trial, heart rate was monitored to insure that participants had enough recovery time (HR < 120 bpm) in order to avoid fatigue effects. All the learning sessions were separated by a minimum of 24 hours.

2.4. Data acquisition and analysis

2.4.1. VO_{2max}

Gas exchange data, heart rate and respiratory exchange ratio were averaged for the last 30 s of each 1-minute velocity plateau, corresponding to a steady state (Hagberg, Nagle, & Carlson, 1978). The criteria used to determine the maximal oxygen uptake (VO_{2max}) were: (1) the reach of a plateau or a peak in oxygen uptake values, (2) a respiratory exchange ratio value superior to 1.1, (3) a blood lactate above 8 mmol and (4) a HR \geq 90% of the predicted HR_{max} (220 – age) (Howley, Bassett, & Welch, 1995).

2.4.2. Preferred transition speed

Kinematic data were collected in 30-s samples corresponding to the last 10 s of each 1-min velocity plateau and the first 20 s of the next velocity plateau, in order to be able to assess transition speed, which was expected to occur after a treadmill velocity step. The W-R or R-W transitions were indicated by the absence or presence of a flight phase in the gait cycle. PTS was then defined as the average of the four W-R and R-W transition speeds (Hreljac, 1995). For the two transition trials in the R-W condition, the 1-minute plateau following the transition and corresponding to normal walking at PTS is analyzed and referred to as S0. Mean movement and physiological data at S0 are used as a reference when assessing the changes occurring at S1 (cf. §2.5).

2.4.3. Movement variables

Kinematic data were collected during learning sessions S1, S4, S6 and S7 in 30-s samples in the middle and at the end of each trial (2:00-2:30, 3:30-4:00 min for the 4 min trials and 3:00-3:30, 5:30-6:00 for the 6 min trials). Each 30-s acquisition is referred to as a data “collection period”. Five collection periods out of the 456 were discarded from the analysis because of marker occlusions.

Data were filtered using a second order Butterworth low pass filter with a 12-Hz cut-off frequency. Movement variables were calculated using a personalized MATLAB program (The MathWorks, Natick, USA). A peak-peaking algorithm was used in order to detect maximum (peaks) and minimal (valleys)

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

6

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

values of joint angles and segment rotations. A gait cycle was defined from the instant of maximum knee flexion to the next same event. The maximum-knee-flexion event was chosen because it was easily detectable and shared by the three studied locomotion. Movement variables were calculated for each gait cycle, and then, mean and standard deviation values were computed for each collection period.

Three types of movement variables were computed: (1) global gait parameters, (2) angular displacements, and (3) relative phases. Some movement variables were chosen on the basis of a study that identified some essential kinematic differences between normal walking and racewalking (Cairns, Burdett, Pisciotto, & Simon, 1986).

2.4.3.1. Global gait parameters. Four global gait parameters were analyzed: (1) stride frequency (Hz) defined as the inverse of cycle duration, (2) stride length (m) defined as the product of cycle duration and concurrent treadmill velocity, (3) relative duration of thigh's backward swing to complete cycle D (%), (4) sternum vertical displacement STRN (mm) defined as the amplitude of sternum marker's vertical displacement during a cycle reflecting the upper body's vertical displacement. Note that the third global variable D resembles the gait duty factor (ratio of stance phase duration to stride duration).

2.4.3.2. Angular displacements. An overall of eight body segments were used to study all angular displacements. A segment was defined as the line connecting two strategic positions determined by markers. Fig. 1 shows that the thorax and pelvis segments (1 and 2) link right and left shoulders and pelvis' markers, respectively. The forearm segment (3) links the elbow and wrist markers. The arm segment (4) links the shoulder and elbow markers. The trunk segment (5) links the sternum's marker to the midpoint of the pelvis segment. The thigh segment (6) links the markers of the thigh

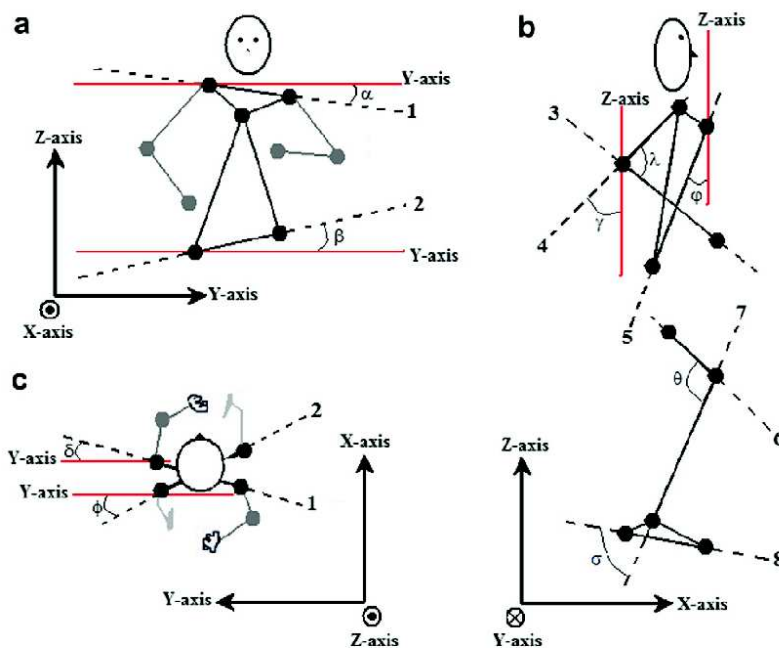


Fig. 1. Representation of studied angular displacements. a: front view; b: side view; c: top view. The circle with a cross represents y-axis oriented backwards and dotted circles represent x- and z-axes oriented towards the reader. 1: thorax segment; 2: pelvis segment; 3: forearm segment; 4: arm segment; 5: trunk segment; 6: thigh segment; 7: shank segment; 8: foot segment. α : thorax frontal rotation; β : pelvis frontal rotation; δ : thorax transverse rotation; φ : pelvis transverse rotation; γ : arm sagittal rotation; ϕ : trunk sagittal rotation; λ : elbow joint angle; θ : knee joint angle; σ : ankle joint angle.

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

7

Table 1
Relative Phases.

Name	Key event	Reference cycle (from max to max)
φ_1	max. foot dorsiflexion (sagittal plane)	thigh forward rotation (sagittal plane)
φ_2	max. knee flexion during swing (sagittal plane)	thigh forward rotation (sagittal plane)
φ_3	max. pelvis upward rotation (frontal plane)	thorax upward rotation (frontal plane)
φ_4	max. pelvis forward rotation (transverse plane)	thorax forward rotation (transverse plane)

and knee. The shank segment (7) links the knee and ankle markers and the foot segment (8) links the toe and heel markers.

Once body segments were defined, two types of angular displacements were studied. First, a projected angle consisted in the angle between a body segment and the laboratory y - or z -axes, projected in a precise plane. The thorax and pelvis frontal rotations (α and β) represented the frontal projection of the angles between these segments and the laboratory y -axis (Fig. 1a). The transverse rotations of thorax and pelvis (δ and φ) were determined as the transverse projection of the angles between these segments and the laboratory y -axis (Fig. 1c). Moreover, the arm and trunk sagittal rotations (γ and ϕ) were studied and defined as the sagittal projection of the angles between these segments and the laboratory z -axis (Fig. 1b). Second, some joint angles were studied and defined as the absolute 3D angle between two segments connected by a common marker or between two non-connected segments. The elbow and knee joint angles (λ and θ) were defined as the angles between two connected segments, namely the arm and forearm segments and the thigh and shank segments. The ankle joint angle (σ) was the angle contained between the non-connected shank and foot segments (Fig. 1b).

For each of the projected angles, minimal (backward or downward), maximum (forward or upward) and amplitude (max-min) values were analyzed. For elbow joint angle, peak flexion, peak extension and amplitude values were assessed. Moreover, three racewalking-related variables were examined: ankle dorsiflexion at heel strike, knee flexion during early stance and the percentage of cycles within a trial in which a hyperextension of the knee was observed at mid-stance (defined in this analysis as greater than 175°, Cairns et al., 1986).

2.4.3.3. Relative phases. The discrete linear relative phase of a key event with respect to a reference cycle was calculated as the ratio between: (1) the time elapsed between the beginning of the reference cycle and the key event, and (2) the duration of the reference cycle. This ratio was multiplied by 360 in order to express the phase in degrees. Several relative phases between different ipsi-lateral segments and joints angles were studied (see list in Table 1).

2.4.4. Energetic and perceived exertion variables

Oxygen consumption (VO_2) and heart rate (HR) data were recorded continuously during learning sessions S1, S4, S6 and S7. For each practice trial, gas exchange data and heart rate were averaged between the third and fourth minute, corresponding to a steady state. The net VO_2 per distance traveled was calculated $[(\text{steady state } \text{VO}_2 - \text{rest } \text{VO}_2) / \text{speed} \times 60]$ to obtain the energetic cost of transport (ECT), in $\text{ml kg}^{-1} \text{km}^{-1}$ (di Prampero, 1986) with speed expressed in km h^{-1} and a rest VO_2 value set at $5 \text{ ml kg}^{-1} \text{km}^{-1}$ (Medbo & Tabata, 1989).

Ratings of peripheral (PPE) and central perceived exertion (CPE) were collected on the last 20 s of the 4th minute of each trial, by asking the participants to raise the index to indicate a “yes” as the experimenter read up the scale.

2.5. Statistical analysis

In order to assess the direct effects of the three given instructions on the gait pattern, normal walking at PTS (S0, from the transition trials) was compared to the first trial of racewalking (S1) at PTS with a paired t -test for all movement and physiological variables.

Since the higher speed range was used only in the second half of learning sessions, all dependent variables were submitted to two separate analyses of variance, referred to as ANOVA 1 and ANOVA 2.

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

8

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

ANOVA 1 was designed with 3×3 repeated measures [3 Learning Sessions (S1, S4, S7) \times 3 Speeds (PTS, PTS + 1, PTS + 2)]. ANOVA 2 was performed with 3×5 repeated measures [3 learning sessions (S4, S6, S7) \times 5 speeds (PTS, PTS + 1, PTS + 2, PTS + 3, PTS + 4)]. The significance of p -values was adjusted according to the so-called Huynh-Feldt procedure in order to control for possible violations of the assumption of compound symmetry (Huynh & Feldt, 1970). Analyses were completed by post-hoc Tukey's HSD tests for pairwise comparisons.

In order to examine the relationship between physiological, perceived exertion and kinematic variables, Pearson's product moment correlation coefficient (R) between the values of selective physiological, kinematic and perceived exertion variables in S1 and S4 at moderate speeds (PTS, PTS + 1, PTS + 2) were calculated.

All tests were realized with Statistica 7.1 package (Statsoft, 2005) with a level of significance set at $p < .05$.

3. Results

Although participant #7 had never practiced racewalking, he had a different background than the other participants. As a confirmed endurance-running athlete he presented a higher level in racewalking probably due to the experience gained while training along with high level racewalkers. Therefore, data of participant #7 have been discarded from tables, figures and statistical analyses to ensure a homogenous population.

Individual VO_{2max} and PTS values are represented in Table 2.

3.1. Changes in the walking pattern at S1

Paired t -tests were used to compare all movement and physiological variables between normal walking at S0 and racewalking at S1 when locomoting at the preferred transition speed (PTS). The goal was to analyze the immediate effect of the given instructions on the walking pattern. Results are presented in Table 3. Participants spontaneously re-organized the thigh's segmental movement by

Table 2
Individual results in preliminary tests: VO_{2max} and PTS values.

Participants	1	2	3	4	5	6	Mean \pm SD
VO_{2max} ($mlO_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$)	58.43	53.02	51.76	53.81	64.76	65.73	57.92 \pm 6.11
PTS ($km \text{ h}^{-1}$)	7.25	7.75	6.75	7.50	8.38	8.88	7.75 \pm 0.77

PTS: preferred transition speed.

Table 3
Variables that exhibited significant differences between S0 and S1 at PTS with a paired t -test ($p < .05$).

Variables	Sessions		Student's t $t(5)$
	S0	S1	
<i>Global gait parameters</i>			
D: Relative duration of thigh backward swing in cycle (%)	53.66 \pm 5.36	42.07 \pm 2.44	4.83
<i>Angular displacements (deg)</i>			
max. downward pelvis rotation in frontal plane	6.41 \pm 1.48	7.18 \pm 1.60	2.88
max. elbow flexion	135.70 \pm 16.58	118.72 \pm 10.00	3.20
max. elbow extension	184.68 \pm 9.03	158.04 \pm 14.84	4.04
SD (max. backward pelvis rotation in transverse plane)	1.19 \pm 0.37	2.03 \pm 0.65	-3.07
SD (max. forward trunk rotation in sagittal plane)	0.99 \pm 0.48	1.30 \pm 0.49	-3.18
SD (max. backward trunk rotation in sagittal plane)	1.07 \pm 0.38	1.32 \pm 0.51	-2.91
SD (elbow amplitude)	4.99 \pm 1.56	6.92 \pm 2.13	-2.49

For S0 and S1, mean \pm SD are presented.

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

9

Table 4
Variables that exhibited a significant main practice effect at moderate speeds (ANOVA 1).

Variables	Main effect of practice		Post-hoc		
	F(2,10)	η^2	S1 \neq S4	S4 \neq S7	S1 \neq S7
<i>Global gait parameters</i>					
Stride frequency	10.75	.68	*	n.s.	*
Stride length	9.26	.65	*	n.s.	*
D: Relative duration of thigh backward swing	9.33	.68	*	n.s.	*
SD(D)	6.70	.57	*	n.s.	*
Sternum vertical displacement (STRN)	18.7	.79	*	n.s.	*
<i>Angular displacements</i>					
Thigh max backward rotation in sagittal plane	6.76	.57	*	n.s.	*
SD (Trunk sagittal rotation amplitude)	12.7	.72	*	n.s.	*
SD (Elbow joint amplitude)	5.81	.54	n.s.	n.s.	*
<i>Relative phases</i>					
φ_1	11.2	.69	*	n.s.	*
SD (φ_1)	5.63	.53	*	n.s.	n.s.
φ_2	13.2	.73	*	n.s.	*
SD (φ_2)	5.21	.51	*	n.s.	n.s.
φ_3	13.16	.72	*	n.s.	*
<i>Physiological parameters and perceived exertion</i>					
VO ₂	4.93	.50	n.s.	n.s.	*
ECT	4.45	.47	n.s.	n.s.	*
PPE	8.98	.64	n.s.	n.s.	*

* Statistically significant differences ($p < .05$) between learning sessions (S1, S4 and S7), n.s.: non significant.

decreasing the relative duration of its backward motion with respect to a complete cycle. The pelvis downward rotation in the frontal plane was significantly increased. Participants also directly accomplished Instruction #3 at S1 by significantly reducing the elbow's peak flexion and extension. However, Instructions #1 and #2 did not bring on significant modifications at the knee and ankle joint angles. Results also showed significant increases in variability at S1 compared to S0 for the pelvis, trunk and elbow angular displacements. This movement reorganization at S1 was not accompanied by any changes in physiological variables (VO₂, ECT and HR).

3.2. Practice-related changes at moderate speeds (ANOVA 1)

ANOVA 1 with 3 (S1, S4, S7) \times 3 (PTS, PTS + 1, PTS + 2) repeated measures was performed on all movement and physiological variables at moderate treadmill velocities. In order to focus exclusively on practice-related changes, only variables that exhibited a significant main effect of practice or a significant interaction between factors ($p < .05$) are reported (Table 4).

3.2.1. Global variables

Results showed a significant main effect of practice on all global gait parameters and one global variability (Fig. 2). No significant interaction between factors was revealed. With practice, the relative duration of the thigh's backward swing underwent another significant decrease (after a decrease from S0 to S1) and exhibited less variability. Participants reduced the stance phase to catch up heel strike more rapidly. The significant main effect of practice on the lower limbs re-organization was also revealed by an increased stride frequency and a reduced stride length. A significant decrease in the sternum's vertical displacement (STRN) was also observed, showing a more linear progression of the upper body in space. Moreover, post-hoc analyses showed that the significant changes in global variables occurred between S1 and S4 and not between S4 and S7 pointing out an early re-organization in global gait parameters (Table 4).

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

10

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

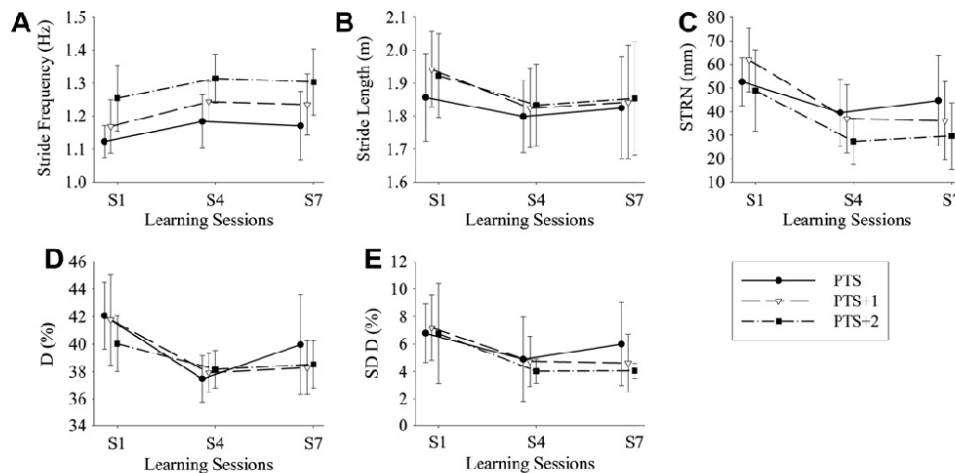


Fig. 2. Representative graphs of global gait parameters that demonstrated a main effect of practice (ANOVA 1). Variables are plotted as a function of learning sessions (S1, S4 and S7) for the three moderate speeds (PTS, PTS + 1 and PTS + 2): (A) stride frequency; (B) stride length; (C) vertical displacement of the sternum; (D) relative duration of thigh backward swing in cycle; (E) variability of the relative duration of thigh backward swing in cycle. Error bars indicate within-participants standard deviation.

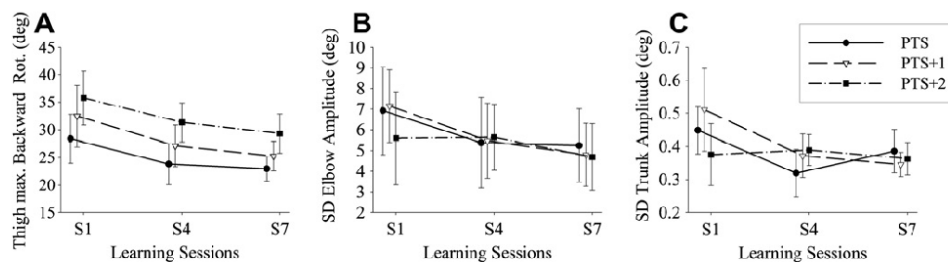


Fig. 3. Representative graphs of angular displacements that demonstrated a main effect of practice (ANOVA 1). Variables are plotted as a function of sessions (S1, S4 and S7) for the three moderate speeds (PTS, PTS + 1 and PTS + 2): (A) thigh's maximal backward rotation in the sagittal plane; (B) variability of the trunk's amplitude in the sagittal plane; and (C) variability of the elbow's amplitude. Error bars indicate within participant standard deviation.

3.2.2. Angular displacements

A main effect of learning was found for three angular displacement variables in the absence of significant interactions (Fig. 3, Table 4). With practice, participants decreased significantly the thigh's maximal backward rotation in sagittal plane. This quantitative change is in agreement with the qualitative modification found previously (Section 3.2.1) showing an immediate global re-organization in the relative duration of thigh's backward swing. Moreover, less variability was found for the amplitude of trunk's sagittal rotation, accounting for an improved stability in the antero-posterior motion of the upper body. Post-hoc analyses showed that these changes occurred between S1 and S4. Variability of elbow's amplitude decreased with learning and post-hoc revealed a significant difference between S1 and S7 (Table 4).

3.2.3. Relative phases

Three relative phases were significantly modified throughout practice (Fig. 4, Table 4). Results showed no significant interactions for relative phase variables. The mean relative phase ϕ_1 of maximal

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

11

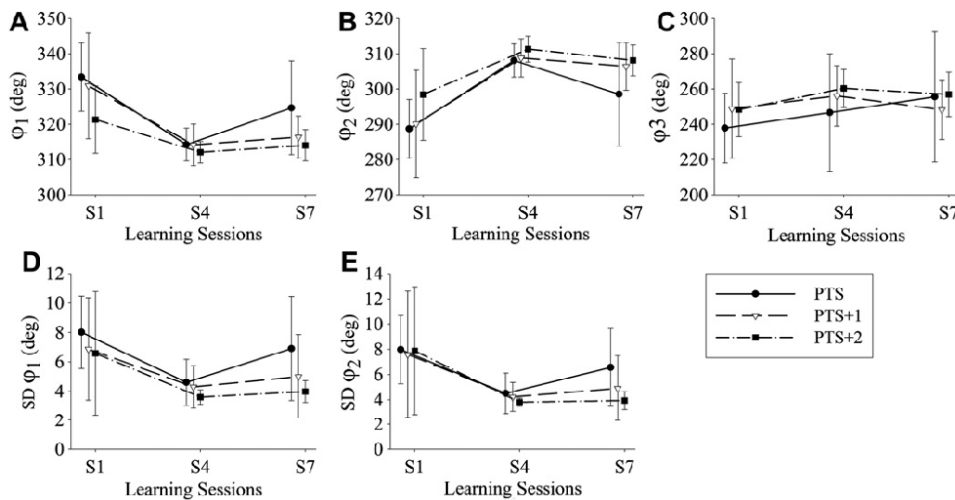


Fig. 4. Representative graphs of relative phase variables that demonstrated a main effect of practice (ANOVA 1). Variables are plotted as a function of sessions (S1, S4 and S7) for the three moderate speeds (PTS, PTS + 1 and PTS + 2): (A) relative phase of maximum foot dorsiflexion in the thigh cycle; (B) relative phase of knee maximum flexion in the thigh cycle; (C) relative phase of maximum pelvis upward rotation in the thorax rotation cycle; (D) variability of foot/thigh; (E) variability of knee/thigh. Error bars indicate within participant standard deviation.

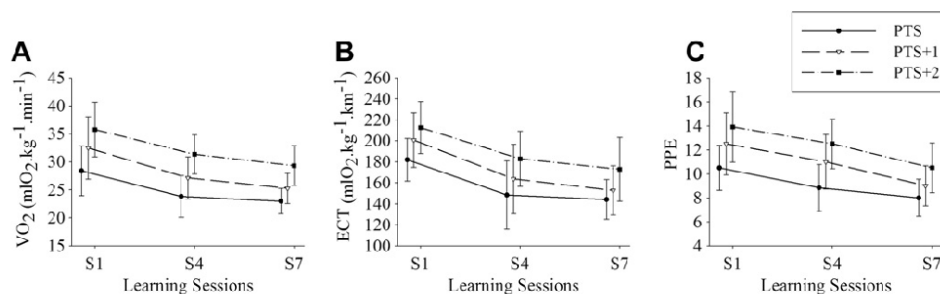


Fig. 5. Representative graphs of physiological variables and perceived exertion that demonstrated a main effect of practice (ANOVA 1). Variables are plotted as a function of sessions (S1, S4 and S7) for the three moderate speeds (PTS, PTS + 1 and PTS + 2): (A) oxygen uptake; (B) energetic cost of transport; (C) peripheral perceived exertion. Error bars indicate within participant standard deviation.

foot dorsiflexion in the thigh cycle decreased with learning, whereas the mean relative phase ϕ_2 of the knee maximal flexion in the thigh cycle increased with learning. This reveals a distal re-organization of lower intra-limb coordination. Another re-organization in coordination was shown in the practice-related increase of the mean relative phase ϕ_3 of maximal pelvis frontal upward rotation in the thorax frontal rotation cycle. Post-hoc pairwise comparisons showed that these significant changes occurred between S1 and S4. The variability of ϕ_1 and ϕ_2 decreased significantly from S1 to S4, but not from S4 to S7. Fig. 4 even shows that the variability of ϕ_1 and ϕ_2 tended to increase between S4 and S7 when racewalking at PTS.

3.2.4. Physiological variables and perceived exertion

A significant main effect of practice was indicated for VO_2 , ECT and PPE, while no interactions were revealed for physiological and perceived exertion variables. Post-hoc showed a significant reduction in

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

12

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

Table 5

Pearson's *R* correlation coefficients between physiological variables (VO_2 , ECT and HR), kinematic variable (STRN) and perceived exertion (PPE and CPE), for S1 and S4 at moderate speeds.

	STRN	ECT	VO_2	PPE	HR	CPE
STRN	1					
ECT	.36*	1				
VO_2	.11	.91*	1			
PPE	.44*	.53*	.44*	1		
HR	.00	.14	.37*	.30	1	
CPE	.18	.45*	.43*	.81*	.07	1

* $p < .05$. $N = 36$.

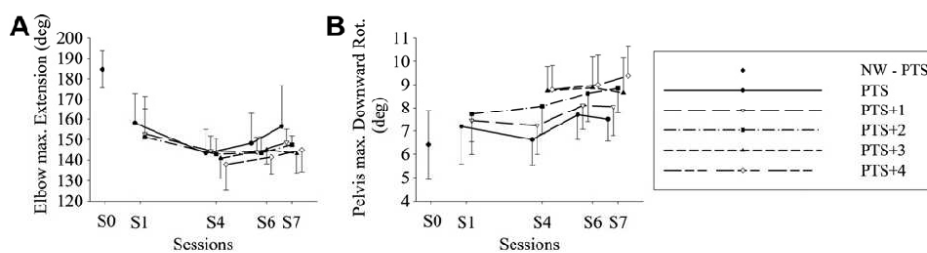


Fig. 6. Representative graphs of variables that demonstrated a main effect of late practice (ANOVA 2). Variables are plotted as a function of sessions (S0: normal walking and S1, S4, S6 and S7) according to speeds (PTS, PTS + 1, PTS + 2, PTS + 3 and PTS + 4): (A) elbow's maximum extension; (B) pelvis maximum downward rotation. Error bars indicate within participant standard deviation.

these variables between S1 and S7 while no significant differences were pointed out between S1 and S4 (Fig. 5). No significant improvements were revealed for HR and CPE over the learning sessions (Table 4).

3.2.5. Correlations

Since STRN (sternum vertical displacement) was the kinematic variable that presented the highest size effect with practice between S1 and S4 (Table 4), it was chosen to test correlations between changes in movement, physiological and perceived exertion data. Correlations between STRN, VO_2 , ECT, HR, PPE and CPE were tested for values obtained in S1 and S4. Results showed that STRN was significantly correlated with ECT and PPE, the two latter variables being also significantly correlated (Table 5).

3.3. Late practice effects (S4 – S7) for all tested speeds (ANOVA 2)

ANOVA 2 with 3 (S4, S6, S7) \times 5 (PTS, PTS + 1, PTS + 2, PTS + 3, PTS + 4) repeated measures was performed on all the movement and physiological variables to test main effects of practice, of speed and their interaction between S4 and S7. Only variables that exhibited either a significant main effect of practice or a significant interaction between speed and practice effects are reported. There were only two such variables (Fig. 6). ANOVA 2 on pelvis max. downward frontal rotation yielded a significant main effect of practice, $F(2, 10) = 5.27$, $\eta^2 = 0.51$, $p < .05$, of speed, $F(4, 20) = 22.08$, $\eta^2 = 0.82$, $p < .05$, as well as an interaction, $F(8, 40) = 4.59$, $\eta^2 = 0.48$, $p < .05$. Post-hoc showed that, for the lowest speeds (PTS, PTS + 1), significant improvements occurred between S4-S6 and S4-S7. At PTS + 2, significant improvements occurred only at S7. Moreover, ANOVA 2 on elbow maximal extension yielded a significant main effect for practice, $F(2, 10) = 1.19$, $\eta^2 = 0.67$, $p < .05$. Fig. 6 and post-hoc test show that elbow maximal extension increased significantly between S4 and S7 at the lowest speed (PTS), after a decrease between S1 and S4 (Section 3.3.1). No other variables such as global gait parameters, relative phases, physiological parameters or perceived exertion were modified during the second half of the learning protocol.

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / *Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx*

13

4. Discussion

The first goal of this study was to assess to what extent the fundamental learning strategies presented in the literature of motor learning (i.e., Bernstein, 1967; Newell, 1985) also apply to the learning of a gross-motor skill like racewalking. The choice of this skill is appropriate since racewalking is an athletic activity that involves complex coordinations between both upper- and lower-body segments and both proximal and distal segments. Furthermore, we expected that the choice of a highly energy-demanding task such as racewalking would help us get insight into the nature of the link between movement refinement and movement economy.

4.1. Early reorganization in movement

By observing the immediate adaptations in the gait pattern occurring at the first learning session of racewalking, we meant to draw some conclusions on whether skill acquisition starts proximally (or distally), and how this might be influenced by instructions. The instructions, relative to racewalking specificities and regulation (IAAF, 1995), were focused on three distal joint angles, namely the elbow, the knee and the ankle. Participants immediately achieved the required flexed elbow, by reducing the maximal elbow flexion and extension compared to normal walking. This immediate change in elbow motion was associated with an increase in variability. In contrast, no significant changes in amplitude or variability was observed in the lower limb angles, namely knee and ankle. What might differ between the different expected intra-limb coordinations is whether they already belonged or not to the participants' initial gait repertoire. Indeed, the instruction concerning the elbow was presumably easy to accomplish since it resembles the flexed elbow performed in running. Conversely, the instructions concerning the knee (keeping it extended during stance) and the ankle (maximal dorsiflexion at heel strike) could be considered as "artificial" in the sense that these required coordinations did not belong to the participants' initial repertoire and needed therefore to be learnt. Moreover, the elbow joint was not subject to the motorized treadmill constraint unlike the heel and knee joints, for which this additional mechanical constraint had to be surpassed in order to establish the new required pattern.

Another result that needs to be put forward is that the early reorganization observed in the movements of body segments was not directly specified by the instructions (except elbow motion). Indeed, an increase in the amplitude of the pelvis downward rotation in frontal plane was pointed out at S1 compared to normal walking (see Table 3). According to Cairns et al. (1986), pelvis rotations in frontal plane play a key role in minimizing the vertical excursions of the upper body to compensate for the straightening of the leg. Participants also reduced the relative duration of the thigh's backward swing at S1 compared to S0, showing improvements towards a more adapted stance/suspension sequence approaching skilled racewalkers' duty factor (Cairns et al., 1986). These two results reveal an early reorganization in movement in order to achieve the task as instructed. Furthermore, increased variability in the pelvis and trunk rotations was also observed at S1 compared to S0, which brings two possible interpretations. First, the larger variability of the upper body movement at S1 compared to S0 could be a compensatory strategy to maintain balance in the face of antero-posterior perturbations created by the effort to hold the knee blocked as instructed and the "drag along" mechanical treadmill effect. Second, the release of the upper body could reveal an exploratory behavior or a search for the most appropriate pattern (Ko, Challis, & Newell, 2001). This could reflect a destabilization of spontaneous tendencies (i.e., walking pattern) to facilitate the adoption of more consistent modes of coordination (Newell, 1991).

Aside from the elbow instruction considered easy to accomplish, it is important to emphasize that the early reorganization in movement and changes in variability did not concern distal lower segments as expected from the given instructions. Changes in movement mainly occurred at the upper body and proximal levels where no specific instruction was given, but also, where the mechanical treadmill constraints did not apply as much as they did on lower distal segments. This could therefore be in line with the idea that complex motor learning (especially for phylogenetic activities such as locomotion) may preferably start at a proximal level. The early establishment of a new relative thigh

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

14

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

motion and quantitative changes in movement support the hypothesis of the existence of a first “coordination stage” in motor learning (Newell, 1985), where the novice first tries to establish basic spatial-temporal relations between the system’s components for functional execution of the task.

The early reorganization in movement at S1 did not induce any additional metabolic demands, since no significant differences in VO_2 or ECT were revealed at S1 compared to normal walking (S0). This lack of change could possibly indicate that metabolic aspects were not specifically involved at this early stage of learning. It is important to note, however, that the speed intensity used (i.e., $\text{PTS} = 7.75 \pm 0.77 \text{ km h}^{-1}$) was probably not powerful enough to engender a discriminatory factor in the level of effort produced. Yet, we believe that in this first stage of learning (i.e., coordination stage; Newell, 1985) the beginner rather focuses on accomplishing the task demands with no specific reliance on metabolic aspects.

4.2. Progression in skill acquisition

The learning sessions brought on relatively large significant modifications in movement variables. Among the variables that were immediately modified at S1 compared to S0, the relative duration of the thigh’s backward swing underwent another significant decrease in values with the learning sessions. This variable seemed to play a key role in the realization of the task, where not only its value continued optimizing but also presented less variability with learning. The reorganization of the lower limb relative motion was accompanied by the emergence of new and less variable coordinative patterns (i.e., phase relationships). Between S1 and S4, participants modified the relative phases between foot/thigh and knee/thigh. Interestingly, changes in coordination modes concerned more distal segments in comparison to the immediate proximal adaptations at S1. The reorganization in coordination is broadly consistent with Newell and van Emmerik’s proposition (1990) arguing in favor of the existence of a directional trend, from proximal to distal levels.

Moreover, in this study, movement reorganization occurred almost entirely in the first half of the learning sessions, between S1 and S4, for moderate speeds (PTS, PTS + 1, PTS + 2). These findings could suggest a rapid reach of a higher learning stage at S4 where a coordinative organization is indeed being assembled. According to Newell (1985), the second stage of learning, also called “control stage” is marked by the evolution of topological relations between coordinative patterns (i.e., relative phases), a decrease in dysfunctional variability and a higher consistency in task realization. Evidence of a higher consistency in the performance was given by the gait spatial-temporal characteristics. With practice, participants spontaneously increased stride frequency, a strategy used in skilled racewalking to avoid the loss of ground contact (Menier & Pugh, 1968). As a result, participants accomplished one of the main criteria associated with skilled racewalking by reducing the vertical displacement of the upper body, reflecting a better realization of the task. Furthermore, the motions of the elbow and trunk converged by S4 to more reproducible and stable patterns with a significant decrease in variability. In this study, participants weren’t expected to reach the “skill stage” of learning since 7 learning sessions were surely insufficient to approach optimal performance (Newell, 1985).

At moderate speeds, no significant improvements in movement were noted between S4 and S7. However, it seems that the introduction of higher speeds (PTS + 3, PTS + 4) at S4 had an influence on the frontal pelvis rotation, which is considered to be a key factor in reducing the vertical upper body’s displacement while maintaining the leg straightened (Cairns et al., 1986). The better utilization of the pelvis frontal rotation was observed between S4 and S7, as higher speeds probably constrained the system to adopt a more appropriate mode. What can be hypothesized is that the time scale of the progression in skill acquisition can possibly be reduced by modulating the treadmill speed, constraining somehow the system to find more appropriate movement patterns. Yet, further investigation is needed to confirm this hypothesis.

4.3. Metabolic energy expenditure, perceived exertion and movement reorganization

In order to ensure that changes throughout learning sessions were not related to improvements in physiological conditioning, all participants were required to present a good aerobic fitness level ($\text{VO}_{2\text{max}} : 56.8 \pm 7.32 \text{ mlO}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$). The intensity (45–60% $\text{VO}_{2\text{max}}$) and duration ($7 \times 30 \text{ min}$) of

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / *Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx*

15

practice trials were not sufficient to engender changes in aerobic fitness level to the studied population (Green, Cadefau, Cusso, Ball-Burnett, & Jamieson, 1995).

Results pointed out a continuous decline in energetic cost of transport (ECT), oxygen uptake (VO_2) and peripheral perceived exertion (PPE) over the course of learning sessions (Fig. 5). Even though the decrease in metabolic values and PPE became significant only at S7 when compared to S1, a decreasing trend was also visible between S1 and S4. This decreasing trend in metabolic variables and PPE happened concurrently with the process of early movement reorganization (S1–S4). The “control stage” of learning was thereby accompanied by an optimization in metabolic aspects and peripheral perceived exertion. This trend could be associated to the establishment of more economical coordination patterns.

Indeed, significant correlations were shown, from S1 to S4, between ECT and PPE ($r = .53$) and between PPE and the upper body's vertical displacement (STRN) representing the global movement reorganization ($r = .44$), explaining 28% and 19% of the total variance, respectively. In general, studies on perceived exertion scales reported high correlations ($r > .8$) between perceived exertion and physiological responses (Faulkner & Eston, 2007; Hampson, St Clair, Lambert, & Noakes, 2001) while using increments in exercise intensity in the protocol. One main purpose of these studies was indeed to prove the relationship between perceived exertion and physiological responses. However, in the motor learning framework, our results should be related to the work of Sparrow et al. (1999) who studied the effect of learning a rowing ergometer task at a constant power output on perceived exertion, metabolic variables and movement control with inexperienced participants. These authors did not find significant correlations between perceived exertion and metabolic variables despite an associated decrease of these variables, probably due to the insufficiently large changes in metabolic variables with practice. It is important to note that the correlations in this study came out significant although exercise intensities were also moderate (i.e., locomotion speed) and did not engender large variations in PPE. At this stage, a clear link between global movement reorganization, metabolic efficiency and sensory information regarding peripheral perceived exertion can be put forward. In line with these results, Murray and collaborators speculated that “the rationale for the unnatural appearing movements of racewalking must lie in the need to diminish the amplitude of the vertical excursion of the mass center of the body in order to conserve mechanical energy” (Murray, Guten, Mollinger, & Gardner, 1983).

On the other hand, even though a significant correlation was revealed between the global movement variable, ECT and PPE, it is also clear that movement reorganization (i.e., performance) had essentially reached a plateau at S4 while ECT and PPE continued optimizing till the last session. Almasbakk et al. (2001) have found similar results in a ski simulator learning task. The authors supported Sparrow's (1983) hypothesis on the theoretical relationship between performance and energy expenditure; i.e., that even after the reach of a plateau in performance, energy expenditure would continue decreasing, probably due to improvements of neuromuscular coordination.

In the search for a potential primary stimulus to movement reorganization, it is important to note that heart rate and central perceived exertion presented no reliable improvements with learning and showed no significant correlation with the global movement reorganization. It seems that metabolic efficiency and perceived exertion related to peripheral variables (PPE) stand as more powerful stimuli than CPE or HR for modifications to coordination and control with learning. Indeed, PPE presented the highest size effect of learning ($\eta^2 = .64$), the highest correlation with the global movement variable (STRN) and was therefore clearly more reduced with learning compared to all other physiological parameters and CPE. The perceived exertion is known to involve the integration of multiple afferent signals from peripheral and central variables (O'Dwyer & Neilson, 2000) and could precisely regulate exercise performance (Hampson et al., 2001). In this study, it seems that the afferences from receptors located in the muscles, tendons and joints, might have contributed more largely to the movement reorganization process, for optimized metabolic efficiency, than sensory information concerning cardio-respiratory responses. It has been shown that electromyographic activity of the major group muscles, for upper and lower body, are significantly increased in racewalking compared to normal fast walking (Murray et al., 1983). In this view, one could think that sensations resulting from afferent peripheral signals from muscles, tendons and joints receptors might require a decision to adjust the coordination and control of movement patterns, resulting in an increased efficiency. This suggestion

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

16

L. Majed et al./Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx

is in line with Sparrow et al.'s (1999) conclusions on the important role that peripheral sensation of effort might play in guiding movement pattern reorganization for metabolic optimization with increasing skill. However, the role of peripheral perceived exertion as a primary stimulus to movement reorganization, for metabolic optimization with increasing skill, is clearly worthy of further study.

5. Conclusion

The present findings support the existence of an early/immediate reorganization in movement with learning, presented in Newell's (1985) model as the "coordination stage". Progression in skill marked the reach of the "control stage", evidenced by significant evolution of topological relations between coordinative patterns (i.e., relative phases), a decrease in dysfunctional variability and a higher consistency in task realization, evolving following a directional trend, from proximal to distal levels. An optimization trend of metabolic aspects occurred concurrently with the movement reorganization. Significant correlations confirmed a relationship between global movement reorganization, metabolic energy expenditure and peripheral perceived exertion. More specifically, it seems that peripheral perceived exertion, resulting from afferent signals from receptors in muscles, joints and tendons could be an important factor in refining movement and in minimizing metabolic energy expenditure. This hypothesis needs further investigation to better understand the role of perceived exertion, in guiding movement patterns, when practicing a highly energy-demanding and biomechanically constrained motor task.

Acknowledgments

The authors are grateful to W.A. Sparrow for his advices and suggestions in the preparation of this research.

References

- Almasbakk, B., Whiting, H. T., & Helgerud, J. (2001). The efficient learner. *Biological Cybernetics*, *84*, 75–83.
- Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. London: Pergamon.
- Borg, G. A. V. (1973). Perceived exertion: A note on "history" and methods. *Medicine and Science in Sports*, *5*, 90–93.
- Borg, G. A. V., Ljunggren, G., & Ceci, R. (1985). The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *54*, 343–349.
- Caillou, N., Delignières, D., Nourrit, D., Deschamps, T., & Lauriot, B. (2002). Overcoming spontaneous patterns of coordination during the acquisition of a complex balancing task. *Canadian Journal of Experimental Psychology*, *56*, 283–293.
- Cairns, M. A., Burdett, R. G., Pisciotto, J. C., & Simon, S. R. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *18*, 446–453.
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C., & Koh, M. (2008). Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. *Acta Psychologica*, *127*, 176.
- di Prampero, P. E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports medicine*, *7*, 55–72.
- Diedrich, F. J., & Warren, W. H. Jr., (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human perception and Performance*, *21*, 183–202.
- Faulkner, J., & Eston, R. (2007). Overall and peripheral ratings of perceived exertion during a graded exercise test to volitional exhaustion in individuals of high and low fitness. *European Journal of Applied Physiology*, *101*, 613–620.
- Fougeron, B., Brisswalter, J., Goubault, C., & Legros, P. (1998). Le coût énergétique de la marche athlétique: évolution en fonction de la vitesse de déplacement. *Science & Sports*, *13*, 87–89.
- Gautier, G., Marin, L., Leroy, D., & Thouwarecq, R. (2009). Dynamics of expertise level: Coordination in handstand. *Human Movement Science*, *28*, 129–140.
- Green, H. J., Cadeau, J., Cusso, R., Ball-Burnett, M., & Jamieson, G. (1995). Metabolic adaptations to short-term training are expressed early in submaximal exercise. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, *73*, 474–482.
- Hagberg, J. M., & Coyle, E. F. (1984). Physiologic comparison of competitive racewalking and running. *International Journal of Sports Medicine*, *5*, 74–77.
- Hagberg, J. M., Nagle, F. J., & Carlson, J. L. (1978). Transient O₂ uptake response at the onset of exercise. *Journal of Applied Physiology*, *44*, 90–92.
- Hampson, D. B., St Clair, G. A., Lambert, M. I., & Noakes, T. D. (2001). The influence of sensory cues on the perception of exertion during exercise and central regulation of exercise performance. *Sports Medicine*, *31*, 935–952.
- Hanna, A., Abernethy, B., Neal, R. J., & Burgess-Limerick, R. J. (2000). Triggers for the transition between human walking and running. In W. A. Sparrow (Ed.), *Energetics of human activity* (pp. 124–164). Champaign, IL: Human Kinetics.

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

ARTICLE IN PRESS

L. Majed et al. / *Human Movement Science xxx (2012) xxx–xxx*

17

- Hong, S. L., & Newell, K. M. (2006). Change in the organization of degrees of freedom with learning. *Journal of Motor Behavior*, *38*, 88–100.
- Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., & Welch, H. G. (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: Review and commentary. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *27*, 1292–1301.
- Hreljac, A. (1995). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, *14*, 205–216.
- Huynh, H., & Feldt, L. S. (1970). Conditions under which mean square ratios in repeated measures designs have exact F-distributions. *Journal of the American Statistical Association*, *65*, 1582–1589.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2001). Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface. *Human Movement Science*, *20*, 737–764.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, *22*, 47–66.
- Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (1987). *Information, natural laws, and the self-assembly of rhythmic movements*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Lay, B. S., Sparrow, W. A., Hughes, K. M., & O'Dwyer, N. J. (2002). Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science*, *21*, 807–830.
- Lay, B. S., Sparrow, W. A., & O'Dwyer, N. J. (2005). The metabolic and cognitive energy costs of stabilising a high-energy interlimb coordination task. *Human Movement Science*, *24*, 833–848.
- Léger, L. A., & Lambert, J. (1982). A maximal multistage 20 m shuttle run test to predict VO₂max. *European Journal of Applied Physiology*, *49*, 1–5.
- Medbo, J. I., Mamen, A., Welde, B., Von Heimburg, E., & Stokke, R. (2002). Examination of the Metamax I and II oxygen analysers during exercise studies in the laboratory. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation*, *62*, 585–598.
- Medbo, J. I., & Tabata, I. (1989). Relative importance of aerobic and anaerobic energy release during short-lasting exhausting bicycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, *67*, 1881–1886.
- Menier, D. R., & Pugh, L. G. (1968). The relation of oxygen intake and velocity of walking and running, in competition walkers. *Journal of Physiology*, *197*, 717–721.
- Murray, P., Guten, G. N., Mollinger, L. A., & Gardner, G. M. (1983). Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *The American Journal of Sports Medicine*, *11*, 68–74.
- Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, *42*, 213–237.
- Newell, K. M., & Vaillancourt, D. E. (2001). Dimensional change in motor learning. *Human Movement Science*, *20*, 695–715.
- Newell, K. M., & van Emmerik, R. E. A. (1990). Are Gesell's developmental principles general principles for the acquisition of coordination? In J. E. Clark & J. H. Humphrey (Eds.), *Advances in motor development research* (pp. 143–164). New York: AMS Press.
- Newell, K. M. (1985). Coordination, control and skill. In R. B. Wilberg & I. M. Franks (Eds.), *Differing perspectives in motor learning, memory, and control* (pp. 295–317). Amsterdam: North-Holland.
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341–360). Dordrecht: Nijhof.
- O'Dwyer, N. J., & Neilson, P. D. (2000). Metabolic energy expenditure and accuracy in movement: Relation to levels of muscle and cardiorespiratory activation and the sense of effort. In W. A. Sparrow (Ed.), *Energetics of human activity* (pp. 1–42). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Seifert, L., Boulesteix, L., Chollet, D., & Vilas-Boas, J. P. (2008). Differences in spatial-temporal parameters and arm-leg coordination in butterfly stroke as a function of race pace, skill and gender. *Human Movement Science*, *27*, 96–111.
- Seifert, L., Leblanc, H., Chollet, D., & Delignières, D. (2010). Inter-limb coordination in swimming: Effect of speed and skill level. *Human Movement Science*, *29*, 103–113.
- Sparrow, W. A. (1983). The efficiency of skilled performance. *Journal of Motor Behavior*, *15*, 237–261.
- Sparrow, W. A., Hughes, K. M., Russell, A. P., & Le Rossignol, P. F. (1999). Effects of practice and preferred rate on perceived exertion, metabolic variables and movement control. *Human Movement Science*, *18*, 137–153.
- Sparrow, W. A., & Newell, K. M. (1998). Metabolic energy expenditure and the regulation of movement economy. *Psychonomic Bulletin and Review*, *5*, 173–196.
- Teulier, C., & Delignières, D. (2007). The nature of the transition between novice and skilled coordination during learning to swing. *Human Movement Science*, *26*, 376–392.
- Vereijken, B., van Emmerik, R. E. A., Bongardt, R., Beek, W. J., & Newell, K. M. (1997). Changing coordinative structures in complex skill acquisition. *Human Movement Science*, *16*, 823–844.
- Wilson, C., Simpson, S., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2008). Coordination variability and skill development in expert triple jumpers. *Sports Biomechanics*, *7*, 2–9.

Please cite this article in press as: Majed, L., et al. Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>

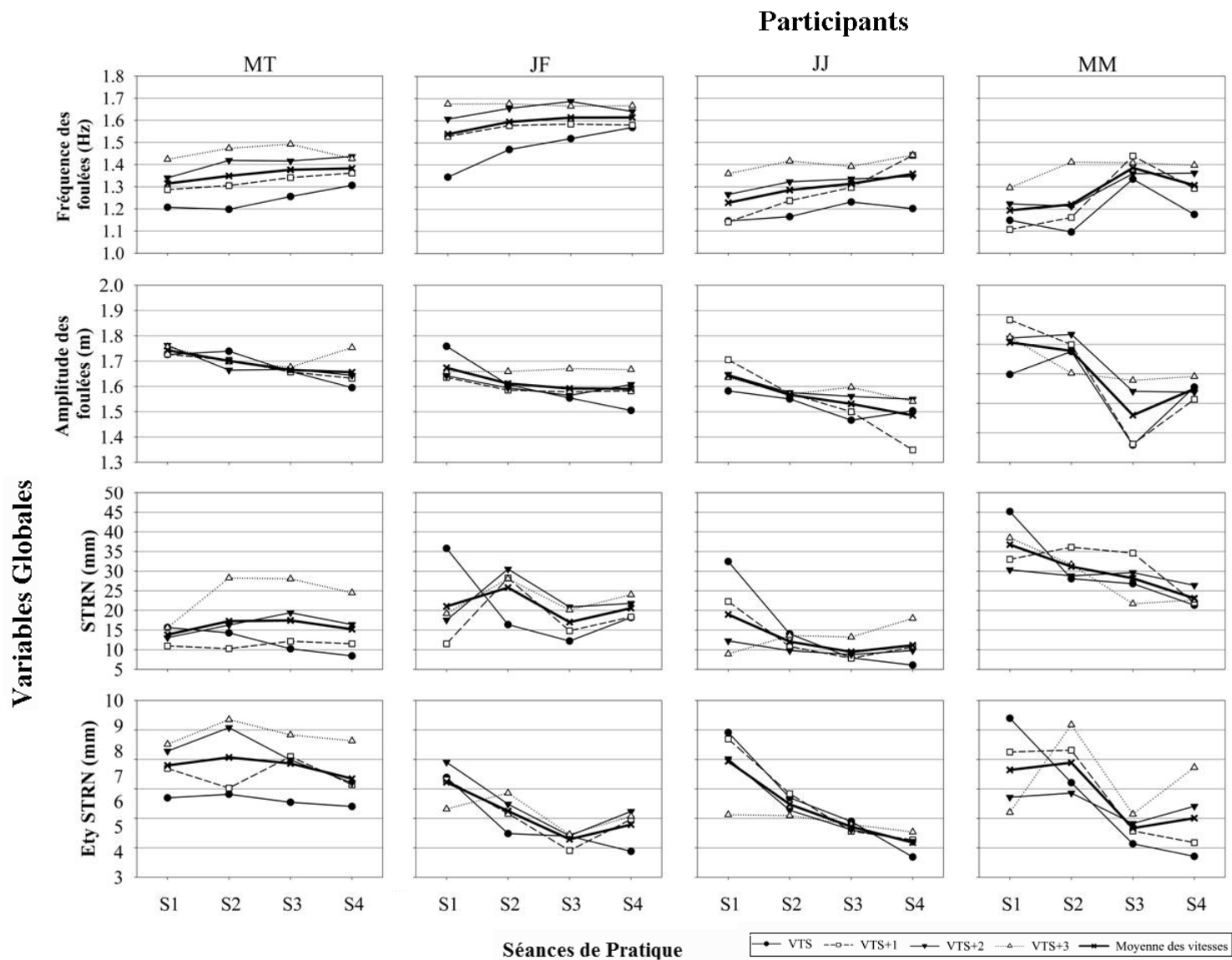


Figure 62. Représentations graphiques de l'évolution des valeurs de quatre variables globales (lignes) pour quatre participants (colonne) aux quatre séances de pratique (S1, S2, S3 et S4) pour les vitesses relatives VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3. Pour chaque graphique la moyenne des valeurs de toutes les vitesses est représentée pour chaque séance.

STRN : amplitude du déplacement vertical du sternum ; Ety STRN : variabilité de STRN.

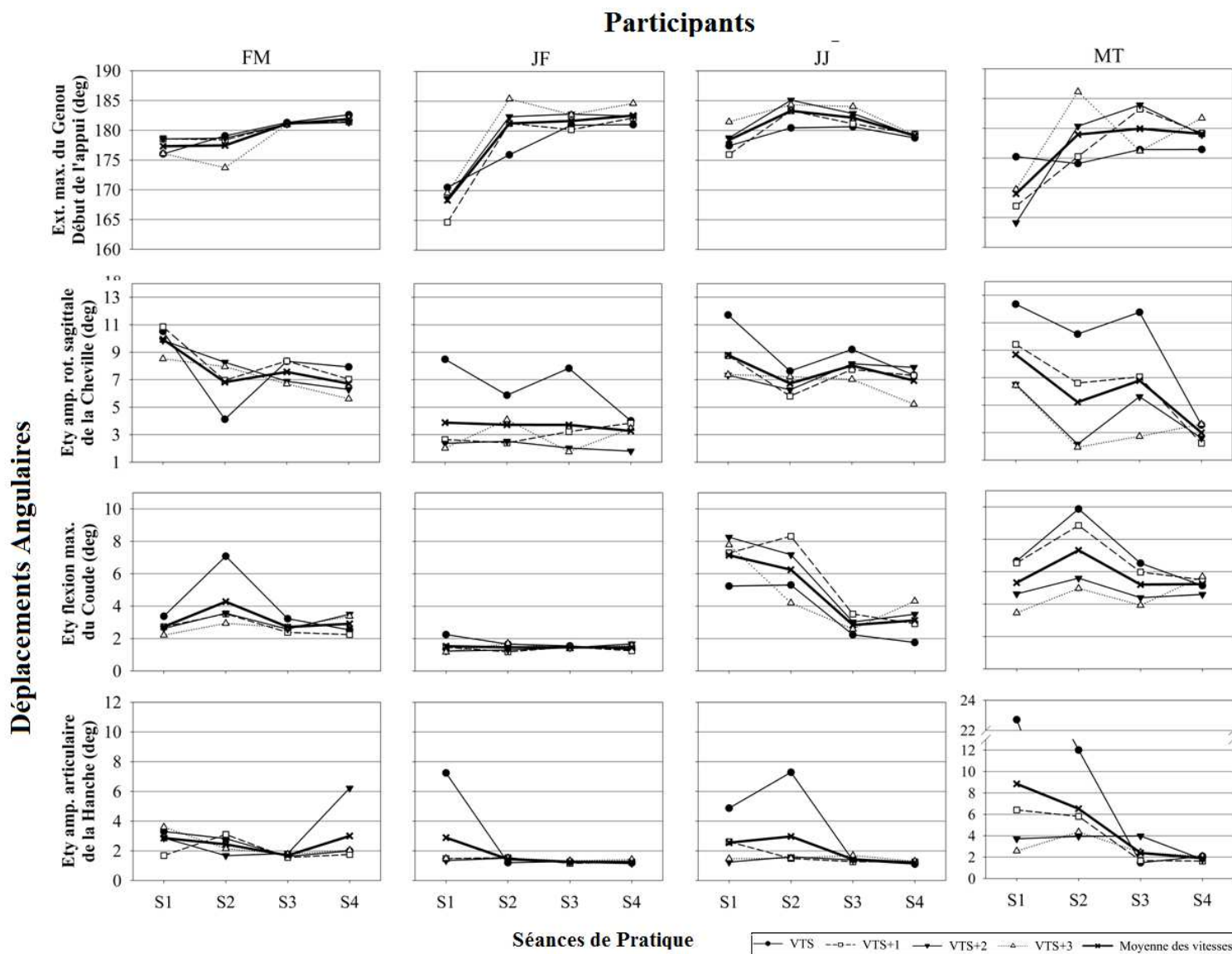


Figure 63. Représentations graphiques de l'évolution des valeurs des déplacements angulaires (lignes) pour quatre participants (colonne) aux quatre séances de pratique (S1, S2, S3 et S4) pour les vitesses relatives VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3. Pour chaque graphique la moyenne des valeurs de toutes les vitesses est représentée pour chaque séance.

Ext. max. : extension maximale

Ety amp. rot. : variabilité de l'amplitude de la rotation.

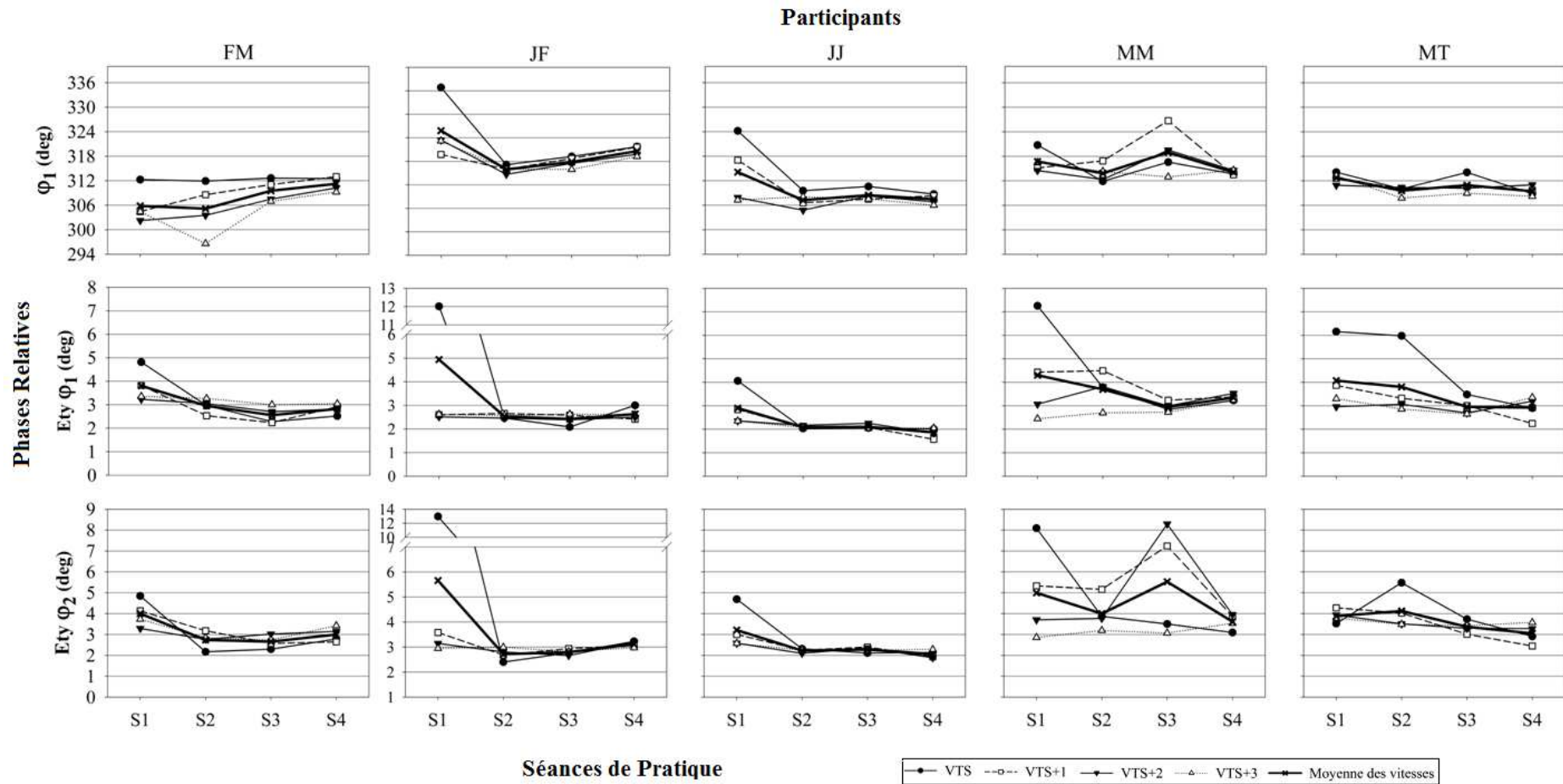
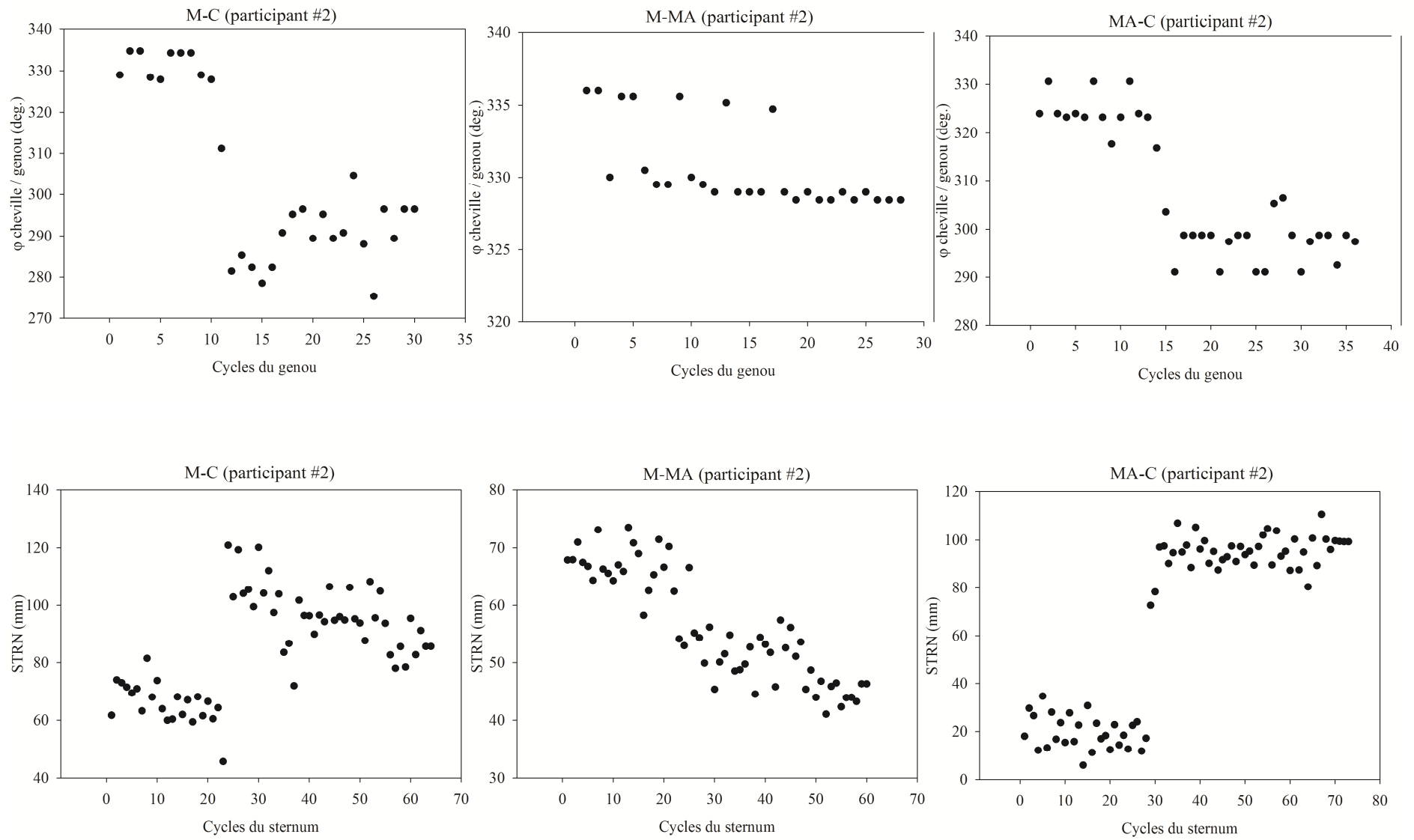
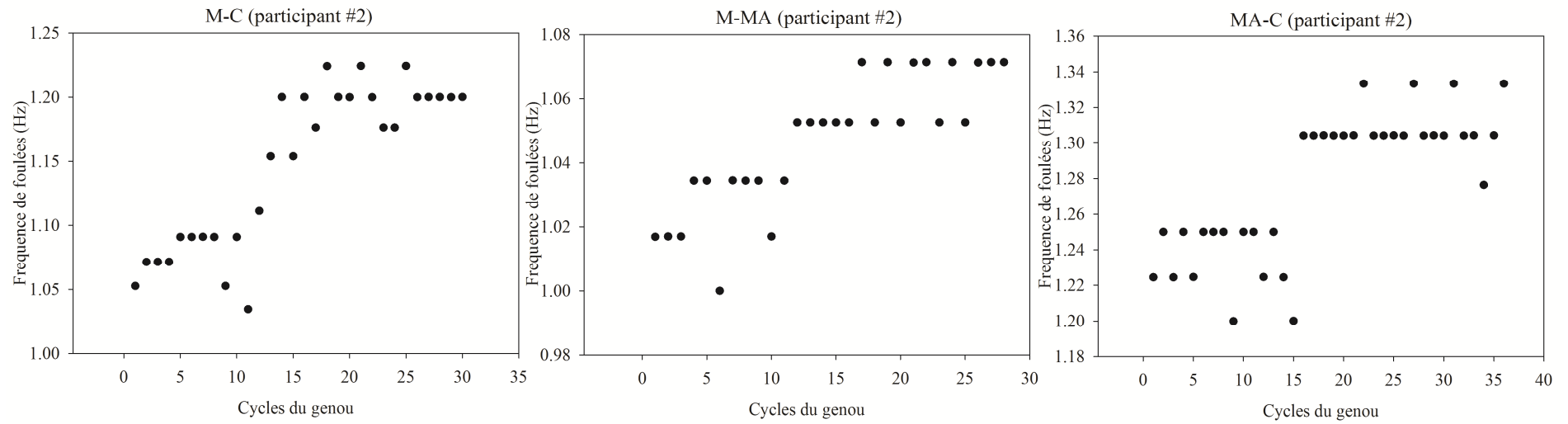


Figure 64. Représentations graphiques de l'évolution des valeurs des phases relatives (lignes) pour chaque participant (colonne) aux quatre séances de pratique (S1, S2, S3 et S4) pour les vitesses relatives VTS, VTS+1, VTS+2 et VTS+3. Pour chaque graphique la moyenne des valeurs de toutes les vitesses est représentée pour chaque séance. Φ_1 : phase relative de la flexion dorsale maximale du pied dans le cycle de la cuisse ; Ety Φ_1 : variabilité de la phase relative de la flexion dorsale maximale du pied dans le cycle de la cuisse ; Ety Φ_2 : variabilité de la phase relative de la flexion maximale du genou dans le cycle de la cuisse

Annexe 3 – Etude 3 – Exemples de graphes individuels concernant la nature abrupte ou graduelle du changement des valeurs des trois variables cinématiques au palier de transition



Annexe 3 – Etude 3 – Exemples de graphes individuels concernant la nature abrupte ou graduelle du changement des valeurs des trois variables cinématiques au palier de transition



Réorganisation du mouvement avec l'apprentissage d'une habileté motrice complexe, la marche athlétique : rôle de l'énergie métabolique et de la perception de l'effort. Effet de cet apprentissage sur les transitions marche-course

Résumé – Ce travail avait pour premier objectif d'analyser la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage d'une habileté motrice complexe, la marche athlétique. Le deuxième objectif était de mieux comprendre le rôle des facteurs métaboliques et de la perception de l'effort sur ce processus. Pour cela, les deux premières études se sont intéressées à l'évolution d'un grand nombre de variables cinématiques avec la pratique. Les participants ont reçu au début de chaque séance de pratique trois consignes (i.e., contraintes biomécaniques) concernant la réglementation et la technique de la marche athlétique. Les résultats de l'étude 1 ont mis en évidence une évolution rapide de la coordination et du contrôle (Newell, 1985) qui semble atteindre un plateau à la quatrième séance de pratique sur les sept réalisées. L'étude 2, qui analyse d'une façon plus approfondie ces quatre premières séances, a indiqué un rôle important des contraintes de la tâche sur la réorganisation du mouvement avec la pratique, réfutant l'existence de principes généraux concernant la maîtrise des degrés de liberté (Bernstein, 1967). De plus, l'étude 1 a montré une réduction des valeurs métaboliques et de la perception de l'effort périphérique lors de la pratique, qui corrèlent significativement avec la réorganisation globale du mouvement. Les résultats semblent indiquer un rôle important des informations sensorielles périphériques sur l'adoption de patterns de mouvements plus économiques avec la pratique. L'étude 3 a montré que suite aux 7 séances d'apprentissage, les participants adoptent spontanément au test de transition un nouveau comportement, la marche athlétique, entre la marche et la course, et ce pour des raisons non-métaboliques. En conclusion, ce travail propose que la réorganisation du mouvement lors de l'apprentissage de la marche athlétique soit orientée par les contraintes de la tâche d'une part et par la perception de l'effort périphérique d'autre part dans un but d'optimisation métabolique. Toutefois, l'optimisation des facteurs métabolique ne semble pas prioritaire lorsque le système locomoteur doit s'adapter rapidement face à un niveau critique de contrainte.

Mots Clés – apprentissage moteur, réorganisation du mouvement, optimisation métabolique, marche athlétique, transitions marche-course

Abstract – The first aim of the present work was to investigate movement reorganization with learning a complex motor skill, racewalking. The second aim was to bring more insight into the role of metabolic factors and perceived exertion. To do so, the first two studies analyzed the evolution of a large number of kinematic variables when participants underwent the practice sessions. At the start of each session, three instructions (i.e., biomechanical constraints) concerning the regulations and technique of racewalking were given. The results of the first study put forward a rapid evolution of coordination and control (Newell, 1985) that seem to reach a plateau at the fourth session out of seven in total. The second study, that investigated closely these first four sessions, revealed an important role of task constraints on movement reorganization, refuting the existence of general principles concerning the mastery of degrees of freedom (Bernstein, 1967). Furthermore, the first study showed a reduction in metabolic values and peripheral perceived exertion with practice, which were significantly correlated to the global movement reorganization. Overall, the results seem to raise an important role of peripheral sensory information on the adoption of more economical movement patterns with practice. The third study showed that after the seven learning session, participants spontaneously adopted racewalking as a new pattern in the transition test, between walking and running, for non-metabolic reasons. In conclusion, the present work proposes that the movement reorganization accompanying the learning of racewalking is oriented by task constraints on one side and peripheral perceived exertion on the other aiming for metabolic optimization. Nevertheless, optimization of metabolic factors doesn't seem a priority when the motor system should quickly adapt to a critical level of constraints.

Keywords – motor learning, movement reorganization, metabolic optimization, racewalking, walk-to-run transitions