



HAL
open science

Caractérisation des comportements posturo-cinétiques en sprint

Françoise Natta, Alexandre Boisnoir, Leslie M. Decker

► **To cite this version:**

Françoise Natta, Alexandre Boisnoir, Leslie M. Decker. Caractérisation des comportements posturo-cinétiques en sprint. [Rapport de recherche] Rapport du projet de recherche MJSVA n°03-006, Institut National du Sport et de l'Éducation Physique (INSEP). 2006. hal-01936305

HAL Id: hal-01936305

<https://insep.hal.science//hal-01936305>

Submitted on 27 Nov 2018

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.



Françoise Natta, Leslie Decker, Alexandre Boisnoir

Travail Effectué par

Laboratoire Mouvement, Action et Performance - INSEP
Laboratoire Adaptations et Évolutions des Systèmes Ostéomusculaires - Muséum d'Histoire Naturelle
CETAPS - Université de Rouen

Téléchargement sur le site : <http://sciences.campus-insep.com>

Merci

À Messieurs Gérard LACROIX, Responsable du Pôle Espoir de la Fédération Française d'Athlétisme de la Ligue Poitou-Charentes, et Marc BORLEE, Directeur de la Société MB Performance (Belgique). Ils ont permis de compléter un site expérimental exceptionnel pour étudier la rythmicité de la course du sprinter à vitesse stabilisée et ont participé activement à toutes les expérimentations sur cette partie de l'étude.

A Monsieur Antoine COUTURIER, Ingénieur de Recherches, Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie au sein de l'INSEP qui a développé sous Origin un logiciel qui intègre plusieurs modules pour le traitement des données, notamment électromyographiques.

A Monsieur Paul-Antoine Libourel, Ingénieur en Instrumentation Scientifique et Technique au sein de la FRE 26 96 (Muséum National d'Histoire Naturelle) qui a développé sous Matlab un logiciel qui intègre quatre fonctions essentielles pour la construction des cyclogrammes.

A Mademoiselle Annabelle COUILLANDRE, Maître de conférence au sein de l'Université de Nanterre (Paris X) et Monsieur Pierre Portero, Professeur des Universités au sein de l'Université de Créteil (Paris XII) pour leurs nombreux conseils sur les méthodologies propres à l'enregistrement des données électromyographiques et à leur aide sur la discussion des résultats.

À Monsieur Christian KAPFER, Enseignant titulaire STAPS au sein de l'Université d'Evry-Val d'Essonne, Entraîneur Brevet d'Etat 3^e Degré en Athlétisme et Préparateur physique du RC-Villebon Volley-Ball Professionnel Féminin, qui a fédéré un grand nombre d'athlètes indispensables à la réalisation de ces travaux.

A l'équipe de l'UPA de l'INSEP pour leur grande gentillesse et générosité. Elle nous a prêté tous les matériels indispensables (rideaux pour limiter la luminosité ambiante, câbles BNC pour synchroniser l'ensemble des appareils de mesure sur une distance de plus de 100 mètres !) pour monter un site expérimental offrant les meilleures conditions de capture du mouvement lors des journées d'expérimentation avec le système VICON.

A l'équipe de l'UFAVI de l'INSEP, qui a toujours répondu positivement à nos nombreuses requêtes quant aux prêts de caméras et de matériels complémentaires à ceux de la production audiovisuelle. Aussi, c'est grâce à eux que la soutenance de Leslie Decker a pu être filmée dans sa totalité et que les deux soutenances sont diffusées sur le site de l'INSEP.

A tous les entraîneurs et athlètes qui ont consacré parfois un temps long et précieux à la passation des différentes expérimentations.

A tous les collègues, étudiants et amis qui ont fourni l'aide indispensable au bon déroulement des expérimentations.

Cette étude a donné lieu à deux thèses, la première portant plus particulièrement sur le départ du sprint et la seconde portant sur la phase à vitesse moyenne stabilisée de la course.

Les deux soutenances peuvent être visionnées sur : www.insep.fr/. Le chemin d'accès est : Fonds documentaires/Formation audiovisuelle/A voir/Téléchargement vidéo/Autres thèmes.

Thèses de :

Alexandre BOISNOIR

Thèse de Doctorat de l'Université de Rouen

Ecole Doctorale Sciences Humaines et Sociales : Savoirs, Critique, Expertises

Spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Titre : Le départ d'une course de vitesse - La gestion d'une double contrainte

Soutenu le 9 novembre 2006, devant le jury composé de :

Pr Armande LEPELLEC, Université de Nanterre (Paris X), Présidente du jury

Dr Françoise NATTA, LMAP, INSEP, Co-directrice de thèse

Pr Didier CHOLET, CETAPS, Université de Rouen, Co-directeur de thèse

Pr Jacques DUCHATEAU, Université de Bruxelles, Rapporteur

Dr Pierre PORTERO, Université de Créteil (Paris XII), Rapporteur

M Guy ONTANON, FFA, Membre invité

Leslie DECKER

Thèse de Doctorat de l'Université Paris 6, Pierre et Marie Curie

Ecole Doctorale Cerveau – Cognition – Comportement (ED 3C)

Spécialité : Biomécanique du mouvement

Titre : Approche alternative à la normalisation et l'évaluation de patrons locomoteurs - application au sprint athlétique

Soutenu le 26 octobre 2006, devant le jury composé de :

Pr Didier ORSAL, CNRS UMR 7101, UPMC (Paris VI), Président du jury

Dr Sabine RENOUS, CNRS FRE 2696, MNHN, Co-directrice de thèse

Dr Françoise NATTA, LMAP, INSEP, Co-directrice de thèse

Pr Philippe GORCE, LESP EA 3162, Université de Toulon et du Var, Rapporteur

Dr Jean-Christophe AUFFRAY, CNRS UMR 5554, Université Montpellier II, Rapporteur

Pr Nicholas STERGIOU, UNO's HPER Biomechanics Laboratory, USA, Examineur

Pr Dennis Everette SLICE, University of Vienna, Austria, Examineur

Dans ce rapport, seront présentés les aspects les plus directement appréhendables de ces travaux. Les mémoires sont disponibles dans leur intégralité. Progressivement, deux autres sources permettront à la communauté sportive de s'approprier les résultats de ces travaux :

- les publications dans les revues techniques d'entraîneurs,
- l'alimentation du site <http://sprint.insep.fr/> par Françoise Natta, Chantal Réga et Bruno Reine.

Un important effort de communication scientifique des résultats aux tests a été effectué par la mise au point d'un CD-room personnalisé ou via Internet pour l'athlète et son entraîneur et des réunions ont été organisées pour des retours explicatifs de ces résultats, en vue de l'optimisation des procédures de préparation à tous les niveaux de pédagogie (du novice à l'expert).

Le logiciel Memosport a été développé au cours de cette étude. Il s'agit d'un logiciel d'analyse de forme adapté à l'analyse des patrons locomoteurs. Ce logiciel a été conçu par Dr. Leslie Decker, écrit en langage C# par M. Vincent Laine dans le cadre d'un stage informatique financé par le Muséum National d'Histoire Naturelle et l'Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). Le développement de Memosport vise à terme à mettre en correspondance des données objectives mesurables et analytiques avec les données subjectives et qualitative fournies par l'expert du domaine (entraîneurs). Memosport est un outil d'évaluation de la performance de l'athlète au travers de l'examen du cyclogramme ("forme dynamique", reflet du patron de course). La difficulté première réside dans le choix de la "référence à partir de laquelle une différence sera considérée comme significativement différente de l'organisation motrice "expert". Il est impossible de déterminer une "anomalie" dans le patron locomoteur sans se référer à une certaine normalité. L'analyse Procuste, utilisée pour le traitement des données, personnalise la normalité en recherchant l'unité qui persiste derrière la diversité des patrons locomoteurs au sein d'une même spécialité athlétique de course (e.g. sprint). Ensuite, il devient possible de mettre en évidence les patrons locomoteurs atypiques en termes à la fois quantitatif, visuel et statistique. C'est cette combinaison des trois approches qui fait tout l'intérêt du logiciel Memosport. L'application des outils morphométriques, et plus particulièrement ceux basés sur la méthode Procuste, suppose la définition préalable de "points isodynamiques" (PI). Chaque PI correspond à une posture à un instant-clé du cycle de course. Les algorithmes de détection des PI ont été d'ores et déjà développés et validés. Ils se présentent sous forme de fichier XML permettant à l'opérateur de modifier éventuellement la façon dont les PI sont identifiés, ou d'en ajouter de nouveaux pour les besoins de l'étude. Les PI servent à la caractérisation de la géométrie du cyclogramme, indépendamment des facteurs de taille et de vitesse de course. Bien entendu, plusieurs combinaisons de PI peuvent être utilisées. Ce logiciel est sous licence GNU/GPL.

Chapitre 1 : Introduction générale.....	6
1. Justification de la thématique de recherche	6
2. Cadre théorique.....	6
2.1. Locomotion humaine et performance sportive	6
2.2. Référentiels et représentations du mouvement.....	10
2.3. Normalisation et réduction de la dimension des données expérimentales.....	12
3. Problématique et hypothèses de recherche.....	14
Chapitre 2 : Matériel et méthodes.....	17
1. Matériel.....	17
1.1. Site expérimental.....	17
1.2. Acquisition des données cinétiques	17
1.3. Acquisition des données cinématiques	20
1.4. Acquisition des données électromyographiques pendant le départ	22
1.5. Acquisition des données de rythmicité pour cycle de jambe à vitesse stabilisée .	25
1.6. Système de synchronisation et connection des différents outils.....	27
2. Méthodes	29
2.1. Modèle anthropométrique de Mollard.....	29
2.2. Méthodes de réduction de dimensionnalité	30
2.3. Reconnaissance des patrons de mouvements cycliques.....	33
Chapitre 3 : Le départ du sprint.....	38
1. Revue de littérature : le départ en starting-blocks.....	39
1.1. Contribution du départ à la performance d'une course de vitesse	40
1.2. Le départ : aspects matériels et réglementaires	40
1.3. Temps de réaction	42
1.4. Caractéristiques du départ en starting-blocks	43
1.5. Synergies musculaires lors du départ en starting-blocks	47
1.6. Premiers appuis de course.....	49
1.7. Déséquilibre lors du départ.....	51
2. Problématique et hypothèses de travail.....	52
2.1. Problématique	52
2.2. Hypothèses de travail.....	52
3. Matériel et méthode spécifiques aux départs.....	53
3.1. Population de l'étude des départs.....	53
3.2. Espace de capture spécifique à l'étude des départs.....	54
3.3. Méthodes spécifiques à l'analyse des départs.....	54
3.4. Variables analysées.....	56
4. Résultats : le départ en starting-blocks	58
4.1. Cinématique du centre de masse	58
4.2. Structure temporelle	62
4.3. Posture initiale	71
4.4. Mise en action	73
4.5. Forces externes	88
4.6. Synergies musculaires lors du départ	101

5. Discussion	115
5.1. Gestion de la double contrainte.....	115
5.2. Spécificités du premier appui de course.....	120
5.3. Synergies musculaires	121
5.4. La dimension latérale et la double contrainte	125
6. Conclusion générale et perspectives	127
6.1. Conclusion générale	127
6.2. Perspectives	128
Chapitre 4 : Analyse de la course à vitesse stabilisée	130
1. Cadre d'étude de l'analyse rythmique des pas	130
1.1. Concept de la vitesse	130
1.2. Vitesse des mouvements cyclique	131
1.3. Différentes phases d'une course de 100 mètres	132
1.4. Phase de maintien de la vitesse maximale	135
1.5. Fréquence et amplitude des pas à vitesse maximale.....	136
1.6. Effet de la morphologie (longueur des membres inférieurs)	138
2. Cadre d'étude de l'analyse procuste du cyclogramme.....	140
2.1. De la chronophotographie au cyclogramme.....	141
2.2. Description du cycle de course du sprinter	144
2.3. Travaux antérieurs	146
3. Problématique et hypothèses de recherche	147
3.1. But de la première partie de l'étude	148
3.2. But de la seconde partie de l'étude.....	149
4. Population étudiée et protocole	150
4.1. Population d'étude	150
4.2. Protocole expérimental et consignes aux sujets	152
5. Résultats de l'analyse rythmique des pas à vitesse maximale	153
5.1. Détection de la phase de vitesse maximale « stabilisée ».....	153
5.2. Description des profils rythmiques à vitesse stabilisée	156
5.3. Modélisation statistique des profils rythmiques.....	174
5.4. Synthèse	183
6. Analyse Procuste du cyclogramme du sprinter à vitesse maximale.....	185
6.1. Construction des cyclogrammes.....	186
6.2. Normalisation des cyclogrammes.....	194
6.3. Analyses statistiques multivariées	196
6.4. Résultats de la superposition Procuste des cyclogrammes.....	198
6.5. Positionnement des classes de sprinters dans le plan factoriel.....	199
6.6. Description des changements de conformation du cyclogramme.....	202
6.7. Continuum ou rupture de la non-expertise vers l'expertise ?.....	207
6.8. Influence de la longueur du membre inférieur sur la taille du cyclogramme	208
6.9. Expertise et symétrie fonctionnelle	210
7. Synthèse	212
8. Conclusions et perspectives	214
Bibliographie	218

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION GENERALE

1. JUSTIFICATION DE LA THEMATIQUE DE RECHERCHE

Les sportifs de haut niveau représentent un échantillon de la population particulièrement intéressant aux plans de l'adaptation, de l'efficacité et des limites du système neuro-musculo-squelettique. A ce titre, ils peuvent légitimement faire l'objet d'un cadre d'étude susceptible de fournir un corpus de connaissances utile en vue de l'optimisation des performances des non-experts.

L'étude systématisée des paramètres biomécaniques semble aujourd'hui plus intégrative. Ainsi, la biomécanique n'est plus considérée comme une discipline « unitaire » qui s'appuierait tantôt sur le point de vue du mécanicien tantôt sur celui du physiologiste, mais plutôt comme une approche interdisciplinaire dans laquelle le comportement mécanique est le reflet de l'acte moteur contrôlé par le Système Nerveux Central (SNC). Dans cette perspective, la biomécanique éclaire et affine la compréhension des processus de contrôle de l'acte moteur. L'intégration des contenus scientifiques dans la pratique sportive reste aujourd'hui l'apanage d'un nombre restreint d'intervenants. Pourtant, l'optimisation de la performance passe aussi par l'échange entre savoir scientifique et connaissance pratique. C'est pourquoi l'ensemble des travaux réalisés dans le cadre de cette recherche est axé sur cette interface avec une double visée : l'avancée des connaissances dans le domaine de la biomécanique du geste sportif, et la proposition d'outils scientifiques d'évaluation et d'aide à la prise de décision pour les praticiens.

2. CADRE THEORIQUE

2.1. LOCOMOTION HUMAINE ET PERFORMANCE SPORTIVE

2.1.1. Flexibilité de la performance motrice humaine

En 1912 à Stockholm, le premier record du monde au 100 mètres officiellement reconnu par l'IAAF (International Association of Athletics Federations) est atteint par Donald Lippincott en 10,6 secondes (s). En 1936, Jesse Owens domine Ralph Metcalfe et Martinus

Osendarp en 10,3 s, alors qu'il n'a pas encore vingt-trois ans. Au tournant du siècle, l'Américain Maurice Greene obtient les meilleures performances avec trois titres de Champion du Monde à Athènes en 1997 (9,86 s), à Séville en 1999 (9,80 s) et à Edmonton en 2001 (9,82 s), un titre de Champion Olympique à Sydney en 2000 (9,87 s) et un record du monde au Meeting d'Athènes en juin 1999 en 9,79 s. Le 14 juin 2005, Asafa Powell bat le record du monde à Athènes et le porte à 9,77 s. En 94 ans, les athlètes ont ainsi gagné 0,83 s sur une performance déjà importante. Depuis peu, sous l'impulsion de jeunes talents, le record de France est descendu en dessous de la barre fatidique des 10 secondes. Cette performance établie par Ronald Pognon en juin 2005 permet de classer le sprint français au plus haut niveau mondial.

Comment l'homme parvient-il à de tels niveaux de performance ? Comment de telles aptitudes de course s'acquièrent-elles ? Ces questions fascinantes encouragent à pousser plus avant la recherche sur le mouvement humain. La faculté remarquable des êtres humains à exécuter des « habiletés motrices » est une caractéristique essentielle des êtres vivants. Selon Guthrie (1952), « *l'habileté motrice est la capacité acquise par apprentissage d'atteindre des résultats fixés à l'avance avec un maximum de réussite et souvent un minimum de temps, d'énergie ou des deux* ». Être expert implique d'atteindre un « objectif environnemental » particulier en maximisant la certitude de la réussite, en minimisant les coûts énergétiques physique et mental, et en minimisant le temps requis (Schmidt & Wrisberg, 2004). Le concept d'« habileté » est à distinguer de celui d'« aptitude ». Tandis que les « habiletés » peuvent être modifiées par la pratique, les « aptitudes » sont (généralement) déterminées génétiquement et s'avèrent peu modifiables par la pratique ou l'expérience. En conséquence, les limitations dans les aptitudes requises pour une tâche particulière limitent le niveau de performance qu'un individu particulier peut espérer atteindre un jour. Cependant, même si un débutant ne réalise pas de très bonnes performances (au sens culturel du terme), mais que l'on soupçonne chez lui des aptitudes adéquates pour cette tâche, une grande partie du déficit peut être comblée par un entraînement efficace.

D'autre part, la configuration des aptitudes sous-tendant une tâche particulière change avec la pratique et l'expérience, ce qui rend la prudence nécessaire lorsqu'on essaie de prédire la réussite ultime d'un sujet sur la base de ses performances en début d'entraînement.

La pratique elle-même est la variable la plus importante pour l'apprentissage. Au plus haut niveau atteint par les champions, la quantité de temps, d'efforts, et de pratique qui a été investie dans la préparation est très impressionnante (Kottke, Halpern, Easton, Ozel, & Burrill, 1978). Il est donc clair qu'un taux très élevé de pratique est essentiel pour le développement très perfectionné des habiletés, de sorte que l'athlète qui veut vraiment réussir devrait être préparé à maximiser la quantité de pratique. Cependant, ce n'est pas encore suffisant car la qualité de cette pratique est également essentielle. Il est primordial d'organiser et de structurer la pratique de façon efficace, sous peine d'un grand gaspillage de temps.

L'observation des experts (et leur comparaison avec les moins experts) offre une opportunité pour tenter de comprendre, de manière indirecte, comment fonctionne l'apprentissage par l'identification des facteurs de performance. Le fait de savoir quels

facteurs expriment la différence entre les experts et les moins experts, et donc limitent ou non la performance de ces derniers, peut fournir un fondement pour favoriser la qualité d'intervention des différents acteurs (en particulier, les entraîneurs et les athlètes) dans les domaines de l'entraînement et de la pratique. La « performance motrice » réalisée lors du geste sportif représente la réponse optimale de l'organisme dans un contexte de contraintes à la fois externes (forces générées par le milieu) et internes (dynamique corporelle). L'organisation et la régulation du geste par le système nerveux tiennent compte de ces contraintes, notamment liées aux perturbations cinématiques (modifications de la géométrie segmentaire) et dynamiques (accélération segmentaire) qui accompagnent le mouvement. Elle est le résultat d'un long apprentissage au cours duquel l'interaction entre la commande nerveuse et ses effets cinématiques et dynamiques est progressivement intégrée pour permettre au geste d'atteindre son but et d'être réalisé dans des conditions optimales (Bouisset, 2002).

À la notion de performance, est étroitement liée la notion de « style », terme introduit au XIII^e siècle pour désigner une manière personnelle d'agir, jugée d'après des critères de valeur. Le mot s'emploie en sports pour parler de la façon personnelle de pratiquer un sport et signifie « qualité de comportement ». Dans le domaine sportif, le style est l'adaptation ou l'individualisation de la technique sportive par l'athlète pour optimiser sa performance (Kreighbaum & Barthels, 1996). Il est donc primordial de s'interroger sur l'existence possible de styles distincts, y compris chez les athlètes experts. L'identification de styles de course souligne l'avantage offert par le système neuro-musculo-squelettique qui, doté de multiples degrés de liberté, autorise des configurations squelettiques variées (Newell & Corcos, 1993). C'est ainsi que deux athlètes pourraient utiliser des combinaisons de mouvements segmentaires différentes pour des caractéristiques de foulée (vitesse, fréquence et amplitude) identiques. La mise en évidence statistique de ces styles est essentielle afin de caractériser et de comprendre les différentes stratégies employées selon les groupes et au sein d'un même groupe (expertise, allure, etc.).

2.1.2. Reproductibilité du cycle et commande nerveuse

La locomotion constitue le moyen d'effectuer un déplacement finalisé du corps. Comme toute autre tâche, elle répond à l'intention de réaliser un acte volontaire. À ce titre, la locomotion peut être définie par les contraintes imposées par l'objectif fixé, à savoir les paramètres de la tâche proprement dite et ceux de l'environnement.

La connaissance des différents paramètres de la tâche permet de caractériser la contrainte imposée au système. Cependant, connaître la contrainte ne suffit pas pour évaluer la difficulté qui est attachée à la réalisation de la tâche. En effet, pour répondre aux exigences de cette tâche, le sujet doit mobiliser ses ressources tant physiologiques que psychologiques : s'agissant de mouvements locomoteurs, il est nécessaire de mouvoir le tronc, les membres supérieurs et inférieurs de façon efficace. Il en résulte des adaptations fonctionnelles et comportementales sollicitant simultanément différentes fonctions. Il convient donc de considérer cette limite, c'est-à-dire de tenir compte de la « capacité

opératoire »¹ du sujet, en désignant de la sorte ce que l'on sépare parfois en « capacité physique » (ou « aptitude ») et « compétence » (ou « expertise », « habileté »).

Bernstein (1967), et plus tard Higgins (1977), ont identifiés les contraintes biomécaniques (i.e. gravité, friction, etc.), morphologiques ou anatomiques (structure physique et préparation psychologique de l'individu), environnementales (éveil personnel, température, éclairage, etc.), et leurs interactions affectant directement ou indirectement le mouvement humain. La difficulté de la tâche à exécuter dicte les contributions respectives de ces trois types de contraintes et produit, en conséquence, un patron de mouvement qui peut être plus ou moins reproductible selon le vécu et la connaissance antérieure (l'expertise) de l'exécutant. En outre, le système est fonctionnellement flexible ; le nombre de degrés de liberté mobilisables présente l'avantage de permettre de multiples configurations de la chaîne cinématique (« redondante »). Une telle « flexibilité » ou « manoeuvrabilité » d'ordre structural favorise donc la variété des mouvements locomoteurs, de même que les possibilités de « vicariance », c'est-à-dire de recours à une nouvelle configuration cinématique du geste, en cas d'atteinte musculaire, nerveuse ou articulaire.

2.1.3. Synergies motrices et invariants

Le fait que le geste réponde à son objet implique que les segments corporels soit mobilisés (ou immobilisés) de façon coordonnée. Cette coordination est la conséquence d'une organisation associant les multiples structures nerveuses contribuant à la commande de l'acte moteur. Dans la perspective, pour les centres nerveux supérieurs, de résoudre efficacement et rapidement les problèmes posés par l'organisation des actes moteurs, il semble essentiel que le nombre de paramètres contrôlés et celui des messages sensoriels à analyser soient faibles. En d'autres termes, il convient de réduire le nombre de possibilités qu'offre le système nerveux : c'est le « problème de Bernstein » (Bernstein, 1967). Bien que la redondance « d'ordre informationnel » soit distincte de la redondance « d'ordre anatomique », le terme de degré de liberté est indistinctement utilisé dans les deux cas.

Pour tenter de réduire la redondance d'ordre informationnel qu'offre le système sensori-moteur, on a recours à des hypothèses sur le fonctionnement du système de commande. La première porte sur la hiérarchie des centres et est fondée sur l'organisation anatomo-physiologique du système nerveux central : sur la base de multiples arguments ontogéniques, cliniques et expérimentaux, se dégage la notion de « niveaux d'intégration » subordonnés les uns aux autres selon des modalités dépendant de la catégorie de tâche considérée. La seconde porte sur le processus d'échange d'informations entre les composants du SNC. Elle suppose que le système de commande fonctionne selon un principe d'économie (« principe d'interaction minimale »). Ainsi, si les centres locomoteurs spinaux sont chargés d'assurer un certain rythme locomoteur, ils devront minimiser les influences d'origine périphérique, ainsi que celles en provenance des autres sous-systèmes comparables, situés aux niveaux spinal et supra-spinal. Dans ce contexte,

¹ La capacité opératoire résulte de la combinaison, à chaque instant, des ressources physiologiques et psychologiques du sujet. Son niveau dépend de l'apprentissage et du désapprentissage, des déficiences et de l'âge, et plus généralement, de l'« usure » (inconfort, douleurs, troubles, maladies, accidents).

l'organisation qui sous-tend l'exécution du mouvement procéderait d'un programme moteur, déterminé au préalable en fonction du but à atteindre. Il impliquerait un certain nombre de commandes motrices distinctes, s'adressant chacune à un nombre variable de groupes de sous-systèmes spécialisés, hiérarchiquement organisés. L'ensemble constituerait une « synergie motrice » c'est-à-dire « *une interaction fixe et reproductible entre articulations ou groupes d'articulations, innée ou acquise, organisée ou contrôlée par le système nerveux central, pour la solution efficace d'un problème moteur particulier* ». (Bouisset, 2002).

Un des problèmes majeurs que pose la commande du geste est de comprendre sur quels paramètres se fonde le système nerveux, afin qu'émerge telle ou telle configuration cinématique particulière pour effectuer un mode de locomotion. Les théories explicatives sont établies sur une argumentation incluant la recherche de caractères invariants, dont la plupart sont d'ordre biomécanique. Précisément, l'hypothèse faite est qu'il est possible d'inférer des régularités, c'est-à-dire des invariances observées dans le comportement moteur, aux représentations utilisées par le cerveau (Bernstein, 1967). Ces régularités peuvent être constituées par l'invariance de certains paramètres (cinématiques et dynamiques) ou par l'existence de relations reproductibles entre valeurs typiques ou instantanées. Comme ces relations permettent une description plus concise du mouvement, elles pourraient constituer des règles utilisées dans les toutes premières étapes de l'élaboration de la commande, c'est-à-dire lors de la « planification » du mouvement.

2.2. REFERENTIELS ET REPRESENTATIONS DU MOUVEMENT

2.2.1. Systèmes de coordonnées

Le mouvement se définit comme l'état d'un corps dont la position change continuellement par rapport à un repère. La trajectoire d'un point mobile, sa vitesse et son accélération sont essentiellement relatives, et dépendent du cadre de référence auquel se rapporte le mouvement. Ce cadre est composé d'un référent et d'un ensemble de relations permettant de situer un objet dans l'espace, et de décrire sa cinématique. Ainsi, le concept de « cadre de référence » est central à n'importe quelle description spatiale. Il en résulte la nécessité de disposer d'un repère d'espace et d'un repère de temps, c'est-à-dire un « référentiel » (Bouisset, 2002). Ce référentiel peut être constitué de trois axes rectangulaires se coupant en un point fixe, lié à la terre : ce repère est dit « galiléen ». Il permet d'exprimer le déplacement « absolu » d'un point quelconque : point matériel singulier, centre de gravité ou tout autre point d'un solide ou d'un système de solides. On peut aussi se référer à un système d'axes parallèles aux premiers, ayant pour origine un point quelconque du système, mais celui-ci étant alors mobile. Il permet d'exprimer le déplacement « relatif » d'un point matériel isolé, ou de tout point d'un système.

Dans la course à pied, par exemple, on peut représenter la trajectoire de la pointe du pied par rapport au sol ou par rapport à un repère anatomique (e.g. l'articulation de la hanche), considéré comme fixe. La trajectoire du déplacement de la cheville conduit à une forme

caractéristique dite en « poulaine » en raison de son étrange ressemblance avec ce type de chaussure à longues pointes recourbées, à la mode au XIV^e-XV^e siècle.

2.2.2. Systèmes de références spatiales

Le langage des entraîneurs sportifs s'adresse, en général, à des individus déjà bien informés du contexte propre à la discipline et aux conditions de compétition. Ce type de discours est donc elliptique, imagé et parfois codé. A titre d'illustration, lorsque le sprinter se voit distancé par un concurrent, il commet souvent l'erreur de se pencher en avant pour replacer son champ visuel à la hauteur de l'autre. Ce phénomène apparaît en fin de course avec la fatigue et se manifeste par une perte de fixation du bassin ; « le bassin fuit » selon les termes de l'entraîneur. Pour un compétiteur, la vitesse et la précision des mouvements sont d'abord conditionnées par l'ajustement de ses régulations posturales. C'est tout un édifice, le corps articulé, qu'il doit orienter vers une cible (Paillard & Bouchon, 1968).

Le système nerveux dispose d'une « représentation interne » de la position des segments, de leurs caractéristiques inertielles et de leurs relations avec le monde extérieur (forces d'appui au sol, forces de contact, orientation par rapport à la verticale gravitaire, etc.). L'intégration progressive des informations, issues notamment des récepteurs somesthésiques et visuels, permet d'établir un « modèle interne » du corps dans son rapport au monde environnant. Les actes moteurs diffèrent dans leur organisation selon le but qui est assigné et les moyens pour l'atteindre. Ainsi, la première étape de tout acte moteur est le choix d'un cadre de référence qui sera utilisé pour organiser la performance. Il existe trois principaux cadres de référence (Berthoz, 1991; Paillard, 1991). Le référentiel « géocentrique », défini par la verticale gravitaire, est extérieur au corps. Il sert de base à l'organisation de la posture de référence, mais également conditionne la fiabilité des informations recueillies par les organes de capture des signaux extérieurs, notamment visuels. Grâce aux vestibules², les centres sont automatiquement informés sur la posture de la tête, dont dépend le contrôle de la direction du regard. C'est la fonction de « centrale inertielle » jouée par la tête, porteuse des principaux organes sensoriels. Il en résulte une stabilité relative ou, du moins, une fiabilité suffisante pour que la tête devienne elle-même un élément de repérage spatial. Le référentiel « égocentrique », constitué par les différents segments articulés autour du tronc, est interne au corps. Théoriquement, l'axe égocentrique passe par le plan sagittal de la tête ; l'axe du tronc joue ainsi un rôle particulier dans le référentiel égocentrique. Pour compléter un tel inventaire des schémas représentatifs de l'action dans l'espace, le référentiel « allocentrique », représenté par la structure du monde extérieur, peut provenir de l'interface cutanée (e.g. la surface de contact des pieds ou d'une autre partie du corps avec le monde extérieur), visuelle (e.g. un repère visuel sur lequel se dirige le regard), ou auditive (e.g. les bruits de pas sur le sol) avec l'environnement. La position du corps et des différents segments sera alors calculée par rapport à ces repères extérieurs.

L'intérêt de ces systèmes de représentation de l'espace apparaît de façon remarquable dans les pratiques sportives. Grâce à leur ancrage commun sur des repères stables de l'espace

² Les canaux semi-circulaires du vestibule sont orientés dans les trois dimensions de l'espace tel que le représente la géométrie euclidienne : coïncidence ou intuition ? (Azémar, 2003).

physique, ils facilitent le contrôle central de nos actions. La tête peut ainsi présider aux interactions spatiales en dépit de la mobilité du corps. Pendant la course, la tête est stabilisée par un ancrage coordonné du vestibule et du regard sur des repères fixes. Le positionnement de la tête dans l'espace, ainsi constituée en une plate-forme de guidage stabilisée, apparaît comme le premier élément d'un ensemble de références s'emboîtant hiérarchiquement : tête/tronc puis tronc/segments (Pozzo & Studeny, 1987).

2.3. NORMALISATION ET REDUCTION DE LA DIMENSION DES DONNEES EXPERIMENTALES

2.3.1. Méthodes de normalisation

La « machine humaine » est d'une grande régularité, en particulier pour tous les mouvements cycliques tels que la marche et la course. A cette enseigne, c'est le geste du sportif de haut niveau qui constitue la référence. Pour en extraire les invariants, c'est-à-dire les paramètres biomécaniques constants, l'enregistrement du geste est réitéré plusieurs fois pour en déduire la réponse moyenne. Dans ces conditions, malgré la grande maîtrise du sujet, l'expérience montre que deux enregistrements successifs ne sont pas exactement superposables. Le système neuro-musculo-squelettique humain est extrêmement complexe (Newell & Corcos, 1993). De cette complexité structurale résulte aussi un système fonctionnel complexe qui est intrinsèquement variable : de très faibles fluctuations apparaissent lors de la répétition d'un même geste (cyclique ou non) en raison des différentes contraintes physiques et environnementales liées à l'exécution. La variabilité biologique peut être décomposée en deux termes : d'une part, la variabilité intra-individuelle, qui fait que la même grandeur mesurée chez un sujet donné peut être soumise à des changements aléatoires, et d'autre part, la variabilité inter-individuelle, qui fait que cette même grandeur fluctue d'un individu à l'autre. La variabilité intra-individuelle peut être observée lors de la mesure de la performance d'un athlète qui n'est pas capable des mêmes résultats à chaque essai, mais qui se différencie des autres athlètes par la seconde (variabilité inter-individuelle). La variabilité intra est, en général, moindre que la variabilité inter.

Afin de réduire cette variabilité, une pratique usuelle consiste à moyenniser les cycles mesurés dans les mêmes conditions. La durée des cycles de locomotion pouvant être différente, l'axe du temps est habituellement normalisé en pourcentage de cette durée. C'est le temps global moyen du cycle (e.g. 1000 ms pour un cycle de marche) qui est pris comme base pour normaliser la durée des différentes phases. Sur le plan fonctionnel, il est ainsi plus aisé de déterminer l'évolution du pourcentage de chacune de ces phases en fonction de l'évolution de la vitesse de marche par exemple. Ainsi, la normalisation temporelle du cycle en pourcentage suppose une échelle (graduation) temporelle uniforme des cycles ayant différentes durées, pourtant, rien ne garantit cette hypothèse. Dans certaines applications (e.g. étude des changements de vitesse de locomotion), cette hypothèse n'est d'ailleurs pas valide (Forner-Cordero, Koopman, & van der Helm, 2003). Par conséquent, l'instant de l'occurrence d'un événement-clé du cycle pourrait être décalé suivant les séquences d'allure (Sadeghi, Allard, Shafie, Mathieu,, Sadeghi, & Prince, 2000). Ces

décourages généreraient une augmentation de la déviation standard des données recueillies, et par conséquent, une moindre probabilité de trouver des différences significatives. En outre, la littérature récente a montré que la fluctuation temporelle dans les cycles, précédemment interprétée comme le résultat de processus aléatoires i.e. du bruit (Glass & Mackey, 1988), contient de l'information sur la commande des paramètres d'allure et de stabilité, éliminée par le calcul de la réponse moyenne (Dingwell & Cusumano, 2000 ; Gleick, 1987; Hausdorff, Peng, Ladin, Wei, & Goldberger, 1995 ; West & Griffin, 1999). La variabilité temporelle entre les cycles consécutifs a été reconnue comme un indicateur de plusieurs pathologies ou comme un prédicateur des chutes chez les personnes âgées (Collins & De Luca, 1993 ; Dingwell & Cavanagh, 2001 ; Goldberger, Amaral, Hausdorff, Ivanov, Peng, & Stanley, 2002 ; Riley & Turvey, 2002).

Des travaux récents ont porté sur l'adaptation d'algorithmes à des séries temporelles (Das, Lin, Mannila, Renganathan, & Smyth, 1998; Debregeas & Hebrail, 1998; Keogh & Pazzani, 1998). Ces algorithmes permettent d'ajuster des courbes temporelles de forme similaire même si elles ne sont pas en phase. Le principal inconvénient est la complexité des calculs rendant difficile la comparaison d'un nombre élevé de séries temporelles (mémoire ou espace disque insuffisants). Une autre technique d'alignement, permet de recalibrer les courbes par une transformation non linéaire de l'échelle des temps. Sadeghi *et al.* (2000, 2003) ont mis en évidence l'intérêt de cette technique pour réduire la variabilité inter-individuelle des données sans affecter les caractéristiques des courbes. Cependant, selon Kneip et Gasser (1992), cette procédure ne peut être appliquée que sur des sujets valides présentant un patron d'allure commun, même si des variations en amplitude et en phase existent entre les courbes individuelles.

Récemment, Forner-Cordero, Koopman, & van der Helm (2006) ont proposé une méthode décrivant l'allure comme une séquence d'états capable de préserver la variabilité à l'intérieur du cycle. Le point clé de cette approche est la représentation de l'allure par un vecteur (de variables) d'états évoluant dans le temps. Lorsque le corps se déplace, ces variables d'états décrivent une certaine trajectoire dans l'espace (Hurmuzlu & Basdogan, 1994). En supposant que l'allure soit quasi-périodique, les variables d'état atteignent des valeurs similaires (mais pas nécessairement identiques) d'un cycle à l'autre. La combinaison de ces variables d'état (électromyographiques, cinématiques³ et/ou cinétiques⁴) à un instant donné du cycle crée le vecteur d'état. Ce dernier est utilisé pour calculer la période instantanée du cycle, c'est-à-dire le temps entre deux états équivalents consécutifs. Il fournit, par ce moyen, une mesure des fluctuations temporelles entre les cycles. Cependant, cette méthode, basée sur une succession d'états, est influencée par le bruit des mesures et la fréquence d'échantillonnage qui pourraient causer des erreurs dans l'identification des états équivalents. Afin d'obtenir des mesures fiables, une fréquence d'échantillonnage élevée est requise si l'on veut distinguer des adaptations subtiles dans le cycle, par exemple, sur des terrains irréguliers où le placement du pied doit être

³ Les variables cinématiques décrivent les mouvements des corps, en dehors des forces qui les produisent (e.g. vitesse, distance de déplacement : Winter, 1979).

⁴ Les variables cinétiques sont relatives à la mesure de la force. Plusieurs techniques peuvent être mises en œuvre pour mesurer des variables cinétiques. Une des plus fréquentes est la mesure à partir d'une plate forme de force.

soigneusement planifié d'un pas à l'autre, ou dans l'analyse de l'allure chez les personnes âgées (Hausdorff, Rios, & Edelberg, 2001; Maki, 1997).

Concernant la normalisation en amplitude des cycles, une solution consiste à présenter les données sous la forme de nombres adimensionnels (Alexander & Goldspink, 1977; McMahon & Bonner, 1983; McMahon, 1984). La longueur des pas (l), par exemple, n'est pas exprimée en unités de longueur, mais par un rapport l/l_0 , où l_0 est une longueur (caractéristique) constante qui peut aisément être mesurée sur le sujet, telle la stature ou la hauteur du membre inférieur (Hof, 1996; Zijlstra, Prokop, & Berger, 1996). Cette méthode admet une similarité géométrique et dynamique entre tous les individus. Autrement dit, deux individus ont des tailles géométriquement semblables, si la taille de l'un peut devenir exactement la taille de l'autre par modification uniforme de l'échelle de toutes les dimensions corporelles (hauteur, largeur, longueur), une hypothèse questionnable. En outre, différentes méthodes de correction de l'effet « taille » peut entraîner des résultats différents.

3. PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES DE RECHERCHE

Sur L'entraînement athlétique général, se greffe nécessairement une activité spécifique, pour chacune des spécialités sportives, qui permet au sujet de réaliser des prestations de niveaux élevés. Lorsqu'un athlète a acquis la meilleure condition physique pour pratiquer un sport donné, on observe que celui-ci est bien loin de pouvoir exceller dans une autre spécialité, même si elle est proche de la sienne. La raison de cette situation est à rechercher non pas tant dans une réaction différente du cœur et de l'appareil circulatoire à l'exercice, même si les réponses cardiaques et ventilatoires à des charges de travail identiques peuvent être différentes suivant le type d'exercice (Veicsteinas, Sarchi, Belleri *et al.*, 1984). Il s'agit plutôt d'une réponse différente des muscles impliqués dans l'exercice, qui nécessitent un entraînement spécifique pour pouvoir développer la puissance la plus élevée avec la dépense énergétique la plus faible.

Le présent travail s'intéresse à l'étude du sprint athlétique (course de vitesse), et plus particulièrement à l'analyse du phénomène de spécialisation dans cette activité. Le sprint athlétique, activité codifiée de performance motrice, se caractérise par une succession de phases d'appuis et de phases aériennes : c'est une activité cyclique complexe dans laquelle la performance obtenue est le résultat de l'interaction de nombreux facteurs (biomécaniques et physiologiques, psychosociologiques, environnementaux, pédagogiques et didactiques, techniques et réglementaires). La performance sportive étant un phénomène multifactoriel, elle fait l'objet de nombreuses investigations au travers des différents champs scientifiques. Les disciplines des sciences humaines et des sciences du vivant permettent de porter un regard sur le sens que l'athlète « donne » à sa motricité et sur les dispositions biologiques qui lui permettent de la réaliser. La biomécanique aide à la compréhension des phénomènes physiologiques qui sous-tendent l'exécution du mouvement, et à l'identification des gestuelles les plus performantes, en particulier dans le domaine des activités sportives. De façon concrète et pratique, au regard des préoccupations des entraîneurs, le phénomène de spécialisation est l'opération de

formation par laquelle on conduit un athlète d'un niveau de connaissances et de compétences donné (stade « débrouillé ») à un niveau supérieur (stade « confirmé »). Si la course à pied relève d'une motricité usuelle, la technique du sprinter est totalement construite et fait l'objet d'apprentissages authentiques. L'engagement de certains muscles réclame une adaptation spécifique en contradiction avec leur physiologie initiale. Si les muscles ischio-jambiers ont un rôle prépondérant dans le sprint, la préparation de ce groupe musculaire pour la vitesse se heurte à des caractéristiques fonctionnelles inadaptées à la course de vitesse, lesquelles peuvent expliquer la fréquence des lésions musculaires de cette région anatomique chez le sprinter.

Au cours de son activité d'entraîneur⁵, Piasenta (1988, 1994) a rarement observé, pour un même athlète, une concordance entre son « niveau de maîtrise »⁶ et son « niveau de performance »⁷. Les niveaux de maîtrise correspondent à une évolution de comportements, objectivés par une progression de capacités et de « savoir-faire ». Ces niveaux de maîtrise constituent les objectifs à atteindre pour progresser. C'est probablement la difficulté de détecter ces référentiels de « savoir-faire » caractéristiques de différents niveaux de pratique qui explique la limitation à des classements par niveaux de performance définis par des tableaux de « performance plancher » (barèmes de la Fédération Française d'Athlétisme⁸). Cette définition des différents niveaux de maîtrise constitue une nouvelle approche méthodologique de l'observation. Un tel niveau d'observation requiert une accumulation de connaissances pluridisciplinaires pour dépasser le descriptif des techniques dans lequel se limite souvent la formation précocement spécialisée. Cela étant dit, certains éléments de maîtrise technique ne peuvent être réalisés sans un important potentiel physique. La pratique a souvent, dans le domaine de l'intervention, devancé la théorie : la plupart des solutions proposées par les entraîneurs sont issues de réflexions conduites à partir de leur expérience de terrain et des multiples observations menées quotidiennement. Dans le cas d'une habileté fermée⁹, les bases techniques constituent les « pré requis » ou « invariants » de la spécialité qui sont les axes sur lesquels les entraîneurs construisent le « référentiel commun » de la préparation physique ; l'individualisation constitue en quelque sorte une régulation logique en fonction des qualités (« points forts » et « points faibles ») de l'athlète qu'il s'agisse du développement des aptitudes physiques, techniques ou mentales.

⁵ Parmi les athlètes dont Jacques Piasenta a assuré la préparation, Michèle Chardonnet et Stéphane Caristan se sont distingués aux Jeux Olympiques de Los Angeles en 1984.

⁶ Classement par « niveaux de maîtrise » : initié, orienté, entraîné, confirmé, expert, élite.

⁷ Classement par « niveaux de performance » : athlètes non classés, départemental 1, régional (1-2-3), national (2-3), national 1 - international B, international A.

⁸ Les barèmes de la Fédération Française d'Athlétisme sont disponibles sur le site <http://www.athle.com>.

⁹ Les habiletés fermées sont caractérisées par des conditions environnementales stables et certaines (e.g. athlétisme, gymnastique). A l'inverse, les habiletés ouvertes correspondent à des tâches caractérisées par des conditions environnementales instables. L'incertitude peut provenir de l'environnement (e.g. activités de pleine nature), ou des autres joueurs (e.g. activités d'opposition). Ces deux types d'habiletés imposent des contraintes différenciées au système de traitement de l'information : les habiletés fermées supposent la possibilité d'une planification anticipée complète de l'action. Les habiletés ouvertes nécessiteront au contraire une activité perceptive et décisionnelle, souvent sous pression temporelle.

Notre étude vise à comparer les comportements adoptés par des sprinters de 100 mètres de niveaux d'expertise différents afin d'identifier des différences éventuelles dans la gestion de la course par chacun de ces groupes, et de cerner ainsi les caractéristiques de la performance de haut niveau dans le sprint athlétique. Dans le champ des habiletés motrices sportives, le terme « expert » est réservé aux sportifs socialement reconnus comme accédant à l'excellence dans leur discipline, et le terme « non-experts » aux sportifs novices dans ce même domaine (mais pouvant être haut niveau dans d'autres disciplines). On émet l'hypothèse que la différence entre ces deux catégories de sportifs ne réside pas uniquement en une optimisation de capacités physiques ou de gestuelle technique ; autrement dit, il n'existerait pas un continuum entre ces deux populations. Il s'agirait plutôt de caractériser des niveaux d'organisation. L'étude systématique de l'expertise est importante pour un grand nombre de raisons. L'expertise est très recherchée car elle possède une forte valeur dans de nombreux domaines, dans le sport comme ailleurs (Abernethy, 1990). Elle ne s'acquiert pas facilement et demande, pour être manifeste, plusieurs années d'entraînement quotidien, voir même le plus souvent biquotidien (Ericsson, Krampe, & Tesch-Römer, 1993). En conséquence, pour les athlètes et les entraîneurs, mais aussi pour des raisons financières, il serait souhaitable de trouver des moyens pour accéder, dans les meilleurs délais (et conditions), à l'expertise. L'observation des experts (et leur comparaison avec des sprinters moins confirmés ou non-experts) offre une opportunité de voir comment fonctionne l'apprentissage (i.e. processus à partir desquels on acquiert de l'expertise).

Le présent travail vise ainsi à comprendre comment s'opère le développement des habiletés motrices en sprint athlétique. Notre hypothèse générale est qu'il est possible d'inférer des régularités dans le comportement moteur se traduisant par des caractères invariants, dont la plupart sont d'ordre biomécanique (Bernstein, 1967). C'est ainsi que les progrès de l'habileté n'évoluent pas de manière anarchique mais selon une intégration progressive et ordonnée des « structures coordinatives » c'est-à-dire des assemblages temporaires de synergies musculaires destinés à réduire les degrés de liberté contrôlés par le sujet.

Pour répondre à notre problématique, il s'agissait donc de rechercher des invariants ou des variations systématiques des paramètres locomoteurs de sujets montrant des degrés d'habileté motrice distincts, en d'autres termes de niveaux d'organisation acquis par l'expérience.

CHAPITRE 2 : MATERIEL ET METHODES

1. MATERIEL

1.1. SITE EXPERIMENTAL

Pour notre étude, nous avons mis en place un environnement spécifique permettant l'enregistrement simultané de plusieurs types de données utiles à nos objectifs expérimentaux. Les expérimentations se sont déroulées sur le lieu d'entraînement des athlètes au stade couvert Joseph Maigrot à l'Institut National du Sport et de l'Education Physique. Le site expérimental comportait un espace de capture de mouvement en 3D qui intégrait des outils de conception (e.g. starting-blocks équipés de capteurs de force, contacteur mains munis de capteurs de pression, système de synchronisation) et des systèmes commercialisés (e.g. systèmes Reactime, Optojump, Vicon, plate-forme de forces, EMG) ainsi qu'un système de chronométrage électrique élaboré (cellules photoélectriques). Ce paragraphe présente le matériel utilisé pour le recueil des données rythmiques, cinétiques, cinématiques et d'activité électromyographique au cours des épreuves de 20 m et de 100 m réalisées dans le cadre de cette étude.

1.2. ACQUISITION DES DONNEES CINETIQUES

1.2.1. Plateforme de force

Lors de l'exécution de mouvements possédant comme base d'appui le sol, il est possible d'enregistrer des informations provenant de la pose du ou des appuis. Ces signaux concernant la cinétique sont l'expression des forces résultantes lors des appuis.

La mesure de ces dernières peut s'effectuer avec un outil spécifique : *la plateforme de force*. Elle a permis de recueillir, à chaque instant de la phase d'appui, les composantes latérales (F_x), antéro-postérieures (F_y) et verticales (F_z) de la force exercée par l'athlète sur le sol, ainsi que les moments de force associés (M_x , M_y et M_z). Cet outil permet ainsi, par calcul, une analyse cinématique globale des mouvements complexes chez l'être humain. En d'autres termes, il permet l'étude des déplacements du centre de masse et du centre des pressions lors de l'appui.

La plateforme de force utilisée pour l'étude est de marque AMTI. Elle possède des jauges de contraintes qui forment six ponts de Wheatstone et a été réglé avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz. Ses dimensions sont de 121,92 cm x 60,96 cm. La

particularité principale de la plateforme de force utilisée lors de l'étude se situe au niveau de son emplacement. En effet, elle est directement intégrée dans la piste de sprint (Figure 1) d'un stade couvert et elle est recouverte du même tartan synthétique. Ceci permet de ne pas perturber les athlètes lorsqu'ils réalisent leurs mouvements. Lors du calibrage de l'appareil, l'épaisseur du rajout synthétique a été prise en compte pour le calcul de la ligne de base (Natta & Réga, 2001 ; Nouillot & Natta, 2004). Ceci permet donc l'analyse des appuis de course (ou d'autres mouvements) en situation réelle de réalisation d'actions motrices.

La description d'une plateforme de force peut être schématisée par un plateau immobile formé d'un cadre métallique suspendu à des capteurs tri-axiaux. Sur cette armature vient se positionner une plaque rigide. Tout cet ensemble est fixé à une armature rigide permettant de l'isoler des vibrations provenant de son environnement extérieur. Cet outil est raccordé à l'aide d'un câble souterrain à un amplificateur (gain : 1000) puis à un boîtier de connections. Les signaux analogiques sont alors acheminés vers l'unité centrale du système de capture d'image, ce qui permet une acquisition des données en simultanée.

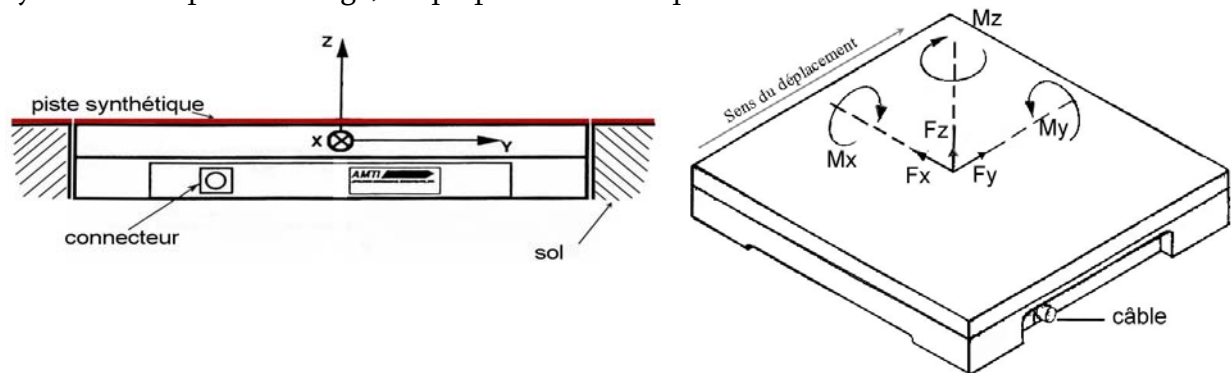


Figure 1 : Vue schématique de profil et de ¾ dessus de la plateforme de force AMTI intégrée au sol

F : force externe, *M* : moment de force ; *x*, *y*, *z* : respectivement, composantes latérale, antéro-postérieure et verticale.

Pour chaque athlète, une mesure en position immobile a été effectuée sur le plateau pour obtenir le poids du corps (Figure 2).

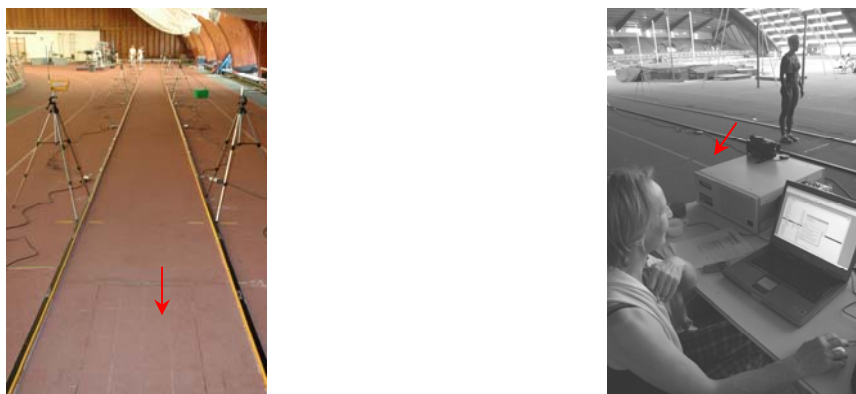


Figure 2 : Plateforme de force intégrée

A gauche : la plate-forme de force AMTI intégrée dans la piste d'athlétisme à 50 mètres de la ligne de départ (étude de la course à vitesse stabilisée) ; *à droite* : F. Natta recueille le poids de corps d'une athlète.

1.2.2. Autres capteurs

Deux outils ont été conçus par Natta & Réga (2001) dans le cadre d'une étude préliminaire sur le départ de sprint :

Starting-blocks

Pour notre étude, il a été réalisé des starting-blocks instrumentés, permettant la mesure des forces de poussées horizontales de manière indépendante, sur chaque bloc (avant et arrière).

Des capteurs de force horizontaux ont donc été adaptés sur un dispositif semblable aux starting-blocks traditionnels, permettant de recueillir l'information liée à la poussée horizontale des athlètes dans les blocs (Figure 3). Ces capteurs possèdent les caractéristiques suivantes : 1 V pour 100 N et une valeur maximale d'acquisition de 1000 N (i.e. 100 kg). Leur fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz a permis une mise en correspondance directe avec le système d'acquisition du système Vicon (Datastation). Dans le souci d'enregistrer la totalité du signal de poussée horizontale, les blocs ont été prolongés par une partie métallique afin que l'athlète ne soit pas en contact avec le sol lors du départ (située à 1 cm au-dessus du sol).

Les starting-blocks ont été placés devant la plateforme de force pour les départs, le premier bord de cette dernière étant matérialisé par une ligne correspondant à la ligne de départ et à environ 50 mètres de la plateforme de force pour l'étude de la phase à vitesse stabilisée.

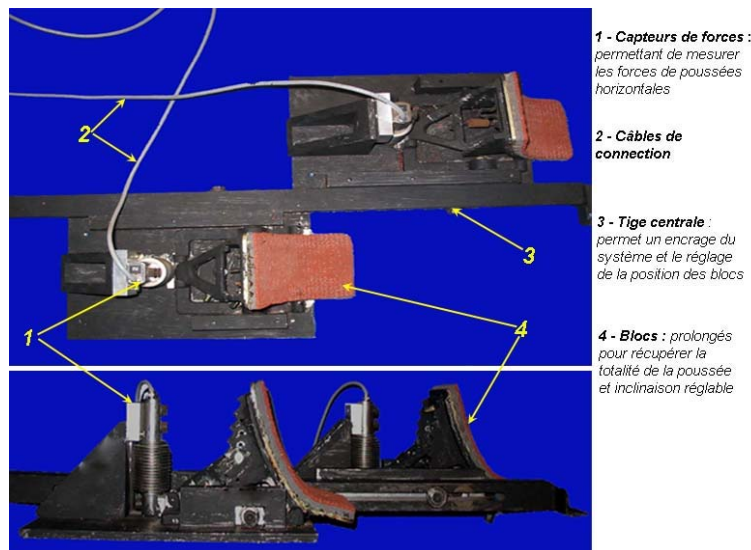


Figure 3 : Vues de dessus et de profil des starting-blocks expérimentaux

Contacteurs mains

Les informations de poussée dans les starting-blocks sont couplées à la datation du lever des mains lors du départ. Cette dernière est obtenue à l'aide de *contacteur mains*. Ces capteurs de pressions de type « tout ou rien » permettent de dater l'information au moment de la perte de contact avec les capteurs. Ils sont disposés au niveau de la ligne de départ, par les athlètes, à l'endroit où ils viennent poser leurs mains lors des commandements de départ. Les contacteurs sont formés d'une plaque ronde et déformable sous laquelle est disposée, au niveau central, le capteur. Un contacteur produit un signal

électrique lorsqu'il n'est plus chargé (perte de contact de la main avec le sol). Il a ainsi été possible de dater séparément et précisément le lever de chacune des mains.

Les signaux analogiques provenant des capteurs de force et des contacteurs mains sont amplifiés et acheminés vers l'unité centrale du système de capture du mouvement. Chacun de ces signaux est enregistré avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz. Afin de permettre l'enregistrement simultané de tous ces signaux (plateforme de force, capteurs et contacteurs), un boîtier de connection a été conçu. Il a permis l'acquisition de onze signaux analogiques en simultané.

1.3. ACQUISITION DES DONNEES CINEMATQUES

L'analyse du mouvement d'un sprinter est complexe en raison de la vitesse d'exécution du geste et de la longueur du volume de capture. L'analyse tridimensionnelle se révèle primordiale pour une analyse rigoureuse des mouvements qui s'effectuent dans les trois plans de l'espace. Pour cette analyse, il est possible d'utiliser des outils optoélectroniques qui fonctionnent sur le principe de la reconnaissance de marqueurs.

1.3.1. Système optoélectronique Vicon

Pour les études sur le sprint, il a souvent été utilisé une analyse cinématique en deux dimensions dans le plan sagittal (Natta & Réga, 2001). Cependant, une analyse en trois dimensions était nécessaire pour notre étude. Le système de capture du mouvement utilisé est le système optoélectronique *Vicon motion systems 612*¹⁰. Ce type d'appareil permet de reproduire un environnement numérique afin d'étudier le mouvement dans les différents plans de l'espace.

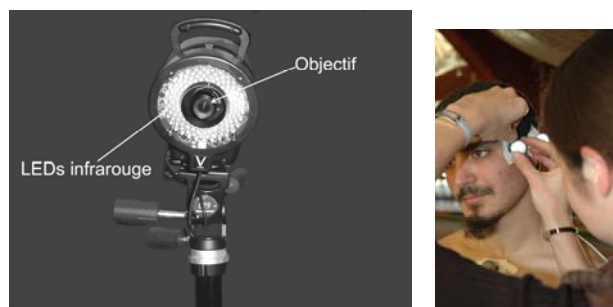


Figure 4 : Caméras Vicon et marqueurs

A gauche : une caméra analogique (Vicon) équipée d'un obturateur électronique à fréquence réglable et de LEDs (Light Emitting Diodes) stroboscopiques infrarouges réparties régulièrement autour de l'objectif. A droite : la pose de marqueurs passifs (rétro réfléchissants) sur le corps de l'athlète.

Le *Vicon motion systems 612*, utilisé dans notre étude, est constitué de six caméras infrarouges VCam (résolution : 300 000 pixels).

Chaque caméra analogique est équipée d'un obturateur électronique à fréquence réglable et de diodes électroluminescentes LEDs (Light Emitting Diodes) stroboscopiques infrarouges réparties régulièrement autour de l'objectif (Figure 4). Elles permettent de suivre et d'enregistrer, la position 3D d'un ensemble de marqueurs sphériques. Grâce à la propriété réfléchissante du matériau de leur surface (Scotch Light® mat), les

¹⁰ Le système VICON® (Oxford Metrics) est vendu en France par Biometrics.

marqueurs passifs collés sur la peau du sujet réfléchissent la lumière infrarouge (ambiante ou projetée) dans la même direction que les rayons incidents. Ils apparaissent sur l'image vidéo de chaque caméra sous forme de tâches brillantes sensiblement circulaires. Ces tâches sont alors numérisées et seuillées. Leur contour permet de déterminer avec précision le centre du marqueur (centroïde).

La mise en place des caméras nécessite de bien définir le volume utile à mesurer selon le mouvement étudié, et de conserver un angle spatial minimum de l'ordre de 25° entre deux caméras. Chaque marqueur doit être vu par au moins deux caméras pour pouvoir reconstruire sa trajectoire 3D. Pour l'étude de la foulée à pleine vitesse, nous avons choisi une largeur de champ de 7,50 mètres afin d'obtenir au minimum trois pas ; la longueur maximale d'un pas de sprinter de haut niveau peut atteindre 2,40 mètres soit 4,80 mètres pour un cycle.

Compte tenu de la rapidité du geste étudié, la fréquence d'acquisition a été réglée à 200 Hz (c'est-à-dire à la fréquence maximale du système d'acquisition).

Le calibrage autorise la disposition des caméras dans des positions non stéréotypées afin d'étudier des mouvements de nature différente. Il consiste à utiliser un objet dont la géométrie est connue. A partir d'une seule image de cet objet, la géométrie interne (centre optique, distance focale, taille des pixels) et externe (position et orientation par rapport à l'objet) de la caméra peut alors être estimée. En pratique, une équerre munie de quatre mires réfléchissantes est placée au centre du volume afin de définir un repère fixe commun à toutes les caméras. Ce premier calibrage statique est suivi d'un calibrage dynamique. Ce dernier consiste à déplacer dans tout le volume utile une tige (390 mm) munie de deux marqueurs (dont les dimensions et les inter-distances sont précisément connues (Figure 5), à une vitesse proche de celle du mouvement étudié. Dans les conditions d'expérimentation de l'étude, la précision des mesures a atteint une valeur moyenne de 2,8 (DS 0,529) mm pour les départs (volume de 6,50 x 2 x 2,20 m) et de 3,445 (DS 0,670) mm pour la cycle de jambe à vitesse stabilisée (volume de 7,50 x 2 x 1,22 m). Pour que cette précision reste constante tout au long de l'expérimentation, il est nécessaire que les caméras ne soient absolument pas touchées après cette phase de calibrage. Un déplacement de l'une d'entre elles aurait eu pour conséquence une reconstruction tridimensionnelle erronée.



Figure 5 : Triangle de calibrage statique et tige de calibrage dynamique (avec 2 mires)

Les marqueurs sont dits *passifs* lorsqu'ils n'émettent pas de signaux. Ils sont positionnés sur des points anatomiques précis, conditionnés par le modèle anthropométrique choisi.

Ces marqueurs réfléchissent l'onde lumineuse émise par des caméras spécifiques. Le recueil automatique de données fait appel à l'utilisation d'outils demandant des conditions d'éclairage particulières, principalement l'élimination de la lumière infrarouge, présente dans la lumière naturelle. Pour utiliser ce type d'appareil dans des environnements ouverts où la lumière naturelle est présente, il faut donc créer des conditions d'éclairage spécifiques acceptables par l'outil de mesure. L'étude se déroulant dans le stade couvert de

l'INSEP, à chaque jour d'expérimentation, un dispositif de panneaux et de rideaux noirs a été mis en place afin de créer les conditions acceptables de lumière pour le système optoélectronique.

La dimension des marqueurs doit être adaptée au volume calibré : un marqueur doit être représenté par plusieurs pixels sur une image caméra pour l'efficacité du calcul du centroïde. Compte tenu du champ d'étude et de la vitesse d'exécution du mouvement étudié, des mires de 14 mm et de 25 mm de diamètre ont été fixées directement sur la peau à l'aide de scotch hypoallergénique double face et de bandes adhésives élastiques (élastoplasme®) ou à l'aide de velcro sur une combinaison spécifique, en fonction de la température ambiante. Afin d'assurer la reproductibilité des mesures, les marqueurs doivent être placés sur des endroits facilement identifiables chez tous les sujets, c'est-à-dire, dans la mesure du possible, sur des reliefs osseux. Cet emplacement présente aussi l'avantage de limiter l'influence des masses molles (musculaires et adipeuses interposées entre la peau et l'os) sur la position des marqueurs (Cappozzo, Catani, Croce, & Leardini, 1995; Manal, McClay, Stanhope, Richards, & Galinat, 2000).

1.3.2. Caméra vidéo numérique

Lors de l'expérimentation, nous avons utilisé une caméra vidéo numérique (fréquence d'échantillonnage : 25 Hz, obturation : 1/1000^{ème}). Elle était reliée à l'ordinateur via un câble fire wire et disposée de manière à capturer le début du mouvement et l'allumage du boîtier de LED. Les enregistrements permettaient de contrôler l'ensemble de la scène visuelle et de synchroniser les déplacements des marqueurs avec les images vidéographiques.

1.4. ACQUISITION DES DONNEES ELECTROMYOGRAPHIQUES PENDANT LE DEPART

L'analyse segmentaire d'un mouvement, réalisée à l'aide d'outils optoélectroniques, comme décrit ci-dessus, reste au niveau de la partie « visible » de l'organisation du mouvement dans la réalisation de la tâche. D'autres analyses qui s'intéressent à l'activité électrique musculaire ont comme objectif de décrire le patron d'activité des muscles intervenant dans le mouvement. Elles permettent de préciser l'activité segmentaire lors de la réalisation d'une tâche. La confrontation des signaux EMG (électromyographiques) aux autres signaux (cinématiques et cinétiques par exemple) permet une compréhension plus complète des coordinations mises en jeu pour l'ensemble du mouvement. Dans notre étude sur le départ, elle permet d'appréhender les synergies musculaires employées lors de la réalisation de la gestion de la double contrainte.

Il existe des appareillages permettant de capter l'activité électrique des muscles au niveau de la surface de la peau. Ils sont constitués d'électrodes de surface et permettent d'enregistrer les différents potentiels d'action des contractions du muscle sur lequel l'électrode est disposée. Pour l'analyse du geste sportif, l'acquisition doit pouvoir se réaliser avec le moins de contraintes possibles. Nous avons donc utilisé un système dit « *embarqué* » pour que l'athlète ne soit pas relié à des fils. Les électrodes sont branchées à un boîtier d'acquisition transporté, à l'intérieur duquel les informations sont stockées.

1.4.1. Système d'acquisition DataLOG

Le système d'acquisition utilisé est *le Biometrics^{ltd} DataLOG* (Figure 6). Il est composé d'un boîtier d'acquisition permettant l'enregistrement de signaux (EMG, goniomètre, dynamomètre...) à l'aide d'une carte flash (128 Mo). Il possède dix connections d'entrée (8 pour les acquisitions EMG, goniomètre... ; une pour la synchronisation PC et une connection digitale). Le boîtier d'acquisition disposé dans une sacoche de transport a été maintenu à la taille à l'aide d'une ceinture en nylon réglable. Pour l'analyse EMG, cet appareil peut accueillir jusqu'à huit électrodes. La fréquence d'acquisition, pour notre étude, a été réglée à 1000 Hz.

1.4.2. Electrodes de surface

Les électrodes de surface utilisées sont dites « *préamplifiées* » avec un gain de 1000 (Figure 6), leur conception permet de minimiser les interférences provenant de l'environnement. Elles sont constituées d'un corps rigide contenant les électrodes et le système de préamplification comportant des filtres « passe haut et passe bas ». Elles permettent de capter les modifications électriques du muscle sur lequel elles sont disposées. Nous n'avons utilisé que sept canaux d'enregistrement des activités musculaires disponibles parmi les huit. La huitième connection a été utilisée pour l'électrode de référence. Nous avons utilisé la connexion digitale pour l'entrée du signal de synchronisation.

En collaboration avec Pierre Portero et Annabelle Couillandre (Service de Rééducation Neuro-Orthopédique INSERM U731 / UPMC), nous avons choisi des muscles que nous pouvons regrouper en deux catégories : les muscles de la jambe arrière et les muscles du haut du corps (Figure 7).

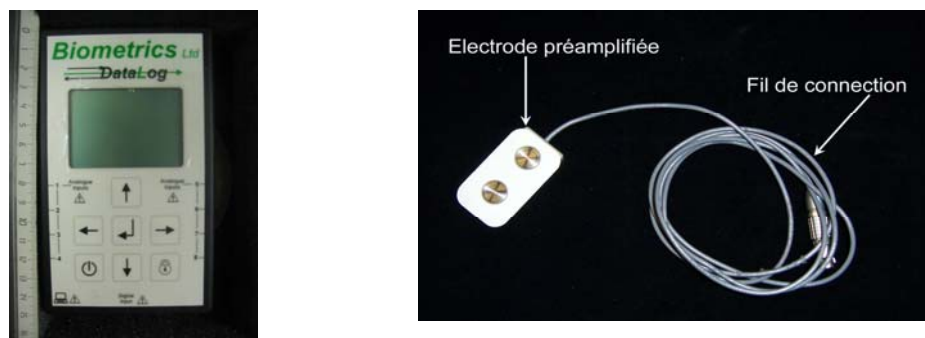


Figure 6 : Boîtier d'acquisition (DataLOG) à gauche et électrode préamplifiée à droite

Les muscles de la jambe placés en arrière dans les blocs sont ceux qui sont les plus étudiés dans la littérature. Ils permettent, entre autre, de connaître les synergies musculaires réalisées dans l'extension de la jambe. Les muscles qui ont été retenus sont : le *gastrocnemius medialis*, le *rectus femoris* et le *gluteus femoris*.

Les muscles du haut du corps ont été choisis pour leur rôle dans le redressement du corps et la mise en action des sujets lors du départ en starting-blocks. Après des tests préalables montrant que certains muscles du haut du corps étaient activés symétriquement des deux côtés et d'autres dissymétriquement, ont été retenus : l'*erector spinea* et le *trapezius* du côté de la jambe arrière (en symétrie avec leurs homologues controlatéraux) ainsi que les deux *pectoralis superior* (en dissymétrie).

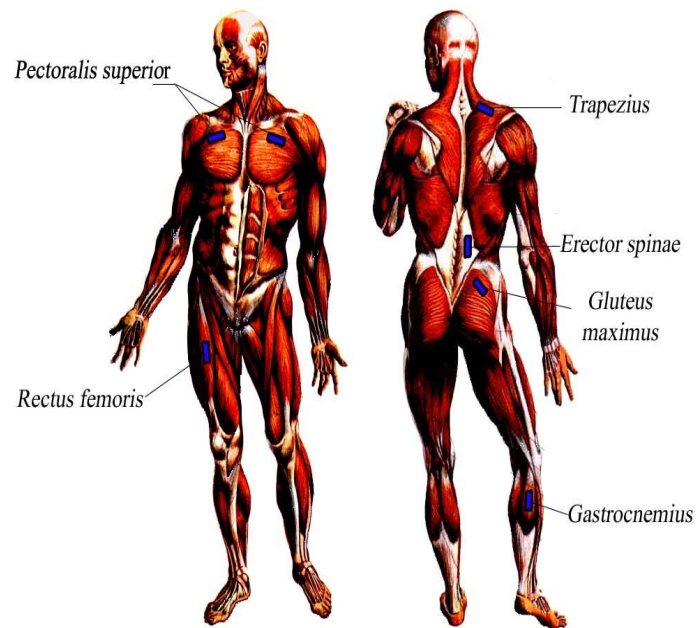


Figure 7 : Disposition des électrodes de surface

La disposition des électrodes a été effectuée suivant une méthodologie classique, sur le ventre du muscle après une préparation de la peau (rasage, dégraissage) au niveau du point de contact de l'électrode. Cette préparation permet d'améliorer l'enregistrement de l'activité musculaire. Enfin, pour une plus grande netteté du signal, les fils des électrodes ont été maintenus à l'aide d'une bande adhésive sur la peau du sujet. Cette précaution permettait de limiter le bruit provoqué par les fils et de diminuer la gêne dans la réalisation des mouvements. Une fois positionné, l'ensemble du matériel (boîtier, électrodes) est d'un encombrement minimum dans la réalisation des départs et permet un mouvement le plus naturel possible (Figure 8).



Figure 8 : Athlète en situation expérimentale

1.5. ACQUISITION DES DONNEES DE RYTHMICITE POUR CYCLE DE JAMBE A VITESSE STABILISEE

1.5.1. Cellules photoélectriques

La piste d'athlétisme a été découpée par intervalles de 10 mètres sur la distance de l'épreuve (100 mètres). Elle a été graduée de part et d'autre du couloir (largeur 1,22 m). Le système de chronométrage utilise dix paires de cellules photoélectriques Microgate POLIFEMO couplées à un système Reactime (Figure 9 et Figure 10). Ce dernier annonce les commandements officiels au sprinter et détecte les faux départs (tels que définis dans les règlements IAAF). L'alimentation interne des cellules est assurée par des accumulateurs rechargeables d'une autonomie de 15 heures, ce qui a permis de réaliser les tests expérimentaux durant la journée sans interruption. Une série de tests pré-expérimentaux a montré qu'un découpage par intervalles de 10 mètres était trop approximatif pour dater finement les débuts et fins de chacune des phases d'une course de 100 mètres. A titre d'exemple, un athlète non-expert pouvait parcourir les intervalles 20-30, 30-40, 40-50 et 60-70 m dans le même temps (1,17 à 0,02 près). Or, il est fort probable qu'il n'ait pas couru l'ensemble de ces intervalles à vitesse maximale (constante), mais que des variations de vitesse se soient produites au sein de ces derniers (effet « tampon »).



Figure 9 : Cellules photoélectriques

Dix paires de cellules photoélectriques (Microgate POLIFEMO) ont été disposées à intervalle de 10 mètres sur une distance de 100 mètres afin de calculer la vitesse moyenne de déplacement du coureur pour parcourir chacun de ces intervalles. Les cellules ont fonctionnées en mode émetteur-récepteur : une cellule servant d'émetteur (photo à droite), l'autre de récepteur (photo à gauche).

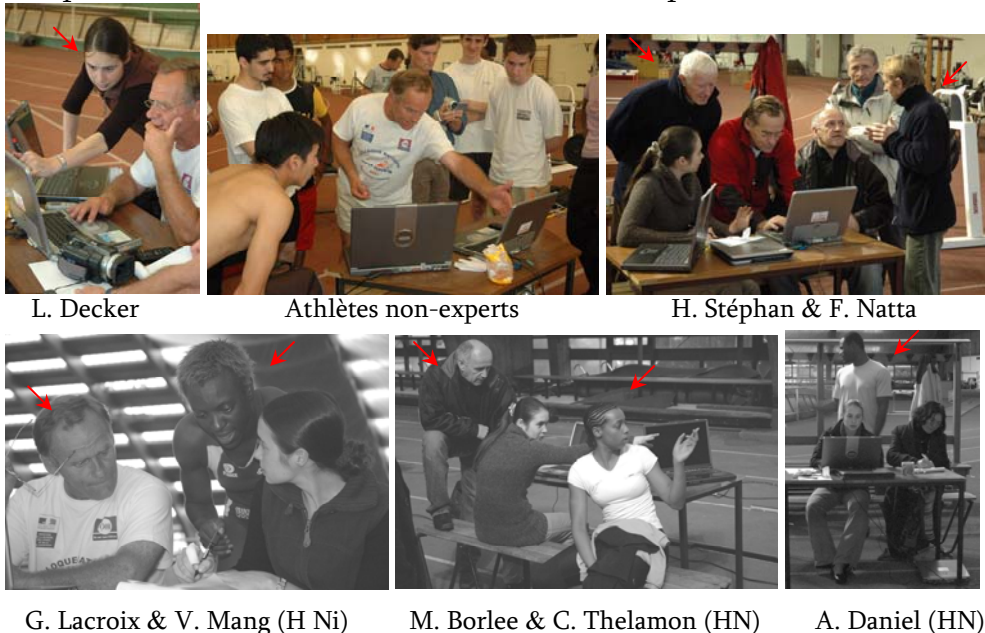


Figure 10 : Reactime

Dans les compétitions IAAF, les starting-blocks sont reliés à un appareil contrôlant les faux départs. Le Reactime, habituellement utilisé dans le cadre de l'entraînement, est ici utilisé pour annoncer les commandements officiels au sprinter et pour détecter les faux départs (temps de réaction inférieur à 100/1000^{ème} de seconde).

1.5.2. Système Optojump

En complément de la disposition de cellules photoélectriques, l'appareil Optojump (commercialisé par la firme Microgate, Italie) a été mis en place sur une longueur de 50 m compris entre le 18^e et le 78^e mètre de la distance parcourue.



Ce système de mesure optique est capable de mesurer les temps de contact et de vol ainsi que la longueur des pas lors d'un sprint court. Le système est composé d'au minimum un module c'est-à-dire une paire de barres (dimensions : 100 × 4 × 3 cm), l'une contenant le système émetteur, l'autre le récepteur. Les modules peuvent être assemblés les uns derrière les autres de manière à augmenter la surface dans laquelle les mesures sont réalisées. Une fois la session des épreuves terminée, les données sont transférées sur ordinateur pour être visualisée sous formes de graphiques, directement exploitables sur le terrain (Figure 11).

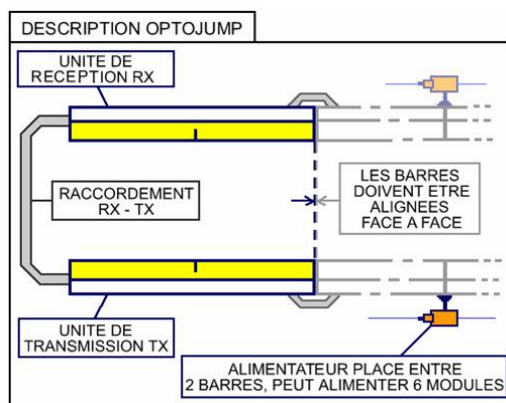


Figure 11 : Optojump

L'Optojump est un système de chronométrage électronique permettant une utilisation mixte, de terrain ou en laboratoire. Un module est composé de deux barres (capteurs optiques) : une unité de réception (Rx) et une unité de transmission (Tx). Les barres peuvent être assemblées les unes derrière les autres de manière à augmenter la surface dans laquelle les mesures sont réalisées. Dans le cas où l'on utilise plus de deux mètres, l'alimentation externe ne suffit plus : il est alors nécessaire d'utiliser les alimentateurs modulaires.

Les 10 paires de cellules photoélectriques et les 50 modules d'Optojump ont été rassemblés grâce à la collaboration de Gérard Lacroix (Conseiller technique sportif, responsable du Pôle de Poitiers), Christian Kapfer (BEES 3^e degré Athlétisme, spécialiste des sports explosifs), Marc Borlee (Directeur de la société MB Performance : www.mbperf.com) et Stéphane Dalloz (Directeur de la société D.J.C Dalloz Montagne : www.djc-dalloz.com) ; l'INSEP ne disposant que de 10 mètres d'Optojump et 6 paires de cellules. En outre, plusieurs modules et alimentateurs modulaires de remplacement ont été prévus en cas de besoin (dysfonctionnement, ou panne aléatoire de matériels).

1.6. SYSTEME DE SYNCHRONISATION ET CONNECTION DES DIFFERENTS OUTILS

1.6.1. Chronomètre

Une prise de performance chronométrique à 20 m ou à 100m a été réalisée à l'aide d'un chronomètre au millième de seconde. Ce chronomètre était déclenché par l'impulsion électrique (5 Volts) du système de synchronisation, activée par l'expérimentateur lors du départ (actionnant une pédale) et arrêté par le passage de l'athlète à travers un faisceau lumineux. Ce faisceau était généré par une lampe torche et capté par une cellule photoélectrique. Il a été réglé à hauteur d'épaule de chaque athlète. La valeur de la performance était tout de suite relevée après la coupure du faisceau, ce qui a permis d'une part, de donner un feedback au sujet sur sa performance d'essai et, d'autre part, de contrôler le niveau de réalisation du mouvement.

1.6.2. Système de synchronisation

L'utilisation de multiples outils dans une expérimentation pose un problème majeur, à savoir la synchronisation des différents signaux enregistrés (Figure 12 et Figure 13). Afin de mettre en relation les données issues de tous les outils utilisés, il est nécessaire de construire une base de temps identique pour tous ces outils. En collaboration avec Bruno Reine membre du laboratoire d'Informatique appliqué au sport de l'INSEP, nous avons donc conçu, pour l'étude, un système de synchronisation qui a permis de distribuer, avec précision, le signal de départ vers tous les outils utilisés. Ce système de synchronisation reçoit un signal électrique de 5 V et le redistribue à l'ensemble des outils de mesure. Ce signal électrique est donc apparenté à un marqueur d'événement qui se traduit sur les différents outils par :

- un signal carré sur : 1) une des voies d'enregistrements analogiques du système Vicon (en parallèle avec les signaux, de la plateforme de force, des capteurs de force horizontale et des contacteurs main), 2) une des voies digitales du DataLOG pour les enregistrements électromyographiques, via un câble de synchronisation déconnectable (ESC) ; ceci uniquement pour les expérimentations sur le départ ;
- l'audition d'un signal sonore émis par des haut-parleurs pour l'ordre de départ à l'athlète ;
- le déclenchement d'un chronomètre électrique qui donne la performance de l'essai ;
- l'allumage d'un boîtier comportant une série de diodes qui sont visibles sur la vidéo de contrôle mais hors du champ de vision de l'athlète.

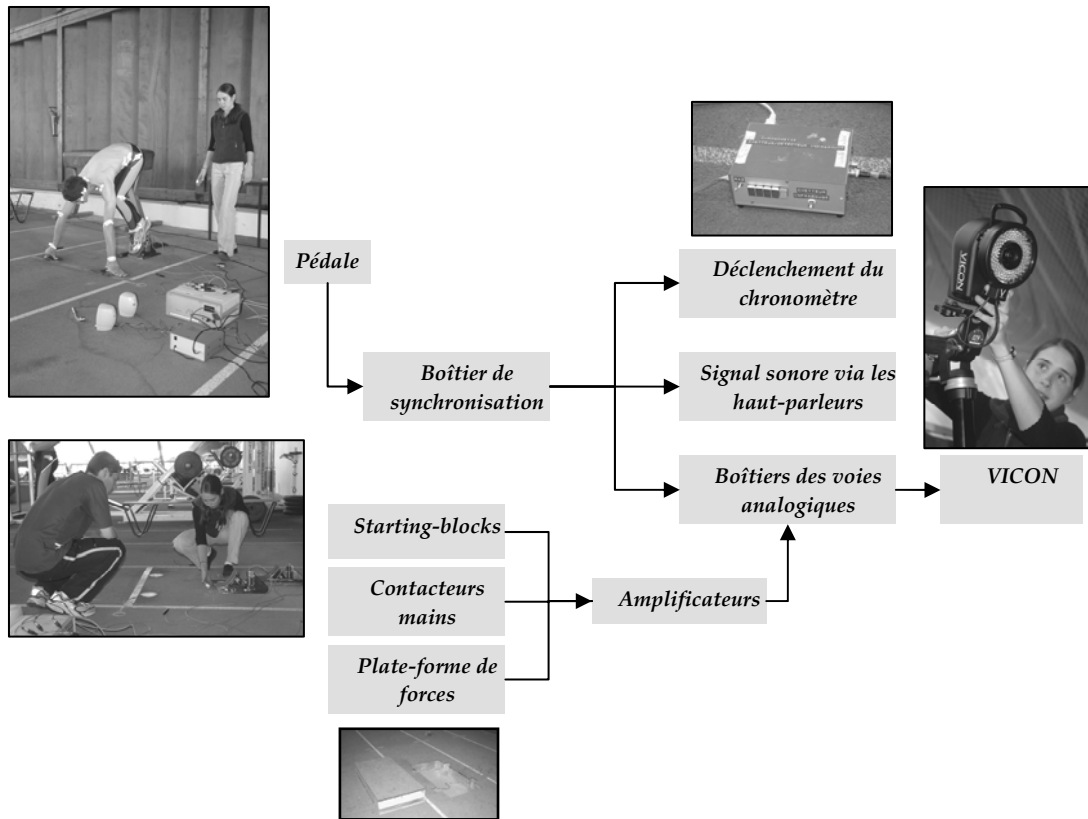


Figure 12 : Schéma du système de synchronisation des différents appareils d'acquisition de données lors des expérimentations à vitesse stabilisée

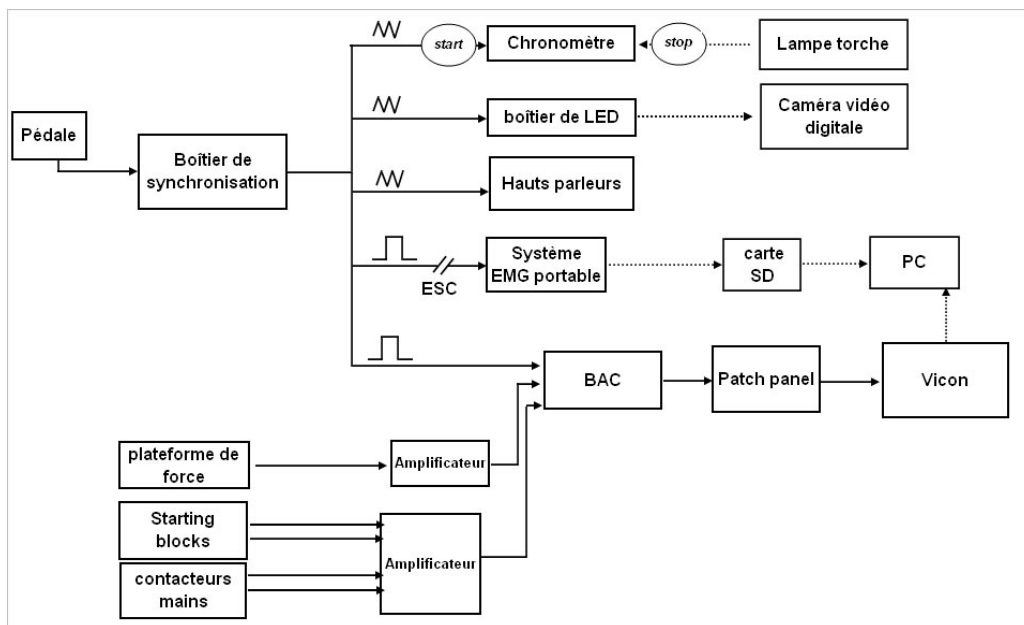


Figure 13 : Schéma des connexions des outils d'analyse pour l'expérimentation sur les départs

Pour l'expérimentation sur les départs (Figure 13), lorsque le sujet se met en mouvement, le câble de synchronisation EMG (ESC) se déconnecte pour laisser le départ se dérouler sans contrainte. Au préalable, l'expérimentateur se tient derrière lors des différents commandements de course.

Les signaux analogiques (plateforme, starting-blocks et contacteurs mains) sont acheminés vers le système d'acquisition du système Vicon. Ces derniers sont amplifiés à l'aide de deux amplificateurs qui sont eux même reliés à un boîtier de voies analogiques (BAC).

Pour terminer le circuit de connections, le BAC est relié au « patch panel » du système Vicon pour permettre l'enregistrement des signaux au niveau de l'unité centrale.

Sur le système de synchronisation, il est possible de connecter un boîtier de diodes électroluminescentes (LED). Il a été conçu afin de synchroniser une caméra vidéo « traditionnelle » au reste des données enregistrées. Il comprend cinq faces équipées de LED de couleur verte qui s'allument simultanément lorsque l'expérimentateur appuie sur la pédale et déclenche l'impulsion électrique. Pour ne pas influencer le départ de l'athlète, le boîtier a été placé en dehors de son champ de vision.

2. METHODES

2.1. MODELE ANTHROPOMETRIQUE DE MOLLARD

L'étude biomécanique des actes moteurs ne peut être réalisée sans que le corps humain ne soit présenté, au préalable, sous forme plus schématique. En s'inspirant du démembrement anatomique, on convient de décomposer virtuellement le corps en plusieurs segments, que l'on modélise par des entités géométriques, puis mécaniques, les tiges constituant les plus simples (Figure 14). Ainsi, chaque segment corporel est assimilé à une tige rigide, donc indéformable. Cette assimilation implique trois hypothèses : (1) les os sont considérés comme rigides, ce qui signifie que l'os est supposé indéformable lorsqu'il est soumis aux contraintes survenant au cours du mouvement ; (2) la répartition des masses de chaque segment est considérée constante, c'est-à-dire que la forme des muscles est supposée rester la même au cours de la contraction. En outre, on suppose que la répartition des masses par rapport à la tige est symétrique ; (3) les axes de rotation des articulations sont considérés fixes, ce qui implique que les surfaces articulaires soient assimilées à certains solides remarquables (Bouisset, 2002).

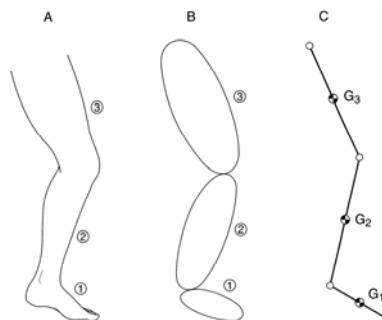


Figure 14 : Exemple de transformation d'une représentation morphologique du membre inférieur

Le membre inférieur, comportant trois segments, cuisse (3), jambe (2), pied (1), est isolé fictivement du reste du corps. Il peut être représenté par son contour anatomique (A), par des solides remarquables, ici des ellipsoïdes (B), ou réduit à une chaîne articulée (C). Ses trois chaînons sont figurés avec leur centre de gravité G1, G2, G3. (Bouisset, 2002).

Pour réaliser une analyse cinématique de l'ensemble du corps, il faut appliquer aux données cinématiques un modèle anthropométrique spécifique. Ce modèle doit être choisi au préalable car il conditionne le placement des marqueurs passifs sur le sujet. Pour cette étude, l'emplacement des mires a été déterminé d'après le modèle anthropométrique de Mollard (1987). Ce modèle de représentation biomécanique du corps s'appuie sur des éléments quantifiables du corps humain (physique, dynamique et statique). Pour l'élaboration de ce modèle, il a été effectué une analyse en photogrammétrie, pour l'acquisition en position statique, et une analyse 3D en mouvement. Une des particularités de ce modèle spécifique réside dans le fait que les analyses s'effectuent sur l'être humain vivant et jeune, ce qui a été intéressant par rapport à nos populations d'étude. La répartition des vingt sept marqueurs réfléchissants a suivi ce modèle et les marqueurs ont été positionnés sur les points articulaires. L'emplacement de ces marqueurs permet la capture du mouvement et sa reconstruction en trois dimensions.

2.2. METHODES DE REDUCTION DE DIMENSIONNALITE

2.2.1. Apport des méthodes statistiques multidimensionnelles

L'analyse biomécanique du mouvement implique l'enregistrement et l'analyse d'un grand nombre de variables. Par exemple, pour un modèle de locomotion humaine, en vue sagittale, simplifié à sept segments, plus de 80 variables cinématiques sont exigées pour décrire les déplacements, les vitesses et les accélérations linéaires et angulaires des articulations et des centres de masses segmentaires (Winter, 1983). Quel que soit le champ d'application (médecine, kinésithérapie ou sport), un si grand nombre de variables rend difficile leur utilisation pratique, et requiert une réduction importante des données (Andriacchi & Alexander, 2000).

La question cruciale est de savoir comment définir les caractéristiques pertinentes pour décrire et étudier le(s) processus et le(s) phénomène(s) auxquels on s'intéresse. Dans le champ du contrôle moteur, comme dans beaucoup d'autres domaines de recherche, on ne peut répondre à une telle question de manière générale (en raison, par exemple, de la nature de la tâche de coordination). Jusqu'à récemment, les méthodes de la statistique descriptive ont été largement employées pour tenter d'identifier des modèles de coordination du mouvement. Cependant, de telles méthodes ne traitent que d'une ou de deux variables à la fois, ce qui implique le choix a priori des variables représentatives des événements les plus importants du processus ou phénomène étudié. A ce jour, les méthodes dites multidimensionnelles permettent la confrontation entre de nombreuses informations, ce qui est infiniment plus riche que leur examen séparé. Les représentations simplifiées de grands tableaux de données fournis par ces méthodes s'avèrent un outil de synthèse remarquable. Elles extraient de ces données (trop nombreuses pour être appréhendées directement) les tendances les plus marquantes. Elles les hiérarchisent et éliminent les effets marginaux ou ponctuels qui perturbent la perception globale des faits.

2.2.2. Puissance des représentations géométriques de l'analyse factorielle

Parmi les méthodes d'analyse des données, l'analyse factorielle occupe une place primordiale. Cette place de choix tient en partie aux représentations géométriques des

données, qui transforment en distances euclidiennes des proximités statistiques entre éléments. Ces représentations permettent d'utiliser les facultés de perception dont nous usons quotidiennement. Ainsi, sur les graphiques de l'analyse factorielle, on peut noter par une lecture directe des regroupements, des oppositions, des tendances, impossibles à discerner sur un grand tableau de nombres, même après un examen prolongé.

Ruby, Pontier & Tavernier (1997) ont utilisé l'Analyse en Composantes Principales (ACP normée) pour aider à la description multivariée des très nombreuses données cinématiques recueillies lors d'une analyse 3D sur les 20 meilleures skieuses de la Coupe du Monde de 1994. A partir des coordonnées cartésiennes 3D des 26 points remarquables du skieur de fond, ils ont calculé les déplacements instantanés (image par image) de chaque point. Une ACP réalisée sur ces données génère de nouvelles variables, indépendantes, combinaisons linéaires des 26 variables initiales, possédant une variance maximum : les « composantes principales » (CP). CP1 et CP2 résument 72 % de la variance totale : la première composante représente les déplacements instantanés des membres et la seconde ceux du buste. L'étude simultanée des deux premières composantes (plan principal) permet de proposer une interprétation gestuelle des déplacements instantanés des membres et du buste en relation avec les phases d'appui et les phases de transfert d'un ski sur l'autre. La liaison chronologique des images propres à chaque skieur (dessinant une trajectoire individuelle dans le plan principal) a mis en évidence des comportements distincts des déplacements instantanés (de plus ou moins grande amplitude) des membres et du buste pendant les phases du cycle. Ainsi, par différentes représentations graphiques (e.g. cercle des corrélations, carte factorielle), l'ACP s'est révélée être un outil efficace pour la caractérisation de la gestuelle des skieuses et la mise en évidence de typologies liées à la performance.

Plus tard, Daffertshofer, Lamoth, Meijer & Beek (2004) expliquent précisément l'intérêt de l'utilisation de l'ACP en biomécanique clinique comme moyen avantageux et non biaisé (i.e. sans hypothèses a priori) de réduction de la dimensionnalité des données recueillies. Cette dernière ne se fait d'ailleurs pas par une simple sélection de certaines variables, mais par la construction de nouvelles variables synthétiques (modes), indépendantes (i.e. non redondantes), qui sont des combinaisons linéaires des variables initiales et qui possèdent une variance maximum. Ces nouvelles variables permettent d'éclairer les mécanismes intimes mis en œuvre dans la genèse des données.

2.2.3. Complémentarité entre analyse factorielle et classification

L'analyse factorielle peut être utilisée soit seule (comme nous l'avons vu précédemment), soit conjointement avec des méthodes de classification. Si les méthodes factorielles sont particulièrement bien adaptées à l'exploration de grands tableaux de données individuelles, elles ne suffisent pas toujours à fournir une vue satisfaisante de l'ensemble des données. Non seulement les visualisations ne véhiculent qu'une partie de l'information, mais elles sont parfois elles-mêmes trop complexes pour être interprétées facilement. Dans ces circonstances, les techniques de classification peuvent compléter et nuancer les résultats des analyses factorielles.

Lebart, Morineau & Piron (2000) ont exposé quelques lacunes des représentations graphiques issues des méthodes factorielles. En premier lieu, ils évoquent la difficulté d'interprétation des axes ou plans factoriels au-delà du plan principal. Le plan engendré

par les axes factoriels 3 et 4, décrit des proximités qui sont des termes correctifs par rapport aux proximités principales observées sur les deux premiers axes. L'interprétation de ces proximités est donc assez délicate. En second lieu, ils décrivent les insuffisances des visualisations souvent limitées à deux, ou en général à très peu de dimensions, alors que le nombre d'axes « significatifs » peut être bien supérieur. Cette compression excessive de l'espace peut entraîner des distorsions fâcheuses et des superpositions de points occupant des positions distinctes dans l'espace. En outre, les visualisations peuvent manquer de robustesse. Un point-profil aberrant peut notablement influencer le premier facteur et par là toutes les dimensions suivantes, puisque ces dimensions sont reliées au premier axe à travers la contrainte d'orthogonalité des axes. Enfin, les visualisations peuvent concerner des centaines de points et donner lieu à des graphiques chargés ou illisibles.

Pour remédier à ces insuffisances, l'analyse de classification a été menée simultanément pour situer les sujets étudiés dans des groupes à partir des données, et non *a priori*. Une analyse factorielle peut ainsi être complétée par une classification réalisée sur l'espace tout entier ou sur un sous-espace défini par les premiers facteurs les plus significatifs. Les classes prennent en compte la dimension réelle du nuage de points. Elles corrigent donc certaines déformations dues à l'opération de projection. La plupart des algorithmes de classification, et particulièrement les algorithmes d'agglomération, sont localement robustes au sens où les parties basses des dendrogrammes produits (nœuds correspondant aux plus petites distances) sont indépendantes des éventuels points marginaux isolés. Aussi, lorsqu'il y a trop de points-individus sur un plan factoriel, il paraît utile de procéder à des regroupements d'individus en familles homogènes. Les classes peuvent être utilisées pour aider l'interprétation des plans factoriels en identifiant des zones bien décrites. Il est en effet plus facile de décrire des classes qu'un espace continu, même à deux dimensions. En revanche, les méthodes de classification sont rarement appliquées seules (Toro, Nester, & Farren, 2006; Vaughan & O'Malley, 2005; White & McNair, 2002).

Lebart *et al.* (2000) mettent l'accent sur la nécessité d'une utilisation complémentaire de l'analyse factorielle et de la classification. Malgré leurs insuffisances, les méthodes factorielles sont nécessaires : la faculté descriptive des axes, les descriptions sous forme de continuum géométrique restent irremplaçables. La classification ne réussit pas toujours à montrer l'importance de certaines tendances ou de facteurs latents inattendus. Pour observer l'organisation spatiale des classes le positionnement des classes sur les axes factoriels s'avère indispensable. La découverte de dimensions cachées est l'objectif de ces deux familles de méthodes et certainement le plus ambitieux.

2.2.4. Liens entre les approches exploratoires et les méthodes explicatives et prévisionnelles

Plusieurs travaux récents ont fait appel à la complémentarité entre les approches exploratoires présentées précédemment et les approches inférentielles et confirmatoires qui constituent le volet le plus large et le plus classique de la science statistique. L'exploration et la description doivent en principe précéder les phases explicatives et prédictives. C'est ainsi que l'exploration peut être un préliminaire très utile pour se faire une première idée de la nature des liaisons entre les variables, et pour traiter avec prudence les variables corrélées qui, souvent redondantes, chargent inutilement les

modèles. Cependant, les démarches elles-mêmes ne sont pas toujours faciles à discerner, à identifier. L'exploration pure est très rare car il existe toujours des informations et des connaissances *a priori* sur le tableau de données, et donc des hypothèses générales, des attentes de la part de l'utilisateur. D'où l'intérêt d'éclaircir cette relation entre instruments d'observation et modèles.

Ainsi, la principale vertu des méthodes inférentielles et confirmatoires est la possibilité de valider ou d'infirmer, à partir de tests statistiques ou de modèles probabilistes, des hypothèses formulées *a priori* ou après une phase exploratoire, et d'extrapoler, c'est-à-dire d'étendre certaines propriétés d'un échantillon à une population plus large. La statistique confirmatoire fait surtout appel aux méthodes dites explicatives et prévisionnelles destinées, comme leurs noms l'indiquent, à expliquer puis à prévoir, suivant des règles de décision, une variable privilégiée à l'aide d'une ou plusieurs variables explicatives (e.g. régressions multiples et logistiques, analyse factorielle discriminante, segmentation par arbre binaire, etc.). Cependant, il n'existe pas de méthodologie générale de mise en œuvre des méthodes exploratoires de base impliquant une articulation et une synergie avec les méthodes dites explicatives. Chaque application demande un travail original de codage, de sélection et d'agencement d'outils particuliers en fonction des domaines et des problématiques.

2.3. RECONNAISSANCE DES PATRONS DE MOUVEMENTS CYCLIQUES

2.3.1. Analyse de contours et descripteurs de forme

L'essor de l'informatique ces vingt dernières années, et plus particulièrement celui du traitement d'images numériques, ont fait de l'ordinateur un précieux outil. L'étude du mouvement constitue une branche de la vision par ordinateur dans laquelle de nombreux travaux ont été menés. Récemment, Goswami (1998) a proposé une « technique de paramétrisation de l'allure ». Par paramétrisation, l'auteur fait référence à « *une description objective et systématique de l'évolution d'un certain descripteur de l'allure en fonction d'un paramètre externe* ». Il propose une analyse basée sur des courbes fermées, telles les diagrammes angle-angle¹¹ ou les plans de phase¹². De telles courbes (Cavanagh & Grieve, 1973; Grieve, 1969) offrent une vision globale du comportement du système locomoteur et peuvent être décrites géométriquement (Hershler & Milner, 1980a; 1980b). Une telle approche est complémentaire à l'étude des paramètres discrets (e.g. la longueur du pas, la vitesse de l'allure), plus communément rencontrés dans la littérature (Kawamura, Tokuhiko, & Takechi, 1991; Yamasaki, Sasaki, Tsuzuki, & Torri, 1984). La reconnaissance de formes 2D repose sur l'utilisation de « descripteurs de forme » robustes aux changements de taille, de position et d'orientation mais aussi au bruit¹³ (aléatoire). De tels descripteurs permettent l'identification et la classification de courbes

¹¹ Un diagramme angle-angle fournit des informations sur l'organisation de la cuisse et de la jambe (et du pied, en 3D) au cours du déroulement d'un cycle de locomotion, mais reste silencieux sur les vitesses angulaires.

¹² Un plan de phase représente la dynamique complète d'une seule articulation (synchronismes ou désynchronismes) par la mise en relation de la position angulaire en fonction de la vitesse angulaire, en revanche, il ne fournit pas d'information sur la coordination de deux (ou trois) articulations.

¹³ Le bruit blanc (i.e. aléatoire) peut avoir sa source dans l'imprécision des appareils de mesure (e.g. défaut des lentilles des caméras).

fermées planes. Il existe plusieurs techniques classiques pour quantifier des formes planaires (Jahne, 1995; Jain A.K., 1989), mais Goswami (1998) propose d'exploiter la technique des « moments invariants »¹⁴, développée par le mathématicien Hu (1962). Celle-ci peut être utilisée pour la comparaison de deux allures différentes, l'identification clinique d'états pathologiques ou encore le suivi des progrès (patient en rééducation fonctionnelle, sportifs en entraînement). Cependant, cette méthode basée sur les moments géométriques est particulièrement sensible aux différentes techniques de lissage et de filtrage des données. Il apparaîtrait donc plus raisonnable d'effectuer les analyses statistiques directement sur les descripteurs d'allure recueillis à partir de plusieurs cycles locomoteurs plutôt que de les extraire à partir de données moyennées. En outre, une normalisation des données du diagramme angle-angle pourraient améliorer significativement les résultats (e.g. normalisation de la base temps et/ou normalisation de l'amplitude). En revanche, il émet des réserves sur une approche qui traiterait la courbe comme une forme purement géométrique. D'après l'auteur, une normalisation qui consisterait à réduire l'ensemble de la courbe à l'intérieur d'un carré unitaire pourrait compliquer l'interprétation fonctionnelle du mouvement locomoteur.

Plus récemment, Marzani, Legrand & Pozzo (1997) ont eu l'idée de développer un système de reconnaissance de formes corporelles sur des images en niveaux de gris, sans utiliser de marqueurs. Cette approche repose sur des méthodes de traitement d'images. Bien que cette technique soit relativement lourde d'un point de vue algorithmique, les résultats qui en résultent fournissent une alternative à l'analyse du mouvement avec marqueurs.

Collectivement, ces études (dont la liste n'est pas exhaustive) illustrent les apports des techniques de reconnaissance de formes tant pour la reconstruction 3D du corps humain en mouvement que pour la description (géométrique) et l'identification de profils locomoteurs (le plus souvent, au travers de courbes fermées ou graphes planaires).

2.3.2. Analyse Procustéenne du mouvement

Les méthodes d'analyse procustéenne tentent de répondre à une préoccupation fréquente en statistique multidimensionnelle : n individus ou observations sont décrits, d'une part par p variables (colonnes de X), d'autre part par q autres variables (colonnes de Z). Comment comparer les deux nuages d'individus, les deux systèmes de distances entre individus ? C'est Tucker (1958) qui proposa à l'origine une telle méthode pour comparer deux batteries de tests passés sur les mêmes individus¹⁵. La technique a ensuite été étudiée par Cliff (1966), Schönemann (1968), Schönemann & Carroll (1970), puis généralisée par Gower (1975, 1984).

Partant du principe que tout mouvement peut être décrit par une séquence ordonnée de postures au cours du temps¹⁶, Adams & Cerney (2006) ont récemment présenté une

¹⁴ Les moments invariants de Hu (1967) sont classiquement utilisés pour la reconnaissance des formes. Hu a défini sept nombres qui sont invariants après translation, rotation et mise à l'échelle de l'objet.

¹⁵ On peut de la même façon comparer un même ensemble de variables sur deux ensembles d'individus différents. C'est le cas si l'on veut comparer deux matrices des corrélations (une matrice des corrélations globales, par exemple, à confronter à une matrice des corrélations locales).

¹⁶ Dans une telle perspective, le terme de posture prend une acception plus large que la simple configuration globale du corps. Il s'agit de la chaîne posturale, qui contribue à la gestion du déséquilibre, et dont la

approche, appelée « Analyse du Mouvement Procuste » (PMA), pour l'analyse fonctionnelle et la quantification du mouvement. Préalablement, les positions de p points-repères anatomiques (décrivant la morphologie¹⁷ de l'individu) sont enregistrées à chaque instant du mouvement. Chaque configuration de points-repères est traitée comme une matrice de $p \times$ trois coordonnées (x, y, z) et représente la posture d'un individu à un instant du mouvement. Pour chacun des instants du mouvement, les postures sont superposées par une Analyse Procustéenne Généralisée (APG) afin d'éliminer les différences de position (centrage de la configuration à l'origine), de taille (réduction de la configuration à une taille standardisée égale à l'unité) et d'orientation (rotation réalisant l'ajustement optimal des configurations). Après superposition, chaque posture normalisée est représentée par un point dans un espace de conformation sphérique. Pour effectuer des analyses multivariées standards, ces points sont projetés dans un espace tangent linéaire (à l'espace sphérique) contenant le même nombre de dimensions (i.e. projection sans réduction du nombre de dimensions : Rohlf, 1996, 1999). Ainsi, après normalisation et projection, chaque posture (à un instant donné du mouvement) est représentée par un ensemble de variables de conformation dans un espace tangent linéaire. Ce sont ces variables qui sont utilisées pour comparer les changements de conformation intra- et inter-groupes (e.g. Adams & Rohlf, 2000). Les variables de conformation décrivent quantitativement la posture d'un individu à un instant donné du mouvement dans l'espace tangent multivarié. Dans cet espace, les configurations similaires de points (correspondant aux individus dans des postures similaires) sont proches. En prenant le même individu à chaque instant du mouvement, on génère une séquence de postures qui correspondent à des points distincts dans l'espace tangent. En reliant cette séquence ordonnée de postures, on définit une trajectoire à travers l'espace tangent qui décrit le cheminement d'un mouvement particulier, i.e. la manière dont la posture change au cours du mouvement. Un schéma général de la procédure est illustré à la Figure 15.

En précisant la taille, la conformation et l'orientation de ces trajectoires de mouvement, il devient possible d'examiner la variabilité d'un type de mouvement à l'intérieur ou entre les groupes, ou encore en fonction de variables continues. Les trajectoires de mouvement peuvent différer par leur conformation (i.e. la manière dont la posture change au cours du mouvement), leur taille (i.e. l'amplitude du mouvement) et leur orientation (i.e. la direction du mouvement par rapport au corps). Afin d'extraire ces paramètres, les variables de conformation pour chaque posture à chaque instant du mouvement d'un individu sont préalablement concaténées¹⁸ dans un unique vecteur, représentant une trajectoire. Les trajectoires sont ensuite superposées par une APG à partir de laquelle les informations de taille et d'orientation sont recueillies pour une analyse ultérieure. La taille dite « centroïde » de chaque trajectoire de mouvement est définie par la racine carrée de la

composition peut se modifier d'un instant à l'autre. D'après Bouisset (2002), le terme de « chaîne stabilisatrice » semble plus approprié pour refléter la conception dynamique de la posture.

¹⁷1. Etude de la forme et de la structure externe des êtres vivants. 2. Aspect général du corps humain (la morphologie d'un athlète) (d'après une définition du Petit Larousse, 1998).

¹⁸ Opérer la concaténation i.e. l'enchaînement de deux chaînes de caractères ou de deux fichiers mis bout à bout (d'après une définition du Petit Larousse, 1998).

somme des carrés des distances entre le centroïde de la trajectoire et les postures dans l'espace multivarié (Bookstein, 1991).

En raison d'un nombre insuffisant de degrés de liberté (le nombre de points-repères anatomiques \times le nombre d'instants utilisés pour quantifier les trajectoires de mouvement étant supérieur au nombre d'individus), une modélisation linéaire générale (e.g. l'ANOVA) n'a pu être employée pour comparer statistiquement les groupes. En conséquence, les auteurs ont proposé une approche alternative utilisant les tests de Mantel (test de corrélation entre deux matrices) afin de déterminer si les caractéristiques de la trajectoire variaient significativement entre différents types de mouvement (Mantel, 1967). Les auteurs ont comparé les matrices de dissimilarité de la taille, de la conformation et de l'orientation à une matrice d'hypothèse indiquant les types de mouvement (groupes). Les matrices d'hypothèse représentant les groupes contiennent les valeurs 0 et 1, où 0 indique que la paire est constituée de mouvements du même type et 1 indique que ce sont des mouvements de types différents. La corrélation de Mantel entre une matrice de distance et une matrice d'hypothèse binaire teste si la variation entre les groupes est plus large que la variation au sein des groupes, et s'apparente ainsi à une analyse de la variance (Legendre & Legendre, 1998). Un avantage essentiel de cette approche est que le test de Mantel peut aussi être utilisé pour examiner les caractéristiques de la trajectoire en fonction de variables continues (telles que l'âge), à travers la corrélation avec une matrice d'hypothèse de données continues (Legendre & Legendre, 1998).

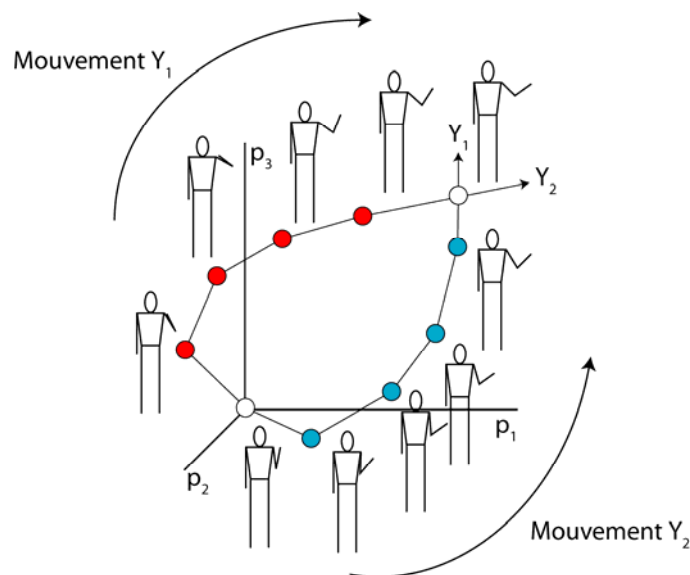


Figure 15 : Diagramme schématique représentant une séquence de postures digitalisées au cours d'un mouvement

Après une Analyse Procustéenne Généralisée (APG), chaque posture correspond à un point dans l'espace tangent multivarié. Une séquence de postures décrit une trajectoire à travers cet espace, représentant le mouvement. Dans cet exemple schématique, deux mouvements d'extension du bras sont présentés. Les deux mouvements (Y_1 et Y_2) débutent et se terminent aux mêmes points (cercles blancs), mais leurs trajectoires sont distinctes (cercles pleins rouges et bleus). D'après Adams & Cerney (2006).

A partir de séries de données simulées et réelles recueillies chez l'humain, les auteurs ont démontré que la PMA est capable de différencier correctement des types de mouvement distincts, qu'il s'agisse de tâches orientées vers un but ou de mouvements répétés et

cycliques. Elle permet d'identifier aussi bien des mouvements qui diffèrent seulement par leur taille ou leur orientation par rapport au corps, que des mouvements qui diffèrent dans leur conformation globale. En outre, elle n'est pas limitée à l'analyse de données basée sur les points-repères, mais peut aussi être employée pour évaluer des angles articulaires ou d'autres types de données biomécaniques continues. Il existe deux manières de le réaliser : (1) la PMA peut être combinée avec des approches cinématiques et cinétiques classiques en quantifiant les mêmes mouvements simultanément avec les deux procédures ; (2) les variables cinématiques et cinétiques standards pourraient être traitées comme données d'entrée dans la procédure de la PMA. En revanche, la généralisation de cette approche à une analyse tridimensionnelle ou à la prise en compte d'un plus grand nombre de points repères reste un challenge.

CHAPITRE 3 : LE DEPART DU SPRINT

Lors du départ d'une course de vitesse en starting-blocks, la posture initiale n'est pas naturelle pour mettre le corps en mouvement. Pour preuve, au début du siècle, on voyait sur une même ligne de départ différentes positions adoptées par les sprinters allant de la bipédie à la quadrupédie. Ainsi, des athlètes avaient implicitement compris que la création d'un déséquilibre potentiel leur permettait un meilleur départ. Ce sont des adaptations individuelles de sprinters qui ont fait évoluer, au fil du temps, le départ d'une position debout à une position en quadrupédie. Ce n'est qu'en 1934, que la Fédération Internationale d'Athlétisme a autorisé l'usage de cale-pieds pour le départ des courses de vitesse. L'usage de starting-blocks a été officiellement introduit en compétition en 1948 aux Jeux Olympiques de Londres. Des études se sont penchées sur ce départ particulier afin de percevoir les mécanismes mis en œuvre et leur rôle sur la performance d'une course de vitesse. Le départ est, de nos jours, devenu un élément technique à part entière de l'entraînement des sprinters. De la maîtrise de cette phase dépend, en grande partie, la performance finale d'un 100 mètres (Mendoza & Schollhorn, 1993).

Dans la continuité des travaux, de F. Natta en 1990 et de F. Natta & C. Réga en 2000, nous avons mis en place, à l'INSEP, une analyse qui se focalise sur la gestion de la **double contrainte** qui s'impose au sprinter lors d'un départ en starting-blocks : « **avancer** » qui est la contrainte liée à la tâche et « **se redresser** » qui est la contrainte environnementale qui lie la posture initiale à la tâche. Une des particularités de cette étude réside dans le fait que nous avons aménagé le site d'entraînement des athlètes afin de reproduire les conditions de pratique les plus naturelles possibles. Cette étude s'inscrit dans une démarche scientifique qui présente également une valence forte d'optimisation de la performance. En effet, il est important que ce travail puisse faire l'objet d'un corpus de connaissances utilisable par les entraîneurs et athlètes et qu'il alimente de nouvelles approches de la compréhension du mouvement.

Dans cet optique, nous avons développé deux aspects : (1) la description et la mise en relation de variables caractéristiques de la double contrainte, issues de la mesure conjointe de données tridimensionnelles du mouvement, de l'activité électrique de certains muscles et enfin des forces externes ; (2) la distinction de synergies motrices caractéristiques du mouvement, quel que soit le niveau d'expertise, et les caractéristiques spécifiquement construites par les sprinters experts et propices à la performance. Cette étude s'appuie sur la base de la comparaison d'une population de non-experts mais sportifs avérés et très entraînés avec une population de sprinters experts dans leur domaine. La particularité des

populations est donc, qu'elles se distinguent sur le niveau de performance atteint dans la tâche et non sur la quantité d'entraînement ou sur des critères morphologiques. L'originalité de ce travail réside dans l'exploration des mécanismes du haut du corps et de la dimension latérale du mouvement.

1. REVUE DE LITTÉRATURE : LE DEPART EN STARTING-BLOCKS

En athlétisme, les courses de vitesse sont représentées par les disciplines dont la distance n'excède pas les 400 mètres. Plusieurs familles de course de vitesse existent à l'intérieur de cette catégorie. En effet, il est distingué, d'une part, les courses de haies (obstacles) telles que le 60 m, le 110 m ou le 100 m (en fonction du sexe) et le 400 m et, d'autre part, les courses de vitesse sur plat telles que le 60 m, le 100 m, le 200 m et le 400 m. Ces distances sont courues en compétition à partir des catégories juniors (18-19 ans).

Culturellement, la discipline du 100 m est considérée comme l'épreuve « reine » des grandes rencontres internationales. Ces courses possèdent toutes un point commun : leur départ. Dans toutes ces disciplines, le règlement impose un départ en starting-blocks et chaque coureur doit évoluer dans un couloir indépendant.

Pour le 100 mètres, la littérature distingue trois phases pour des populations de bon niveau : l'*accélération*, la *vitesse maximale*, le *maintien de vitesse* (Mero, Komi & Gregor, 1992 ; Mendoza & Schollhorn, 1993 ; Delecluse, 1997).

Ces phases ont été décrites principalement par rapport à la nature des courbes de vitesse. Lors de la phase d'accélération, en raison du départ statique, les athlètes augmentent progressivement leur vitesse de course, cette phase peut se prolonger jusqu'au 60^e mètre de course pour des sprinters mondiaux. Mais, Delecluse (1995) montre que sa population d'étude, qui est peu experte (12,21 s ± 0,40 s au 100 m), atteint sa vitesse maximale dès le 36^e mètre de course. A l'issue de cette phase, les athlètes atteignent une vitesse maximale de course qu'ils maintiennent sur une distance d'environ 30 mètres. Enfin, dans la dernière partie de course (les 10 à 20 derniers mètres), le sprinter tente de maintenir sa vitesse de course, mais il est souvent observé une diminution de cette vitesse. Ces mesures ont été réalisées à partir d'images vidéo au cours de différentes compétitions internationales sur des intervalles de 10 mètres (Brüggemann & Glad, 1990 ; Moravec, Ruzicka, Susanka, Dostal, Kodejs & Nosek, 1988 ; Ae, Ito & Suzuki, 1992) ou par l'intermédiaire d'un laser lors des Championnats du Monde d'Athènes en 1997 (Müller & Hommel, 1997).

L'étude de ces courses montre que la phase d'accélération permet aux sprinters d'atteindre 90 % de leur vitesse moyenne stabilisée.

La performance d'une course de 100 mètres est liée en partie à la gestion optimale de ces trois phases de courses. L'étude de Volkov & Lapin, (1979) montre que la gestion de la course est liée à l'acquisition des quatre capacités suivantes : (1) la capacité d'atteindre une grande vitesse dans les premiers mètres de course, (2) la capacité de développer une force musculaire maximale, (3) la capacité de maintenir une vitesse maximale de course, (4) la capacité de résister à la fatigue dans la phase finale de la course. Cependant, la phase d'accélération se caractérise aussi par un facteur jouant un rôle singulier dans la performance d'un sprint : le départ en starting-blocks. Il fait partie intégrante de cette

phase mais suppose une gestion particulière, car le départ est réalisé depuis une position statique en quadrupédie.

1.1. CONTRIBUTION DU DEPART A LA PERFORMANCE D'UNE COURSE DE VITESSE

Le découpage en trois phases d'une course de 100 mètres permet de marquer l'importance particulière que constitue la phase d'accélération (Deshon & Nelson, 1964). Cependant, pour analyser la contribution du départ sur une course de vitesse, des études se sont intéressées à l'évolution de la vitesse par intervalle de 10 mètres. L'étude réalisée lors des championnats du Monde de 1997 (Müller & Hommel, 1997) montre que les sprinters de la finale dépassent les 10 m.s⁻¹ dans le troisième intervalle (20-30 m) et qu'ils atteignent la vitesse de 11,23 m.s⁻¹ dans le quatrième. Au regard des résultats de cette étude, le temps réalisé pour effectuer les 20 premiers mètres correspond à 2,778 s. Cette performance rapportée à la performance du temps moyen aux 100 mètres est égale à 27,8% du temps final. Si l'on s'intéresse aux vitesses instantanée et maximale de course, les résultats de cette étude indiquent que le gain de vitesse instantanée le plus important est réalisé lors des 10 premiers mètres (8,737 m.s⁻¹, DS 0.122) alors que la vitesse maximale de course est en moyenne de 11,728 m.s⁻¹, DS 0.113). Ces différentes données montrent comment la phase d'accélération contribue à répondre au besoin de se mettre en action le plus vite possible depuis une position arrêtée. Pour cela, l'athlète doit produire de grandes forces propulsives dirigées vers l'avant (Inglis, 1989).

1.2. LE DEPART : ASPECTS MATERIELS ET REGLEMENTAIRES

1.2.1. Starting-blocks

Les starting-blocks de compétition sont composés d'une tige centrale sur laquelle peuvent être réglée deux blocs, en distance et en inclinaison. En compétition, les starting-blocks fournis par l'organisateur de l'événement doivent être conformes au règlement imposé par l'International Association of Athletic Federation (IAAF, 2006). Les athlètes peuvent placer leurs blocs indépendamment de chaque côté de la tige. Il est donc possible de distinguer un pied avant et un pied arrière lors du réglage des starting-blocks. L'ensemble du système est maintenu sur la piste par des pointes qui assurent son immobilité lors du départ (Figure 16).

Ce positionnement, pieds décalés, semble présenter une contrainte spécifique dans l'organisation de la mise en action du corps. Cependant, l'étude de Kraan, van Veen, Snijders & Storm (2001) montre l'importance d'un tel placement pour réaliser une mise en action efficace. Ces auteurs comparent trois modalités de départ debout (libre, déplacer d'abord une jambe vers l'avant, partir pieds décalés) au sein d'une population de sportifs de sexe masculin (19-25 ans). Les résultats, à partir des forces de pression exercées sur le sol, montrent que la modalité de départ pieds décalés permet une action de poussée des deux jambes plus efficace. Ce type de départ permet de produire un travail plus grand qu'un départ avec un pied partant vers l'avant. Les valeurs de puissance sont de 515W pour un départ avec les pieds décalés et de 130W pour l'autre modalité de départ (pied partant en avant). Il permet également un départ plus rapide car les forces sont développées sur

une durée plus courte (0,395 s, DS 0,054 vs 0,776 s, DS 0,201) et avec une intensité plus importante (409,3 N, DS 75,4 vs 264,7 N, DS 55,1). Ces résultats présentent l'intérêt de placer les pieds décalés (un en avant et un en arrière) dans les starting-blocks afin de produire des forces de poussées optimales.

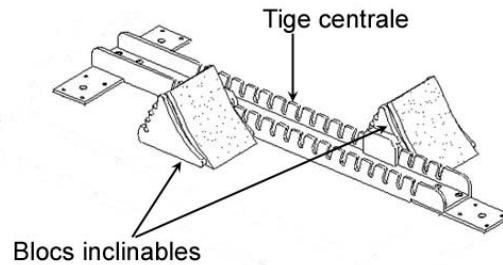


Figure 16 : Schéma d'un starting-blocks

La technique du départ est associée aux autres contraintes réglementaires de l'utilisation de starting-blocks. En compétition, les athlètes suivent les ordres du starter sous peine de disqualification.

Les ordres donnés sont les suivants (règlement IAAF, 2006) :

- « *A vos marques* » (« *take your marks* ») : les athlètes debout derrière leurs starting-blocks prennent place en position accroupi dans les blocs. Ils s'équilibrent et restent immobiles sur cinq appuis (les mains au sol derrière la ligne, les pieds dans les blocs et le genou de la jambe arrière au sol).
- « *Prêt* » (« *set* ») : les athlètes quittent leur position initiale en levant le genou de terre et se maintiennent immobile en quadrupédie.
- « *Partez* » (« *go* ») : ce commandement est matérialisé par un coup de feu, les athlètes se mettent en action.

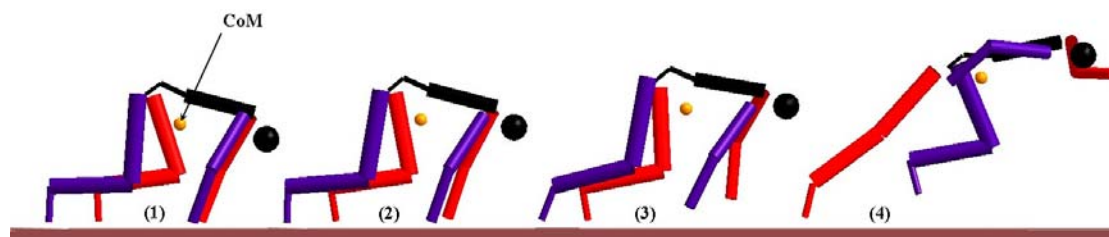


Figure 17 : Modélisation du départ en starting-blocks

(1): début de poussée dans les blocs; (2): lever des mains; (3): quitter du pied arrière; (4): quitter du pied avant ; CoM : centre de masse.

Lors d'un départ en starting-blocks, certains événements sont chronologiquement repérables. En effet, après le signal sonore, l'action débute par une poussée dans les starting-blocks (temps de réaction), puis un lever des mains. Cette dernière action, réalisée alors que le sprinter est encore en contact avec les blocs, marque le début de l'action de redressement du corps. L'événement suivant est le quitter du pied arrière et son engagement volontaire vers l'avant. Enfin, la dernière action du sprinter va être de quitter le bloc avant (Figure 17). Cette succession d'événements est appelée « *phase de blocs* ».

Pour quitter les starting-blocks, l'athlète doit se mettre en action depuis une position stationnaire dans un mouvement asymétrique aussi vite que possible. Pour contrecarrer

l'effet de la gravité et pour se déplacer vers l'avant, le sprinteur doit produire des forces verticale et horizontale importantes. Pour optimiser cette seconde force, il semble qu'un redressement trop brusque du corps soit préjudiciable à la réalisation d'un départ efficace (Harland & Steele, 1997 ; Natta & Brenière, 1996 ; Natta & Brenière, 1998).

1.2.2. Faux départs

Un faux départ est défini comme étant une mise en action de l'athlète dans un temps de réaction incompatible avec l'attente du signal sonore. Le règlement n'accorde qu'un seul faux départ pour l'ensemble d'une course, le second devient alors éliminatoire pour le sprinter qui l'effectue, même s'il n'est pas à l'origine du premier.

La réglementation internationale stipule que les faux départs sont estimés par les juges de course, soit de manière automatique à l'aide de dispositifs fixés sur les starting-blocks, soit de manière visuelle, ceci en fonction du niveau de compétition. Un faux départ est déclaré si un ou plusieurs athlètes se mettent en mouvement dans une durée de temps inférieure à 100 ms après le signal. Ce mettre en mouvement ici n'est pas le mouvement visible de « l'extérieur » mais la modification du niveau de force exercée sur les blocs. Dans les grandes compétitions, la détection des faux départs est réalisée à l'aide de deux types de dispositifs (accéléromètres ou capteurs de forces). Ces outils équipent les starting-blocks et permettent de renvoyer un signal au juge de course. Pour discriminer les faux départs du mouvement « naturel » et des forces initiales produites par les athlètes, les capteurs doivent être seuillés, i.e. les capteurs détectent à partir d'une certaine quantité de mouvement ou de production de force. Le temps de réaction pris en compte dans les compétitions n'est donc pas celui mesuré à l'aide d'outils tels qu'une plateforme de force qui permet de repérer le début de l'apparition des phénomènes dynamiques.

1.3. TEMPS DE REACTION

1.3.1. Temps de réaction en compétition

Le temps de réaction (TR), lors du départ, est le temps qu'il faut à l'athlète pour débiter sa poussée dans les starting-blocks. Mero *et al.* (1992) montre que le TR n'est pas corrélé avec le niveau de performance des athlètes sur une course de 100 mètres. Cependant, il possède un impact plus ou moins important sur la performance en fonction du type de course (Buckolz, 1980). En effet, une étude menée par Collet (1999), lors des championnats du monde et des Jeux Olympiques d'une décade (1987-1997), montre que la distance de course à parcourir influence le TR. Le TR pour un 400 mètres a été mesuré à $203,00 \pm 56,58$ ms alors que pour un 60 m, le TR a été mesuré à $143,99 \pm 27,62$ ms. Ces résultats montrent que les athlètes adoptent alors une stratégie de course différente. Pour les sprints courts (60 m et 100 m), les athlètes vont rechercher un TR court car ils comptent davantage sur la performance chronométrique du départ. Il est aussi montré que le TR varie selon l'enjeu de la course : il est moins long dans les courses des finales que dans les courses des séries pour les athlètes d'une même compétition ($147,61 \pm 24,67$ ms *vs* $161,91 \pm 26,94$ ms). Enfin, l'expérience des athlètes semble aussi jouer un rôle important dans la performance du TR, mais cette différence n'a été montrée que pour les courses des finales. En effet, il a été mesuré à $157,39 \pm 29,35$ ms *vs* $147,61 \pm 24,67$ ms respectivement pour les

juniors (18-19 ans) et les seniors (22 ans et plus). Ces résultats montrent que les athlètes utilisent des stratégies et un contrôle différents pour le départ en starting-blocks en fonction du type de courses à réaliser (Collet, 1999).

1.3.2. Décomposition du temps de réaction

Le TR a fait l'objet d'analyses permettant de le décomposer. Mero & Komi (1990), à partir des connaissances théoriques sur le temps de réaction, montrent que le temps de réaction total (TRT), dans le départ d'une course de vitesse est divisé en deux composantes : le temps pré-moteur (PMT) et le temps moteur (MT). Le PMT étant le délai entre le signal de départ et le début de l'activité EMG des muscles de la jambe arrière. Le MT étant le temps entre le début de l'activité EMG et la production de force dans les starting-blocks. Lors du TRT, une description du patron d'activité musculaire semble difficile à réaliser. Néanmoins, les résultats de cette étude montrent que le *gluteus maximus* a le PMT le plus court par rapport aux autres muscles de la jambe arrière (0,074 s, DS 0,016). Le *gastrocnemius* et le *rectus femoris* ont le PMT le plus long, mais deux sujets ne présentent pas d'activité dans le TRT ce qui expliquerait une utilisation inefficace du bloc arrière. Le MT a été mesuré à 27,7 ms, ce qui est inférieur aux données présentées par le reste de la littérature. Pour expliquer cette durée, notons que ces études traitant du temps moteur ne s'intéressent que peu aux mouvements multi-segmentaires qui induisent la mise en œuvre de nombreuses synergies musculaires qui peuvent être compensées par le travail d'un ou plusieurs muscles.

1.4. CARACTERISTIQUES DU DEPART EN STARTING-BLOCKS

De nombreuses études ont porté sur l'analyse des variables cinétiques et cinématiques du départ. Longtemps, ces analyses ont été réalisées en deux dimensions (2D) dans le but de répondre aux questions concernant la cinématique du centre de masse dans le plan sagittal. Ces études ont permis de décrire différentes variables au travers d'analyses biomécaniques de la tâche.

1.4.1. Position « prêt »

Les études qui ont porté sur l'analyse cinématique en deux dimensions (2D) ont permis de montrer qu'au commandement « prêt », la position dite « initiale » des athlètes s'organise avec des angulations inter-segmentaires particulières. En ce qui concerne la fermeture jambe-cuisse, les angles mesurés pour la jambe avant et pour la jambe arrière sont respectivement compris entre 100° et 130° au sein de différents niveaux d'expertise (Mero & Komi, 1990). Par contre, en ce qui concerne les angles au niveau du bassin, on note une différence significative entre les différents niveaux d'expertise. L'angle moyen formé par le tronc et la jambe avant est de 41° pour les sprinteurs de haut niveau et de 52° pour les sprinteurs de niveau de performance moins élevé (80° vs 89° pour la jambe arrière) (Mero, Luhtanen & Komi, 1983). Ces différences semblent traduire la capacité des muscles extenseurs de la hanche à produire une plus grande force pour les sprinters de haut niveau. La diminution de l'angle de la hanche est proportionnelle à une augmentation de la force musculaire de l'extenseur de la hanche jusqu'à un optimum (Borsow, 1978 ; Mero

et al., 1983 ; Harland & Steele, 1997). Le Tableau 1 donne les valeurs angulaires des différentes articulations ainsi que la hauteur du centre de masse pour différentes études.

Tableau 1 : Valeurs des angles articulaires à la position « prêt »

	Mero <i>et al.</i> , 1983			Borsow, 1978	Natta, 1990
Sexe	M	M	M	M	F
Performance (s)	10.8 ± 0.3	10.8 ± 0.4	11.5 ± 0.3	Elite URSS	11.45 ± 0.28
Nombre	25			/	6
Angles de la jambe avant (°)					
Angle cheville	115 ± 7	115 ± 7	115 ± 5	/	117 ± 8.18
Angle genou	111 ± 9	107 ± 8	106 ± 10	100	84 ± 12.4
Angle hanche	41 ± 14	51 ± 9	52 ± 4	/	/
Angles de la jambe arrière (°)					
Angle cheville	106 ± 8	105 ± 7	106 ± 10	/	118 ± 9.6
Angle genou	134 ± 14	130 ± 12	140 ± 16	129	110 ± 15.0
Angle hanche	80 ± 13	82 ± 9	89 ± 7	/	/
Angle tronc (°)	29 ± 9	21 ± 5	24 ± 10	104*	/
Angle bras (°)	103 ± 7	103 ± 6	105 ± 6	/	98.8 ± 4.6
Hauteur du CoM (cm)	60.5 ± 3.7	62.1 ± 1.6	61.0 ± 4.7	/	/

CoM : Centre de masse ; M : masculin ; F : féminin ; / : non communiqué ; • : nous remarquons que cet angle n'est pas identique en raison d'un repère différent entre les études.

La disposition des starting-blocks pouvant être réglée par le sprinteur, Guissard (1991) fait état du positionnement des blocs et décrit trois paramètres pouvant être modifiés : (1) l'écartement des blocs ou la *distance inter-blocs*, il existe trois types d'espacement inter-blocs, le « rapprocher » (< 30 cm) ; le « moyen » (de 30 à 50 cm) et « l'allonger » (> à 50 cm). Chaque espacement confère au départ des caractéristiques particulières. Même, si le départ blocs « rapprocher » permet d'effectuer une accélération plus importante, il a été montré une production de force plus importante si l'athlète utilise un espacement « allonger » ; (2) l'*éloignement du bloc avant* par rapport à la ligne de départ ; (3) l'*inclinaison des blocs*, l'amélioration du départ avec une diminution de l'inclinaison des blocs est attribuée à une augmentation de la contribution du *gastrocnemius* durant la phase de contraction excentrique et concentrique du mollet due à un début d'activation plus précoce.

1.4.2. Position initiale du centre de masse

Dans l'une des premières études cinématiques du départ en starting-blocks, il est montré que la morphologie des athlètes n'intervient pas dans la performance (Baumann, 1976). Pour identifier un départ efficace, il faut s'intéresser à des mesures comme celles de : la vitesse de sortie de blocs, le pourcentage de poids du corps supporté par les bras à la position « prêt » et donc à la position du centre de masse (CoM) par rapport à la ligne de départ. Les sprinters de haut niveau placent leur centre de masse entre 0,16 m et 0,27 m de la ligne de départ. Quant à la hauteur, elle varie de 0,48 m à 0,60 m (Vagenas & Hoshizaki, 1986 ; Mero *et al.*, 1983). Dans l'étude menée par Natta (1990), les valeurs du centre de masse mesurées, au sein d'une population féminine de sprinteuses, sont de 0,17 ± 0,04 m en arrière de la ligne de départ. Dans une étude plus récente sur les hommes, Natta & Réga

(2001) montrent, sur ces mêmes variables, que les valeurs sont de $0,15 \pm 0,08$ m et $0,57 \pm 0,04$ m, respectivement pour la distance de la ligne de départ et la hauteur. Dans les travaux de Baumann (1976) et de Mero (1988), les résultats montrent que sur chaque variable mesurée (vitesse de sortie de blocs, performance chronométrique, par exemple), le groupe de niveau d'expertise le plus élevé (G1) présente des différences significatives avec les autres groupes G2 et G3 de moins bonne performance chronométrique sur 100 m. Ainsi, on remarque que le groupe G1 montre une position initiale du CoM plus en avant que G2 et G3. Ceci s'explique par le fait que ce groupe posséderait une plus grande force musculaire au niveau des épaules et qu'il serait capable de supporter un plus grand pourcentage de masse corporelle sur leurs mains. En effet, G1 se place avec 73% à 82% du poids du corps sur leurs mains contre 52% à 67% pour G3. De plus, au regard des grandeurs cinématiques, les résultats font ressortir que G1 possède une plus grande vitesse de sortie de blocs que le groupe G3 ($3,6 \pm 0,2$ m.s⁻¹ vs $2,9 \pm 0,2$ m.s⁻¹). Cette vitesse, atteinte à la fin de la poussée, est en partie due à une impulsion dans les starting-blocks (263 ± 22 N.s vs 214 ± 20 N.s) plus importante pour G1, (Baumann, 1976).

Les différentes études montrent donc que, selon les niveaux d'expertise, la position du centre de masse par rapport à la ligne est différente. Les auteurs en concluent que, pour un bon départ, la projection du centre de masse doit se placer près de la ligne de départ. Il semble que cette organisation permette de créer une vitesse de sortie de blocs plus importante et des performances chronométriques plus élevées.

1.4.3. Influence de la posture initiale

Des études portant sur différentes positions initiales des athlètes dans les starting-blocks montrent leurs effets sur la performance au départ. Schot et Knutzen (1992) trouvent des différences significatives sur les variables de la composante verticale de force (Rz) entre quatre positions expérimentales imposées et contrôlées variant, à la fois, (1) la position des blocs par rapport à la ligne (« allonger » = 60% de la longueur de jambe et « rapprocher » = 50% de la longueur de la jambe) et (2) l'angle formé entre la ligne de bras et le sol (90° et 80°). Les résultats montrent que le départ « allonger » associés à un angle de 90° permet de placer le centre de masse plus en avant par rapport aux départs « grouper » et de produire une accélération et une vitesse horizontales de sortie de blocs plus grandes de 5%. A l'inverse, les départs « grouper » permettent de réaliser un premier appui plus court et une apparition plus précoce des événements du départ tels que le lever des mains, le quitter du pied arrière, etc. Ceci est associé à la diminution des durées de production de force dans les starting-blocks. Par contre, il semblerait que le départ « allonger » associé à un angle de 80° ne permette pas cette avancée du centre de masse mais augmenterait, néanmoins, la force horizontale exercée sur les blocs. Ceci contribue aussi à la création de plus grandes vitesses (horizontale et verticale) essentiels à la performance au départ en starting-blocks. Les départs « allonger », quel que soit l'angle, permettent de produire des forces verticales plus grandes à la sortie des blocs. Ceci se traduit aussi par une vitesse horizontale plus élevée sur le premier appui.

Ces résultats montrent l'intérêt de porter le centre de masse proche de la ligne de départ et d'associer cette position à un espacement inter-blocs optimal qui serait de l'ordre de 45% de la longueur de jambe.

Ces différents résultats montrent, plus ou moins directement, l'influence de la position initiale du centre de masse par rapport à la ligne de départ et son rôle dans la performance. Cette position détermine aussi la capacité des athlètes à maintenir un équilibre avec une intention d'engager le corps vers l'avant lors de la production de forces dans les starting-blocks (Natta & Brenière, 1997). Cette notion d'équilibre sera développée ultérieurement.

1.4.4. Forces produites lors du départ

Les forces produites dans les starting-blocks lors du départ, permettent une impulsion bilatérale sur les deux blocs dans la première partie de la poussée et unilatérale sur le bloc avant dans une seconde partie. L'impulsion due à la poussée de la jambe arrière représente 25% de l'impulsion totale et 75 % pour la poussée de la jambe avant. Mais, la jambe arrière peut produire une impulsion de 50 % chez les athlètes de haut niveau. Différentes études font apparaître des éléments contradictoires quant à la simultanéité de la poussée des deux jambes (Guissard, 1991). Pour exemple, l'étude de Payne & Blader (1971) montre que les débuts de poussée sur les blocs avant et arrière sont concomitants alors que la revue de littérature d'Harland & Steele (1997) semble indiquer que le pied arrière pousse plus précocement que le pied avant. Cette organisation semble être une caractéristique du niveau d'expertise, notamment chez le sprinter de haut niveau.

Les études de Blader (1967) ; Payne & Blader (1971) et de Hoster & May (1978) montrent que le pied placé en avant dans les starting-blocks à une grande influence sur l'accélération générale du corps. Le patron de la résultante des forces lors de la poussée montre deux phases successives : une phase qui tend à relever le corps vers le haut avec une rotation négative et, dans un second temps, la résultante des forces montre une rotation du corps dans le sens positif qui est favorable à l'application des forces de poussées.

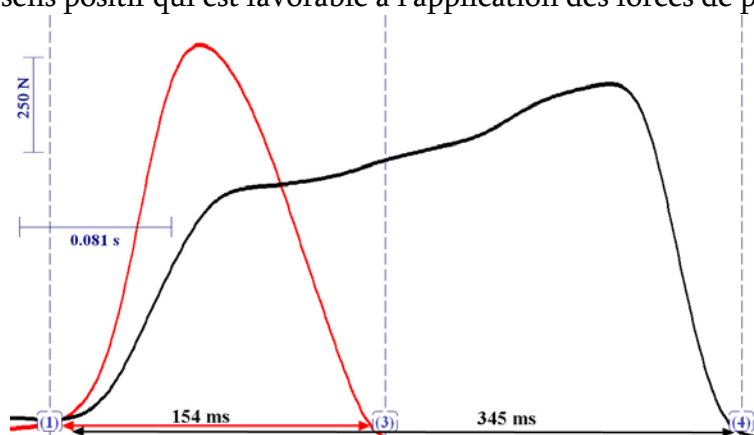


Figure 18 : Patron de la force horizontale exercée dans les starting-blocks

Courbe rouge : force de poussée sur le bloc arrière ; courbe noire : force de poussée sur le bloc avant ; (1) : début de la poussée dans les blocs ; (3) : quitter du pied arrière ; (4) : quitter du pied avant.

Les forces de poussées sur les différents blocs ne présentent pas le même patron car la force exercée sur le bloc arrière est de durée plus courte que celle exercée sur le bloc avant et son pic est plus précoce. La valeur moyenne du temps total de poussée se situe entre 0,320 ms et 0,370 ms. Durant cette poussée, les pics de forces ont été mesurés en moyenne sur des athlètes de sexe masculin de haut niveau à 1002 ± 287 N et 936 ± 32 N (respectivement pour le bloc arrière et le bloc avant). Les impulsions réalisées par les sprinters sur les blocs ont été mesurées à 201 ± 49 N.s pour le bloc avant et 97 ± 32 N.s pour le bloc

arrière (Cöh, Milanonic & Dolenc, 1999). La Figure 18 permet de décrire le patron de courbe des forces horizontales dans les starting-blocks.

1.5. SYNERGIES MUSCULAIRES LORS DU DEPART EN STARTING-BLOCKS

L'électromyographie, qui rend compte des patrons d'activité musculaire, permet d'analyser la coordination et les synergies musculaires des membres mobilisés lors d'une action motrice. De nombreuses études s'intéressant au départ en starting-blocks ont surtout analysé les muscles extenseurs de la jambe, car l'extension représente l'action principale lors de la « phase de blocs ».

Après l'apparition des phénomènes cinétiques, une coordination optimale de poussée débute par un lever des mains qui induit un déséquilibre du corps vers l'avant. Le départ en starting-blocks demande la mise en œuvre d'une grande force musculaire afin de mettre le corps en action dans un mouvement explosif à partir d'une position initiale statique quadrupédique. Mero & Komi (1990) ont montré qu'une pré-tension musculaire des principaux muscles impliqués dans le début du mouvement est nécessaire pour l'optimisation du départ en starting-blocks. La position initiale en quadrupédie fait intervenir principalement les muscles des jambes qui vont réaliser la poussée et des membres supérieurs qui vont surtout aider au redressement du corps. Ces études antérieures se sont essentiellement intéressées à l'analyse de la production de forces des jambes. Les études portant sur l'activité électromyographique (EMG) de ces segments corporels et, notamment, celle des muscles biarticulaires lors d'une phase de poussée, donnent de précieuses indications pour la compréhension des synergies mises en œuvre. Jacobs, Bobbert & van Ingen Schenau (1996) montrent que le *gastrocnemius* [*GA*] participe au transfert de puissance entre l'articulation du genou et celle de la cheville lors d'une extension explosive de la jambe. Pour ces auteurs, le *hamstring* [*HA*] et le *rectus femoris* [*RF*] participent aussi au transfert d'énergie entre les différentes articulations au niveau de la hanche et du genou. En effet, pour le [*HA*], la contribution relative au travail total de l'extension de la hanche a été mesurée à 7% et 11% respectivement pour le saut et la course et pour le [*GA*] à 25% et 28%. La contribution du [*RF*] pour l'extension du genou a été mesurée à 21% et 31% dans les mêmes tâches. Ces quelques résultats montrent que les muscles biarticulaires participent au transfert net de puissance des articulations proximales aux articulations distales et que leurs actions permettent de convertir les rotations des segments du corps en une translation souhaitée du centre de masse.

L'étude de Guissard, Duchateau & Hainaut (1992) montre que les variations d'inclinaison du bloc avant (lorsqu'il passe de 70° à 30°) modifient les patrons d'activité musculaire. Cette étude, comparant trois inclinaisons du bloc avant différentes, met en exergue le fait que lorsque l'angle du bloc passe de 70° à 30°, la vitesse de sortie des starting-blocks, au quitter du pied avant, est plus importante (respectivement $2,37 \pm 0,31 \text{ m.s}^{-1}$ et $2,94 \pm 0,20 \text{ m.s}^{-1}$). Cette augmentation de vitesse n'obtient sans altération de la durée de poussée (et donc de production de force) dans les blocs. La conséquence principale de ce résultat est l'augmentation de l'accélération horizontale du centre de masse ($7,46 \pm 1,42 \text{ m.s}^{-2}$ à 70° vs $9,03 \pm 0,91 \text{ m.s}^{-2}$ à 30°). Le comportement des muscles du mollet montre des différences pour chacune des conditions expérimentales. La durée de l'activité du *medial*

gastrocnemius augmente significativement lorsque l'inclinaison du bloc avant passe de 70° à 30°. Il est actif pendant 135 ± 27 ms à 70° et pendant $230 \pm 36,7$ ms à 30°. Le *vastus medialis* présente un effet inverse. Les EMG enregistrés montrent que le patron d'activité musculaire rend compte d'un étirement en flexion dorsale et d'un raccourcissement en flexion plantaire lorsque le bloc avant est incliné de 30°. La position à 30° entraîne des conditions de pré-étirement du *soleus* et du *medial gastrocnemius* (sans changement de la hauteur de la hanche). Les variations de longueur du *soleus* et du *medial gastrocnemius* présentent une plus importante co-contraction à cet angle avec un début moins précoce. Ces mêmes variations de longueurs évoluent en opposition à 70°. Guissard *et al.*, (1992) concluent que ce patron d'activité est directement dépendant de l'innervation des muscles du mollet qui semblent être des entités recrutées différemment lors de mouvements volontaires. Cela expliquerait la relation existante entre l'augmentation de la vitesse et les changements mécaniques, qui se produisent lors du départ en course de vitesse. La longueur du *medial gastrocnemius* se trouve augmentée lorsque l'inclinaison du bloc est de 30° (surtout dans la phase initiale), ce qui a pour conséquence d'augmenter l'activité de contraction de ce muscle ainsi que la raideur du système musculo-squelettique de la jambe avant et de faciliter la transmission des forces mécaniques. Cet allongement initial des muscles du mollet semble les mettre dans des dispositions de contraction plus importante lorsque l'inclinaison du bloc diminue.

Mero & Komi (1990) montrent que, lors de la mise en action des athlètes dans les blocs, les angulations au niveau de la hanche et des genoux augmentent alors que les angulations au niveau des chevilles diminuent. Ces actions correspondent à une contraction excentrique et concentrique des *gastrocnemius*. Dans un départ en starting-blocks, sur cinq muscles des membres inférieurs et du bassin étudiés, le *gluteus maximus* [GM] de la jambe arrière présente le plus court temps pré-moteur (74 ms) et le pic d'activité électromyographique intégré le plus précoce. Ces résultats montrent l'importance de ce muscle sur le début de la production de force sur le bloc arrière. L'analyse de l'activité musculaire des athlètes montre que les muscles monoarticulaires de la jambe (par exemple le [GM]) présentent une synergie plus nette que les muscles biarticulaires (par exemple le *rectus femoris*). Le *rectus femoris* [RF] présente un patron tout à fait différent par rapport au muscle monoarticulaire du quadriceps. Le *biceps femoris* présente une co-activation avec le [RF] avant le contact avec le sol, dans le but de résister à l'impact. Les deux [RF] des jambes avant et arrière montrent une activité durant la phase « de blocs », se comportant alors comme des extenseurs du genou (Duchateau, Guissard & Hainaut, 1986). Dans la phase aérienne, ils permettent l'extension du genou comme lors du début de la phase propulsive du côté ipsilatéral. L'activité du [RF] de la jambe avant se produit lors de la seconde partie de la phase de blocs et lors de la première partie du temps aérien jusqu'à ce qu'il soit inhibé réciproquement par le *biceps femoris* (Guissard & Duchateau, 1990 ; Mero & Komi, 1990).

Ces différentes études permettent de comprendre les synergies musculaires mises en jeu dans la réalisation d'un départ en starting-blocks. Cependant, l'action des muscles des membres supérieurs n'a pas fait l'objet d'analyse alors que leurs rôles semblent importants dans le maintien de la posture (« prêt ») et lors de la mise en action.

1.6. PREMIERS APPUIS DE COURSE

L'organisation motrice des premiers appuis de course est directement liée à la position dans les starting-blocks et aux actions effectuées lors de la phase de blocs. L'étude de Mero *et al.* (1983) montre que les athlètes experts ont une durée de poussée plus courte que les athlètes de moins bon niveau ($0,361 \pm 0,027$ s vs $0,368 \pm 0,037$ s). Cette « phase de bloc » permet de déterminer la force résultante relative produite dans les starting-blocks. Dans cette étude, à l'instant du pic de force maximum horizontale, la valeur de la norme de la résultante est de $20,8 \pm 3,9$ N.kg⁻¹ (normalisée par rapport au poids du corps) et son angle de $40 \pm 5^\circ$ avec l'horizontale. Cette norme est fortement corrélée avec la vitesse de sortie de blocs et avec l'accélération lors des premiers appuis (respectivement $r=0,54$, $p<0,01$ et $r=0,69$, $p<0,001$). Toujours dans cette étude, au regard de l'analyse cinématique du centre de masse lors des premiers appuis, il est montré que les sprinters experts présentent une chute du centre de masse moins importante que les sprinters de moins bon niveau. Cette chute a pour principal effet d'affecter l'augmentation de la vitesse lors de la phase d'accélération.

Tableau 2 : Exemple de résultats obtenus avec une plateforme de force sur le 1^{er} appui de course

	Natta & Réga, 2001		Mero, 1988 ^e	
Sexe	F	M	M	H
Performance sur 100 m	11,56 ± 0,12	10,28 ± 0,07	10,73 ± 0,35	10,79 ± 2,1
Nombre	4	3	8	8
Force verticale				
Valeur du 1 ^o pic (N)	562,89 ± 320,17	937,57 ± 67,32	951,96 ± 269,02	
temps du 1 ^o pic (s)	0,011 ± 0,002	0,010 ± 0,003	0,011 ± 0,002	
Valeur Max (N)	1125,59 ± 206,47	1634,47 ± 127,68	1573,51 ± 331,92	
Temps du Max (s)	0,108 ± 0,009	0,110 ± 0,009	0,110 ± 0,027	
Impulsion totale (N.s)	137,26 ± 27,21	196,95 ± 24,41	192,12 ± 37,38	
Force antéropostérieure				
Valeurs Max de Propulsion (N)	528,47 ± 64,07	960,19 ± 114,45	858,59 ± 127,82	788 ± 96
Temps de VMP (s)	0,132 ± 0,008	0,131 ± 0,005	0,133 ± 0,031	
Valeur Max de Freinage (N)	-271,24 ± 313,79	-474,98 ± 26,12	-480,82 ± 176,38	-316 ± 98
Temps de VMF (s)	0,009 ± 0,001	0,007 ± 0,001	0,010 ± 0,002	
Impulsion de Propulsion (N.s)	64,79 ± 10,15	109,26 ± 17,79	99,72 ± 14,98	90 ± 11
Impulsion Freinage (N.s)	-1,67 ± 1,80	-3,67 ± 1,12	-3,43 ± 1,15	-3 ± 2
Temps au passage Freinage/Propulsion	0,013 ± 0,002	0,016 ± 0,005	0,015 ± 0,002	

La « phase de blocs » a une influence qui se prolonge sur les premiers appuis. De nombreuses études se sont intéressées à l'analyse cinétique dans le plan sagittal. Les résultats de quelques-unes de ces études sont regroupés dans le Tableau 2.

Le décours de la force horizontale montre une phase de freinage lors du premier appui après la « phase de blocs ». Ce freinage est très court par rapport à la durée de la phase de propulsion (Figure 19), contrairement à la foulée à pleine vitesse où les durées sont égales. Les valeurs moyennes au premier appui sont, pour la phase de freinage d'une durée de $0,022 \pm 0,005$ s et d'une intensité maximale de -153 ± 67 N et, pour la phase de propulsion, de $0,171 \pm 0,035$ s et de 526 ± 75 N. La relation entre ces deux forces préfigure de

l'importance de développer une force musculaire importante lors de la phase d'accélération (Borsow, 1979 ; Delhez, Loverius & Timmermans 1980).

L'étude de Jacobs & van Ingen Schenau (1992) montre que, lors du deuxième appui de la course, le centre de masse est maintenu haut durant l'appui, ce maintien est assuré par une courte phase de freinage.



Figure 19: Patron de la courbe de force antéropostérieure au cours du premier appui

Alors que l'angle du buste varie peu, l'angle formé par la jambe et le sol montre une flexion dans la première partie de l'appui et reste constant jusqu'au décollage du pied. Dans cette même phase, Natta & Réga (2001) montrent que l'amortie lors de la phase de freinage est essentiellement assurée par une flexion de cheville. Pour la seconde partie de l'appui (propulsion), il a été observé une organisation chronologique du proximal au distal pour les articulations au niveau de la hanche, du genou et de la cheville de la jambe d'appui. Pour la hanche, il a été relevé une vitesse angulaire de $11,97 \pm 0,36 \text{ rad.s}^{-1}$ et pour le genou de $9,57 \pm 0,48 \text{ rad.s}^{-1}$. De plus, la cheville dans sa flexion plantaire, présente une valeur maximum de vitesse angulaire égale à $21,50 \pm 0,73 \text{ rad.s}^{-1}$. Ces valeurs sont respectivement atteintes à $-37 \pm 2 \text{ ms}$, $-34 \pm 2 \text{ ms}$ et $-12 \pm 2 \text{ ms}$ avant le décollage du pied.

Au niveau musculaire, durant la totalité de l'appui, le *gluteus maximus* est continuellement en activité alors que l'activité de l'extenseur du genou (le *rectus femoris*) augmente au début de l'appui. Cette activité est suivie par une augmentation d'activité des fléchisseurs plantaires du pied (*gastrocnemius* et *soleus*). Cette séquence d'activation est comparable à celle identifiée durant un saut vertical. Dans le sprint, tous les muscles semblent produire des forces positives sauf le *rectus femoris* qui possède une longueur plus ou moins constante. Malgré le nombre de muscles en activité lors du sprint, ce patron électromyographique est le résultat d'une coordination spécifique et automatisée.

Les forces enregistrées montrent que la durée de contact, au premier appui est comprise entre 160 ms et 194 ms et, entre 150 ms et 181 ms au second appui. Le temps aérien, quant à lui, a été mesuré entre 60 ms et 70 ms avant le premier appui et entre 44 ms à 90 ms avant le second (Harland & Steele, 1997).

L'emplacement de la projection au sol du centre de masse constituerait un critère de performance (Mero, 1988). Les auteurs ont montré que la projection horizontale du centre de masse, sur les premiers appuis, se situe juste en avant du point de contact du pied avec le sol. L'optimisation des forces antéropostérieures s'effectuerait donc par une pose du premier appui en arrière de la projection du centre de masse au moment du contact du pied avec le sol. On enregistre chez les sprinters de haut niveau, une projection, en

moyenne, de leur centre de masse sur les deux premiers appuis, respectivement à 0,131 m et 0,037 m par rapport à leur pied (Harland & Steele, 1997).

Lors du premier appui, il est possible de mesurer les variables concernant les forces produites selon les différents axes à l'aide d'une plateforme de forces. Ces variables permettent de remonter à la cinématique du centre de masse. Durant la première partie du premier appui, le centre de masse chute verticalement. Cette chute augmente le temps de contact avec le sol, et de ce fait diminue la vitesse de course. Cette chute du centre de masse est moins importante pour les sprinters de haut niveau que pour les moins performants ($0,017 \pm 0,016$ m vs $0,027 \pm 0,014$ m). L'étude de Cöh *et al.* (1999) montre que le centre de gravité est animé d'une vitesse horizontale de $4,47 \pm 0,29$ m.s⁻¹ à la fin du premier appui de course. Cette même étude montre que la vitesse horizontale du centre de gravité augmente de $2,18$ m.s⁻¹ entre l'instant de la sortie du bloc avant et la fin du deuxième appui ($2,00$ m.s⁻¹ pour des sprinteuses de haut niveau).

1.7. DESEQUILIBRE LORS DU DEPART

De nombreuses études font état de différentes variables influençant la réalisation d'un départ d'une course de vitesse. Cependant, la contribution du haut du corps dans la performance de ce geste est très peu étudiée. En effet, le tronc et les membres supérieurs ont, au même titre que les jambes, un rôle important dans la réalisation du départ (et donc de la course). Ils contribuent largement au maintien du corps dans la position initiale en quadrupédie ainsi qu'à sa mise en action.

La perte de l'équilibre en quadrupédie, provoquée par le lever des mains, induit un recul du centre des pressions (CoP) au niveau des pieds alors que la projection du centre de masse varie peu, il se crée ainsi un couple de déséquilibre important. Cette rupture d'équilibre oblige l'athlète à gérer une double contrainte : **se redresser et avancer**. Dans des conditions où aucune action de poussée ne serait réalisée, ce déséquilibre peut provoquer la chute du sujet. Pour contrer cette dernière, il faut produire de grandes forces propulsives.

Ce déséquilibre va être géré de différentes manières en fonction du niveau d'expertise : les experts profitent de cette position pour créer de la vitesse et se redresser progressivement alors que les non-experts se redressent immédiatement (Natta, Brenière & Réga, 1990 ; Natta & Réga, 2001).

Cette gestion du départ semble être directement influencée par la position initiale du centre de masse à la position « prêt ». Les conséquences directes du placement et de l'action réalisée sur les starting-blocks se retrouvent sur l'enchaînement des premiers appuis de course. Les angulations, les moments, les vitesses lors de ces appuis, sont une adaptation à la gestion de la double contrainte. Dans une telle action motrice, les lois de la mécanique impliquent qu'une distance importante entre le centre de masse et le centre des pressions puisse engendrer la chute du corps en direction du sol. Afin d'éviter cette chute, des forces sont générées pour obtenir un moment de force opposé au précédent. Si la distance créée entre le centre de masse et le centre des pressions est petite, alors le redressement du corps est rapide. Par contre, si le sujet parvient à produire les forces nécessaires permettant d'éviter la chute, la distance peut être plus grande et ce

déséquilibre peut faciliter l'avancement et permettre de créer de la vitesse. Cette organisation semble être en adéquation avec l'objectif principal du départ en starting-blocks.

2. PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES DE TRAVAIL

2.1. PROBLEMATIQUE

Le départ en starting-blocks représente une part importante dans la performance d'une course de vitesse et plus particulièrement des 100 mètres et des 60 mètres. La réalisation d'une telle action motrice sollicite considérablement les muscles des membres inférieurs. Les synergies musculaires mises en œuvre au niveau du bas du corps ont fait l'objet de nombreuses études. Ces analyses ont montré l'importance de ces segments tant au niveau de l'activité électromyographique que dynamique. Cependant, peu d'études se sont intéressées à l'analyse du comportement du haut du corps aussi bien au niveau musculaire que cinématique. Lors d'un départ en course de vitesse, la position initiale induite par les contraintes morphologiques et réglementaires permet de créer un polygone de sustentation important. Le corps est en équilibre car les coordonnées horizontales du centre de masse et du centre des pressions sont confondues. Lorsque les mains ne sont plus en contact avec le sol, un important déséquilibre postural est créé par le recul brusque du centre des pressions vers les pieds. Cette configuration induit deux contraintes que l'athlète doit gérer dans l'optique de mettre en action son corps en vue d'une course de vitesse. La gestion optimale de cette double contrainte (se redresser et avancer) permet de produire une grande vitesse horizontale et de se redresser progressivement. L'analyse de ces deux contraintes, *a priori* contradictoires, est essentielle afin de comprendre les mécanismes mis en jeu lors du départ d'une course de vitesse.

Au travers de la revue de littérature, nous nous sommes attachés à montrer que la posture et le mouvement sont organisés par un mécanisme central hiérarchisé. Les commandes du mouvement suivent un programme moteur qui se déroule afin d'atteindre le but assigné à la tâche. Le concept de programme moteur induit le stockage central des paramètres du mouvement qui constituent les invariants. De plus, la répétition d'un mouvement renforce les spécifications d'un schéma moteur et dans le même temps les caractéristiques des invariants. Ce sont souvent des paramètres se retrouvant dans la structure temporelle et dans l'amplitude du mouvement.

2.2. HYPOTHESES DE TRAVAIL

- Il existe une gestion optimale du déséquilibre posturale essentiel à la production de forces horizontale et verticale. Cette gestion concerne conjointement le redressement du corps et la création de vitesse vers l'avant.
- La gestion optimale de cette double contrainte (**se redresser et avancer**) fait intervenir des synergies musculaires spécifiques des muscles du bas du corps mais aussi du haut du corps.

- La compréhension de l'organisation du départ dans un objectif de performance sportive passe par une analyse du mouvement dans les trois dimensions de l'espace d'une population de haut niveau d'expertise dans la tâche considérée.
- La comparaison de deux niveaux d'expertise permet de différencier les invariants spécifiques à la gestion de la double contrainte (**avancer et se redresser**), chez des sportifs entraînés mais quel que soit le niveau d'expertise, des invariants spécifiques d'une programmation motrice propre à l'excellence sportive.

3. MATERIEL ET METHODE SPECIFIQUES AUX DEPARTS

3.1. POPULATION DE L'ETUDE DES DEPARTS

Dans une course de 100 mètres, le niveau d'expertise peut être reconnu par les performances chronométriques des sujets. Il a donc été considéré qu'un niveau de performance élevé en sprint sous-tend une maîtrise de l'activité motrice lors d'un départ en starting-blocks. En effet, la performance en course de vitesse est fortement corrélée avec la performance au départ (Mendoza & Schollhorn, 1993).

Notre population d'experts (*E*) a donc été choisie par rapport à leurs records en course de vitesse (100 mètres et 60 mètres). Ce niveau de performance correspond à une échelle de temps comprise entre 97.8% et 85.7% du record du monde actuel. La population des experts est composée de huit sujets de sexe masculin. Les athlètes sont issus de l'élite nationale ainsi que du pôle Haut Normand d'athlétisme dont les performances sur une course de 100 m se situent entre 9,99 s et 11,30 s « électrique » et ayant une charge d'entraînement quotidienne ou bi-quotidienne en course de vitesse. Un chronométrage « électrique » correspond à un temps pouvant être homologué par la Fédération d'Athlétisme, i.e. donné sur ordre du starter. Les caractéristiques moyennes des sujets sont reportées dans le Tableau 3.

Le deuxième groupe qualifié « d'entraînés » (*T*) regroupe six sportifs de haut niveau issus de l'Institut National des Sports et de l'Education Physique dans des disciplines ne faisant pas appel à la course, des étudiant STAPS et des athlètes non-sprinters. Tous s'entraînent au moins une fois par jour dans leur activité. Les performances sur 100 mètres de cette population ont pu être supposées supérieures à 12 s. Cependant, il faut noter que certains sujets de cette population sont capables d'atteindre un niveau de performance chronométrique proche des sujets de la population des experts sur la distance de 20 mètres. Notons que les sujets n'étant pas spécialistes de la discipline, la disposition de leurs starting-blocks a été calculée à l'aide des valeurs moyennes des experts. Nous avons établi une normalisation en rapportant les distances des blocs à la ligne de départ avec la longueur de jambe. Cette proportion a ensuite été appliquée à la population des entraînés en fonction de leur propre longueur de jambe.

Pour cette étude, la population se différencie donc par un niveau d'expertise en sprint et non sur la quantité d'entraînement qui peut avoir aussi une influence sur l'exécution d'une action motrice.

Tableau 3: Caractéristiques des populations d'étude

	Experts, n = 8		Entraînés, n = 6	
	Moyenne	DS	Moyenne	DS
Age (année)	25.13	3.04	24.00	2.45
Taille (cm)	180.34	6.50	178.21	4.22
Poids (kg)	73.99	6.67	66.96	12.15
Longueur de jambe (cm)	95.24	5.46	92.45	2.24
Distance bloc arrière (cm)	81.25	6.42	80.00	3.10
Distance bloc avant (cm)	55.06	4.42	52.31	4.47
Espace inter-blocs (cm)	26.19	3.55	27.69	3.43
Hauteur du bassin (cm)	91.71	6.45 ²	84.63	4.00
Records (s)	100 m	10.88	0.42	
	60 m	7.03	0.30	
% Records du monde	100 m	89.9	3.5	
	60 m	91.1	3.9	

n : nombre de sujets ; *DS* : déviation standard ; le réglage de la disposition des starting-blocks des « entraînés » est effectué à l'aide de valeurs normalisées issues des résultats des experts.

3.2. ESPACE DE CAPTURE SPECIFIQUE A L'ETUDE DES DEPARTS

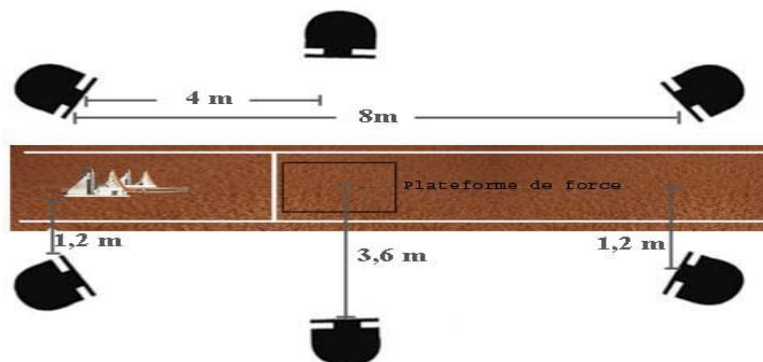


Figure 20 : Disposition des VCams pour l'analyse du départ en starting-blocks

Pour notre étude, la direction du mouvement a été un élément important à prendre en compte dans la disposition des caméras. En effet, le mouvement se déroulant selon une direction principale, la disposition des caméras a été établie afin de capturer en totalité un minimum de trois foulées, depuis l'action de poussée dans les starting-blocks, sans provoquer de gêne dans la course des sujets (Figure 20). La fréquence d'acquisition des VCams a été réglée à 200 Hz, fréquence maximum de l'appareil.

3.3. METHODES SPECIFIQUES A L'ANALYSE DES DEPARTS

L'étude s'est appuyée sur une analyse biomécanique du départ. Elle fait intervenir différents outils afin de rendre compte des synergies musculaires et d'appréhender au plus

près la complexité de la tâche dans sa globalité. Le protocole expérimental a permis de caractériser la « double contrainte » par une analyse en condition « spontanée » de réglage des starting-blocks des experts.

3.3.1. Préparation des sujets

Les sujets ont, au préalable, réalisé leur échauffement habituel d'une durée d'au moins 30 minutes. Puis, ils ont été équipés du Datalog (mise en place des sept électrodes et fixation du boîtier d'acquisition). Les électrodes étaient positionnées sur les muscles suivants : *[TR]*: *trapezius* ; *[PSI]* et *[PSC]*: *pectoralis superior ipsilatéral* et *controlatéral* ; *[ES]*: *erector spinae* au niveau des lombaires (L3 – L4) ; *[GM]*: *gluteus maximus* ; *[RF]*: *rectus femoris* ; *[GA]*: *gastrocnemius lateralis*; plus un bracelet constituant l'électrode de référence au poignet.

La latéralité de la chaîne musculaire a été choisie en fonction du pied placé dans le bloc arrière lors des départs, ceci dans le but d'analyser l'activité musculaire de la chaîne d'extension du côté entrant en premier dans la course et dans le but de réaliser une analyse complète du premier appui de course.

Après une vérification du bon fonctionnement de l'appareil et du bon positionnement des électrodes, des tests de « contractions maximales isométriques » ont été exécutés par les sujets. Ces tests permettent de normaliser le signal EMG, étape nécessaire pour comparer les différents essais et les différents sujets. Les tests ont consisté en deux contractions maximales statiques des muscles étudiés de plusieurs secondes chacune. Chaque muscle a été mobilisé dans une configuration angulaire proche de celle adoptée lors d'un départ en starting-blocks.

Puis, le sujet a été équipé de marqueurs réfléchissants sur les points anatomiques précisés. L'ensemble de cette préparation étant d'une durée non négligeable (environ 20 minutes), les sujets ont réalisé, avant les essais expérimentaux, une petite période de réactivation musculaire afin d'éviter les blessures.

Après les tests, il a été effectué une série de mesures anthropométriques en tenue de sprint qui ont permis d'affiner les calculs lors de la modélisation des essais. Les mesures suivantes ont été effectuées et reportées sur la feuille expérimentale :

- Longueur de jambes munies de chaussures avec pointes (sol – grand trochanter) ;
- Taille du sujet avec chaussures à pointes ;
- Taille de la tête, hauteur (vertex - pomme d'Adam) et largeur (entre les deux tempes) ;
- Poids des sprinters équipés.

3.3.2. Protocole expérimental

Une fois équipés et échauffés, les sprinters experts ont disposé leurs blocs suivant leurs réglages usuels. Cette condition a été considérée comme « spontanée ». Etant donné que les entraînés ne connaissaient pas leur positionnement de starting-blocks, une moyenne basée sur la position des experts a été réalisée. Cette valeur a été rapportée à la valeur moyenne de la longueur de la jambe des athlètes.

Chaque essai a été donné sur ordre du starter : verbalement, pour les commandements « à vos marques » et « prêt », par le signal sonore provenant des haut-parleurs pour l'ordre de départ. Nous avons éliminé tous les essais où le temps de réaction de début de poussée

était inférieur à 100 ms, conformément aux critères donnés par le règlement fédéral (IAAF, 2006), soit au moment de la réalisation des essais, soit *a posteriori* lors du dépouillement des données. Les sujets avaient pour consigne de courir une distance de 20 m à une intensité maximale. Chaque sujet a réalisé six essais « valables ». Le chronomètre électrique a permis un contrôle de l'intensité de la performance ainsi que de la fatigue des sujets.

3.4. VARIABLES ANALYSEES

3.4.1. Structure temporelle

L'organisation motrice d'un mouvement peut être étudiée en s'appuyant sur sa structure temporelle. En effet, celle-ci informe sur le déroulement des différents événements cinétiques : segmentaires ou globaux. Pour cette étude, la structure temporelle a été analysée suivant deux modalités : une analyse des temps de survenue des événements en temps réel et une en temps relatif. Les valeurs relatives de temps ont été calculées en pourcentage de la durée du mouvement que nous avons étudié, i.e. du signal sonore jusqu'au quitter du troisième appui. Les points de repères caractérisant la structure temporelle ont été les événements liés aux appuis.

Les variables mesurées ont été les suivantes : t_0 : signal de départ ou signal de synchronisation ; t_{abr} : début de poussée sur le bloc arrière ; t_{abv} : début de poussée sur le bloc avant ; t_{lm} : lever des mains ; t_{br} : quitter du pied du bloc arrière ; t_{bv} : quitter du pied du bloc avant ; t_{r1} : pose du premier appui ; t_{r1} : quitter du premier appui ; t_{r2} : pose du deuxième appui ; t_{r2} : quitter du deuxième appui ; t_{r3} : pose du troisième appui ; t_{r3} : quitter du troisième appui.

3.4.2. Posture initiale

Pour étudier la gestion de la « double contrainte » dans la réalisation du départ de sprint, nous avons besoin de connaître les caractéristiques de la posture initiale qui sert d'appui au déroulement de l'action (i.e. en position « prêt »).

Les variables retenues pour l'analyse de la position initiale ont été les suivantes : CoM_{pi_y} et CoM_{pi_z} : positions initiales (horizontale et verticale) du centre de masse ; $CoM_{pi_y_n}$ et $CoM_{pi_z_n}$: position initiale relative du centre masse (respectivement, par rapport à la longueur de la base de sustentation et par rapport à la longueur de jambe) ; θ_{TV_pi} : inclinaison horizontale initiale du tronc ; θ_{EB_pi} : angle formé entre la ligne d'épaule et la ligne de bassin dans le plan transverse.

Ces variables, caractéristiques du déséquilibre potentiel, permettent d'établir le niveau de « charge » inclus dans la double contrainte.

3.4.3. Mise en action

Nous avons également analysé des variables mesurables au cours de la « mise en action ». Ces variables sont celles que nous avons choisies pour appréhender la gestion de la double contrainte sur les trois premiers appuis de course : y' : la vitesse horizontale du centre de masse ; ΔRz : le déplacement vertical du centre de masse ; P_{TV} : la vitesse angulaire du tronc dans le plan sagittal.

3.4.4. Structure cinétique

Pour cette étude, les variables cinétiques analysées ont été divisées en fonction des outils de mesure.

Les capteurs de forces horizontales équipant les starting-blocks ont permis de recueillir et de calculer les variables suivantes : t_{pbr} : instant du pic de force exercée sur le bloc arrière ; p_{br} : intensité du pic de force exercée sur le bloc arrière ; I_{pbr} : impulsion exercée sur le bloc arrière ; Δt_{br} : durée de la poussée sur le bloc arrière ; t_{pbv} : instant du pic de force exercée sur le bloc avant ; p_{bv} : intensité du pic de force exercée sur le bloc avant ; I_{pbv} : impulsion exercée sur le bloc avant ; Δt_{bv} : durée de la poussée sur le bloc avant ; t_{p2b} : instant du pic de l'addition des deux courbes de forces ; p_{2b} : intensité du pic de l'addition des deux courbes de forces ; I_{p2b} : impulsion réalisée par l'addition des deux courbes de forces ; Δt_{2b} : durée de la poussée totale sur les blocs.

Ces variables permettent une description plus avancée de la gestion de la double contrainte sur le plan cinétique lors de la poussée dans les starting-blocks.

En ce qui concerne le premier appui, ce même type de données peut être recueilli et calculé. En effet, la plateforme de force étant située au niveau du premier appui de course, nous avons analysé les variables suivantes :

Sur l'axe antéropostérieur : R_{y-} : pic de freinage ; $\Delta t_{R_{y-}}$: durée de la phase de freinage ; $I_{p_{R_{y-}}}$: impulsion de freinage ; R_{y+} : pic de propulsion ; $\Delta t_{R_{y+}}$: durée de la phase de propulsion ; $I_{p_{R_{y+}}}$: impulsion de propulsion ; $I_{p_{R_{y+}}}$: impulsion nette (impulsion de propulsion – impulsion de freinage) ; $y'_{L1 \rightarrow T1}$: gain de vitesse sur le premier appui.

Sur l'axe vertical : R_{z} : pic de force ; $I_{p_{R_z}}$: impulsion ; Δt_{R_z} : durée (qui est égale à la durée d'appui) ; $z'_{L1 \rightarrow T1}$: vitesse verticale.

3.4.5. Synergies musculaires

Pour ce travail, nous avons collaboré avec Antoine Couturier membre du laboratoire de Biomécanique et de physiologie de l'INSEP afin d'améliorer le logiciel de traitement des données électromyographiques (script sous Matlab pour une interface dédiée dans le logiciel Origin). Pour rendre compte des synergies musculaires effectuées lors du départ, l'analyse électromyographique a été réalisée en deux temps.

Dans un premier temps, nous avons analysé les quantités électriques produites par les sept muscles enregistrés lors de la mise en action de l'athlète. Ces quantités électriques sont réparties par phases délimitées par deux événements, et converties en valeur relative par rapport à la quantité totale produite sur l'intervalle de temps considéré. Ce dernier débute à l'instant du signal de départ (t_0) et se termine au poser du premier appui (t_{L1}). Cette méthode a été choisie car les premières observations ne permettaient pas de réaliser une analyse chronologique par détection de bouffées pour de nombreux muscles.

Dans un second temps, nous avons analysé la chronologie des activations musculaires lors du départ. L'intervalle de temps choisi pour cette analyse débute sur l'événement caractérisant le début du redressement, i.e. le lever des mains (t_{lm}), et se termine à la fin du troisième appui (t_{L3}).

Il existe donc un intervalle de temps où les deux méthodes se chevauchent : du lever des mains (t_{lm}) jusqu'au poser du premier appui (t_{L1}).

Dans les deux modalités d'analyse EMG, la racine de la valeur moyenne du carré du signal myoélectrique (RMS) est calculée suivant l'équation 1 :

$$RMS = \left(\frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} ((EMG)^2 . dt) \right)^{1/2} \quad \text{Équation 1}$$

T : intervalle de temps écoulé, t : un instant donné.

4. RESULTATS : LE DEPART EN STARTING-BLOCKS

Nous allons débiter cette analyse par les variables caractéristiques du but à atteindre lors d'une course de vitesse : la vitesse antéropostérieur du centre de masse (CoM).

4.1. CINEMATIQUE DU CENTRE DE MASSE

L'application d'un modèle anthropométrique nous a permis d'analyser la cinématique globale du CoM lors des trois premiers appuis de course (Figure 21).

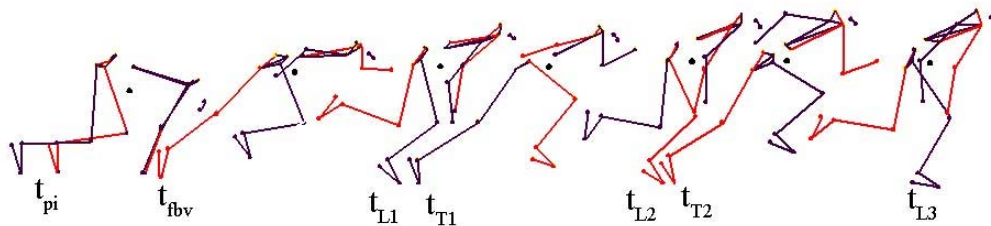


Figure 21 : Kinogramme d'un départ de course de vitesse d'un expert

t_{pi} = position initiale ; t_{fbv} = fin de poussée sur le bloc avant ; t_L = temps aux posers des appuis ; t_T = temps aux quitters des appuis ; 1, 2, 3 : indicateurs chronologiques ; en rouge : le côté contrôlatéral.

Les résultats montrent que les experts présentent bien une performance chronométrique à 20 m significativement plus élevée que les entraînés (T : 3,472 s vs E : 3,270 s ; $t = -6,520$; $p < 0,05$). Puisque nous ne disposons, au préalable, d'aucun temps chronométrique pour les entraînés, ce résultat confirme, a posteriori, que les populations diffèrent dans leur niveau d'expertise. Ce temps, nous permet de calculer la vitesse moyenne sur 20 m de la population des experts qui est de $6,126 \text{ m.s}^{-1}$ (DS 0,247).

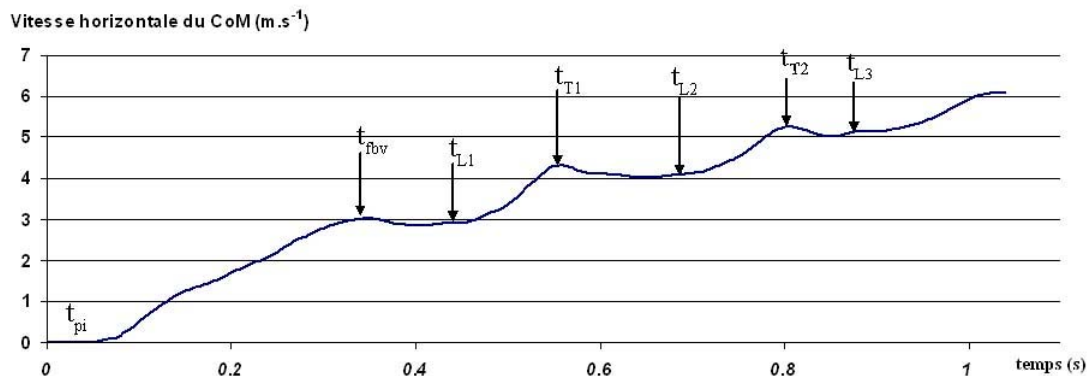


Figure 22 : Evolution de la vitesse horizontale du CoM sur les trois premiers appuis, exemple d'un expert

t_{pi} = position initiale ; t_{fbv} = fin de poussée sur le bloc avant ; t_L = temps aux posers des appuis ; t_T = temps aux quitters des appuis ; 1, 2, 3 : indicateurs chronologiques.

A partir des coordonnées du CoM, nous avons calculé la vitesse sur l'axe antéropostérieur. Un exemple de l'évolution de cette vitesse est représenté dans la Figure 22.

Pour analyser la cinématique du CoM, nous avons considéré différents évènements et calculé la vitesse atteinte à chacun d'entre eux. Le Tableau 4 présente les résultats obtenus. Les résultats montrent une progression de la vitesse du centre de masse au cours des différents évènements liés aux appuis. Notons que la vitesse de sortie de blocs (à t_{fbv}) est inférieure aux valeurs trouvées dans les études de Baumann (1976) et de Mero, (1988). Les résultats montrent aussi que les vitesses calculées lors des reprises d'appui (t_{L1} , t_{L2} , t_{L3}) sont très proches de celles des quitters d'appui (t_{fbv} , t_{T1} , t_{T2}). Les sujets n'enregistrent donc pas ou peu de perte de vitesse lorsqu'ils n'agissent plus sur le sol.

Tableau 4 : Comparaison de la vitesse horizontale du CoM à différents évènements de course

Evènement	T n = 6		E n = 8		T vs E	
	y' (m.s ⁻¹)	DS	y' (m.s ⁻¹)	DS	t	p
t_{fbv}	3.020	0.109	3.130	0.221	2.418	0.018
t_{L1}	2.991	0.148	3.091	0.252	1.899	0.061
t_{T1}	4.139	0.156	4.330	0.212	4.097	<0.0001
t_{L2}	4.083	0.160	4.343	0.229	5.255	<0.0001
t_{T2}	4.985	0.172	5.261	0.232	5.433	<0.0001
t_{L3}	4.951	0.168	5.249	0.251	5.542	<0.0001

T : entraînés ; E : experts ; n : nombre de sujets ; y' : vitesse horizontale du CoM ; DS : déviation standard ; t_{fbv} : quitter du bloc avant = fin de poussée sur les blocs ; t_L = temps aux poser des appuis ; t_T = temps aux quitters des appuis ; 1, 2, 3 : indicateurs chronologiques ; en gras : différence significative entre les deux niveaux d'expertise.

Les résultats montrent que seule la vitesse atteinte au poser du premier appui ne présente pas de différence significative entre les experts et les entraînés. La vitesse de la population des experts est de plus en plus grande au fur et à mesure des appuis et présente des différences significatives de plus en plus grandes avec les entraînés. On remarque que le seuil de significativité est très fort à partir du quitter du premier appui.

4.1.1. Evolution de la performance au cours du temps (ACP₁)

Pour effectuer cette analyse en composante principale, nous avons pris sept variables « actives » provenant des données cinématiques (les vitesses du CoM aux instants des posers et des quitters d'appui) et la vitesse moyenne des sujets sur 20 m. L'objectif de cette analyse est de se focaliser sur le but du mouvement.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₁₋₁ (experts)

L'ACP₁₋₁ réalisée permet de distinguer deux composantes principales. La première composante principale (CP1) exprime les vitesses du CoM (y'_{fbv} , y'_{L1} , y'_{T1} , y'_{L2} , y'_{T2} , y'_{L3} , y'_{T3}). Bien que toutes ces variables soient significativement corrélées entre elles, on remarque deux ensembles de variables qui se distinguent. Le premier regroupe la vitesse de sortie de blocs ainsi que les vitesses au poser du 1^{er} et du 2^e appuis. Le second regroupe les vitesses au quitter du 1^{er} et du 2^e appuis ainsi que la vitesse au poser du 3^e appui. La population étant homogène, on retrouve différentes organisations individuelles autour de

ces deux axes. En effet, les sujets se répartissent le long de l'axe de CP1 en fonction de leur performance chronométrique (Figure 23), opposant particulièrement ES05 à ES04, les essais de certains sujets sont très groupés (ES08), et d'autres présentent une grande variabilité intra-individuelle (IS08 sur CP1, ou ES06 sur les deux CP). Les fortes corrélations significatives trouvées entre la vitesse moyenne sur 20 m et la vitesse du CoM, à la sortie de blocs et au poser du troisième appui (respectivement $r = 0,791$ et $r = 0,846$; $p < 0,05$) indiquent que la vitesse moyenne sur 20 m est déjà dépendante des vitesses atteintes à ces instants de course, i.e. la vitesse d'éjection des blocs et la vitesse au 3^e appui.

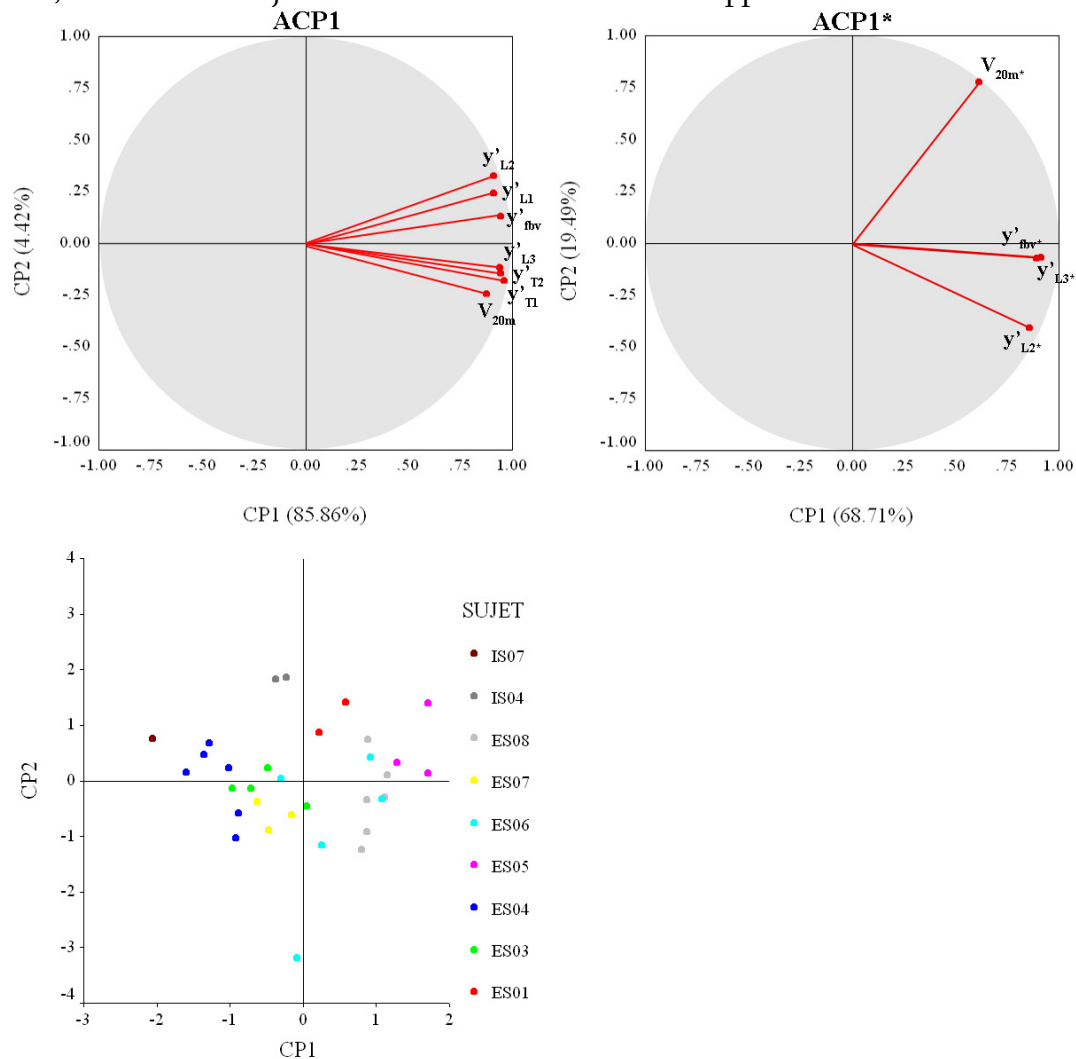


Figure 23 : Premier plan factoriel ACP₁₋₁ et ACP*₁₋₁

A gauche. V_{20 m} : vitesse moyenne sur 20 mètres ; y' : vitesse horizontale du CoM ; fbv : quitter du bloc avant = fin de poussée sur les blocs ; L : poser des appuis ; T : quitter des appuis ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; à droite : valeurs normalisées ; en dessous : nuage des individus.

La normalisation des variables de performance par le nombre de Froude (Renous, 1994) permet de réaliser une autre ACP (ACP*₁₋₁) avec toutes les précédentes variables normalisées, afin de déterminer si l'agencement entre ces variables est modifié en éliminant l'inertie due aux différences morphologiques entre les sprinteurs. Nous avons aussi éliminé les variables qui semblaient redondantes (c'est-à-dire celles qui présentaient un tout petit angle entre elles dans le plan factoriel précédent). Seule différence entre les deux ACP : la vitesse normalisée moyenne à 20 m devient non liée à la vitesse atteinte au deuxième appui.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₁₋₂ (entraînés)

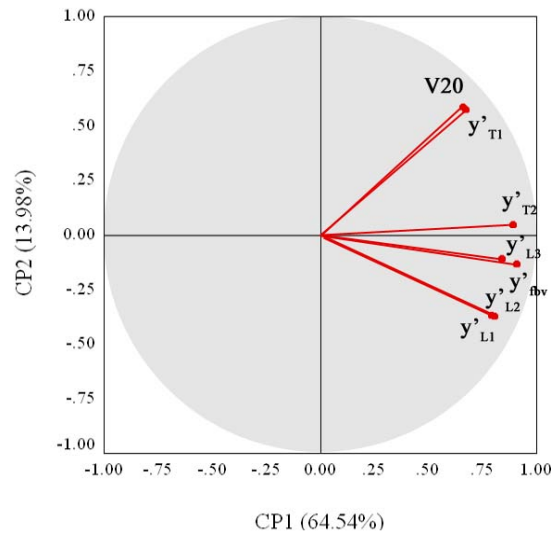


Figure 24 : Premier plan factoriel de l'ACP₁₋₂

V20 m : vitesse moyenne sur 20 mètres ; y' : vitesse horizontale du CoM ; fbv : quitter du bloc avant = fin de poussée sur les blocs ; L : poser des appuis ; T : quitter des appuis ; 1, 2, 3 : indices chronologiques.

L'ACP₁₋₂ présente deux composantes principales. CP1 exprime les variables de la vitesse du CoM aux différents instants de course (y'_{fbv} , y'_{L1} , y'_{L2} , y'_{T2} , y'_{L3} , y'_{T3}). La matrice des corrélations montre que deux variables ne présentent pas de corrélations significatives, contrairement aux experts où toutes les variables sont corrélées entre elles. Sur le premier plan factoriel (Figure 24), on distingue que la vitesse au quitter du premier appui présente une relation significativement positive avec la vitesse moyenne sur 20 m ($r = 0,599$) et qu'elles sont très rapprochées l'une de l'autre sur le cercle des corrélations. Les observations faites sur les experts ne semblent pas se confirmer avec la population des entraînés. Les corrélations les plus fortes sont trouvées entre la vitesse d'éjection et les vitesses au poser et au quitter du 2^e appui ($r = 0,776$ et $r = 0,766$; $p < 0,05$) ainsi qu'entre la vitesse au quitter du 2^e appui et celle au poser du 3^e appui ($r = 0,814$; $p < 0,05$). Ces résultats indiquent que les vitesses atteintes sur les 2^e et 3^e appuis sont dépendantes de la vitesse de sortie des blocs pour la population des entraînés. La performance (V20 m) présente également cette caractéristique mais dans une moindre mesure. Enfin, les vitesses moyenne sur 20 m et au quitter du 1^{er} appui semblent se positionner, au même titre que pour les experts, comme un compromis des deux composantes.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₁₋₃ (deux populations)

Dans ce cas, nous retrouvons les deux composantes principales observées pour les analyses séparées des deux populations. A savoir, une CP1 qui exprime les vitesses du CoM aux instants des appuis (y'_{fbv} , y'_{L1} , y'_{T1} , y'_{L2} , y'_{T2} , y'_{L3} , y'_{T3}) et une CP2 qui ne semble pas être représentée par une variable particulière. La matrice des corrélations montre que toutes les variables sont corrélées entre elles. Notons que la performance (V20 m) présente les plus fortes corrélations négatives avec la vitesse d'éjection des starting-blocks et avec les vitesses atteintes aux instants du quitter du 2^e appui et du poser du 3^e appui, i.e. la performance est fortement liée à ces deux paramètres de course. Le premier plan factoriel

nous montre que la vitesse moyenne sur 20 m se présente toujours comme un compromis des deux composantes. Enfin, le nuage des individus des deux populations projetés sur les CP1 et CP2 distingue deux sous-nuages caractérisant le niveau de performance des sujets (Figure 25). On remarque que les entraînés sont regroupés dans le cadran $x < 0, y < 0$, alors que les experts sont plus étalés sur les deux composantes. Cette dispersion géométrique des deux populations semble induire que les valeurs de vitesse, atteintes dans les premiers mètres de course, sont faibles pour tous les entraînés, en comparaison des valeurs des experts. Mais, les experts présentent, eux, une plus grande dispersion qui pourrait distinguer les sprinters les plus performants au départ, de ceux qui s'appuieraient davantage sur les autres phases de la course (vitesse maximale et maintien de vitesse).

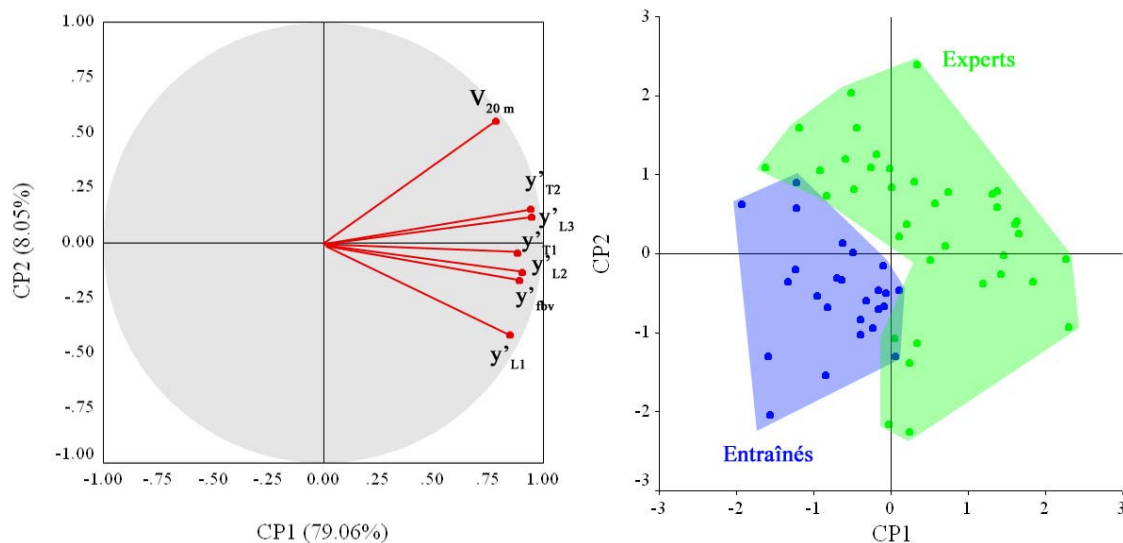


Figure 25 : Premier plan factoriel de l'ACP_{1,3} et nuage des individus

A gauche : V_{20 m} : vitesse à 20 mètres ; y' : vitesse horizontale du CoM ; fbv : quitter du bloc avant = fin de poussée sur les blocs ; L : poser des appuis ; T : quitter des appuis ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; à droite : nuage des individus, en bleu : les entraînés ; en vert : les experts.

4.2. STRUCTURE TEMPORELLE

Le départ en starting-blocks peut être divisé en plusieurs phases : la « phase de blocs » et les trois premiers appuis de course. La « phase de blocs » correspond à l'intervalle de temps compris entre le signal de départ et la fin de la poussée sur le bloc avant (quitter du pied avant). Quant aux trois premiers appuis, ils correspondent au début de la phase d'accélération, à partir du quitter du bloc avant. Les outils utilisés ne permettaient pas d'étudier la totalité de cette phase qui se prolonge au delà du troisième appui.

4.2.1. Chronologie des événements liés aux appuis

« Phase de blocs »

La datation des événements caractéristiques de la « phase de blocs » a été réalisée à partir du signal de synchronisation, puis des données issues des starting-blocks expérimentaux et des contacteurs mains. Les instants ont été repérés d'après les inflexions des courbes enregistrées. Dans cette phase, nous avons étudié : t_{dbr} , t_{dbv} , t_{lm} , t_{fbr} et t_{fbv} . Les résultats chiffrés sont présentés dans le Tableau 5.

On remarque que l'organisation temporelle du départ que nous étudions est très fortement influencée par la « phase de blocs ». En effet, elle représente E : 41,5% vs T : 43,8% de l'intervalle de temps considéré (du signal de départ au quitter du troisième appui). Cette proportion montre l'impact temporel que joue la « phase de blocs » dans notre étude. La valeur moyenne de la fin de la poussée sur le bloc avant ($t_{fbv} = E : 0,500s$ vs $T : 0,571s$) permet d'estimer l'importance de la « phase de blocs » sur la performance d'un 100 m. La performance moyenne de notre population d'experts s'élève à 10,88 s. La « phase de bloc » compte donc pour 4,6% leur performance totale de course. Les résultats de notre étude montrent que le temps de début de poussée est significativement (t de Student apparié : $t = -6,929$; $p < 0,05$) plus précoce pour les experts sur le bloc arrière ($t_{dbr} = 0,139$ s) que sur le bloc avant ($t_{dbv} = 0,155$ s). Cette différence de temps de poussée est en accord avec l'étude d'Harland & Steele (1997).

Tableau 5 : Comparaison de la structure temporelle de la « phase de blocs »

	Temps (s)					Temps relatif (%)				
	T		E		T vs E	T		E		T vs E
	Moy	DS	Moy	DS	t	Moy	DS	Moy	DS	t
t_{dbr}	0.171	0.052	0.139	0.037	-4.012	13.0	2.9	11.4	2.6	-2.806
t_{dbv}	0.170	0.048	0.155	0.041	-1.868	13.0	3.1	12.9	3.0	-0.160
t_{lm}	0.228	0.064	0.183	0.045	-4.708	17.4	3.8	15.2	3.2	-3.268
t_{fbr}	0.388	0.058	0.321	0.044	-7.904	29.9	2.6	26.6	2.4	-6.519
t_{fbv}	0.571	0.084	0.500	0.054	-6.009	43.8	3.0	41.5	2.7	-3.996

T : entraînés ; E : experts ; le temps relatif est le temps normalisé en pourcentage de la durée totale du mouvement étudié (i.e. t_0 et la fin du 3^e appui) ; DS : déviation standard. ; t_{dbr} : début de poussée bloc arrière ; t_{dbv} : début de poussée bloc avant ; t_{lm} : lever des mains ; t_{fbr} : quitter du pied bloc arrière ; t_{fbv} : quitter du pied bloc avant ; en gras : différence significative entre les deux niveaux d'expertise ($p < 0.05$).

Les résultats comparatifs montrent que la plupart des événements de la « phase de blocs » présente des différences significatives. Seul le début de la poussée sur le bloc avant n'est pas significativement différent entre les deux niveaux d'expertise. On remarque que chez les entraînés, le début de la poussée sur les blocs (temps de réaction) est concomitant pour les deux pieds, alors que les experts présentent un décalage, le pied arrière commençant à pousser en premier. Ce résultat montre une organisation temporelle des forces de poussée dissemblable entre les experts et les entraînés. Ces résultats sont en accord avec ceux de Baumann (1976). Cet auteur montre que la poussée sur les blocs est dissociée pour la population de haut niveau et qu'elle tend à diminuer lorsque l'expertise diminue. Tous les autres événements surviennent plus tard pour les entraînés, ce qui était attendu, mais les temps relatifs indiquent aussi que la structure est différente : la sortie des blocs des entraînés occupe un pourcentage de temps plus important entre t_0 et le 3^e appui, essentiellement dû à un temps de réaction proportionnellement plus important.

Trois premiers appuis de course

Les trois premiers appuis de course représentent le début de la phase d'accélération mais aussi le début de la succession des simples appuis de course. Nous avons construit cette structure temporelle autour des phases d'appui au sol, chaque appui étant précédé d'une

phase aérienne. Nous avons distingué les trois débuts ainsi que les trois fins d'appui : t_{L1} , t_{T1} , t_{L2} , t_{T2} , t_{L3} , t_{T3} . Les temps de ces différents événements sont présentés dans le Tableau 6. La structure temporelle des événements liés aux appuis de course montrent des différences significatives entre les deux niveaux d'expertise, tous les événements survenant plus tard pour les entraînés. Mais la structure temporelle relative des entraînés présente aussi un décalage. Il semble que ce décalage soit induit par des durées relatives d'appui qui sont plus courtes sur le premier et le troisième appui.

Tableau 6 : Comparaison de la structure temporelle des trois premiers appuis

	Temps (s)					Temps relatif (%)				
	T		E		T vs E	T		E		T vs E
	Moy	DS	Moy	DS	t	Moy	DS	Moy	DS	t
t_{L1}	0.635	0.081	0.556	0.056	-6.973	48.8	2.8	46.4	2.7	-4.372
t_{T1}	0.839	0.085	0.753	0.058	-7.220	64.6	1.4	63.1	2.3	-3.652
t_{L2}	0.911	0.092	0.827	0.071	-6.259	70.3	2	69.1	1.9	-3.004
t_{T2}	1.060	0.098	0.963	0.077	-6.749	81.8	0.9	80.6	1.1	-6.230
t_{L3}	1.164	0.105	1.066	0.078	-6.625	89.8	1.3	89.3	1.2	-2.166
t_{T3}	1.296	0.109	1.183	0.082	-6.488	100		100		

T : entraînés ; E : experts ; le temps relatif est le temps normalisé en pourcentage de la durée totale du mouvement étudié (entre t_0 et la fin du 3^e appui) ; DS : déviation standard ; t_L : poser d'appui ; t_T : quitter d'appui ; 1, 2 et 3 : indices chronologiques ; en gras : différence significative entre les deux niveaux d'expertise.

La Figure 26 présente l'organisation de la structure temporelle relative de la « phase de blocs » et des trois premiers appuis de course. On remarque que, lors de la première partie, l'athlète passe successivement d'une position quadrupédique à une phase de bipédie pour finir en simple appui. Ces deux changements sont bornés par le lever des mains et le quitter du bloc par le pied arrière. La « phase de blocs » peut être considérée comme une succession de pertes d'appui qui a pour conséquence la création d'un déséquilibre postural important qui permet d'engager le corps dans la phase d'accélération.

Après la « phase de blocs », les résultats montrent que chaque changement de simple appui est précédé d'une phase aérienne qui est plus longue au fur et à mesure que les appuis sont plus courts. Néanmoins, les proportions ne restent pas identiques pour la durée des foulées, la 2nd étant plus courte que la 1^{ère}, mais la 3^e foulée est significativement plus longue que la 2nd, pour les deux populations (E : $t = -10,389$; $p < 0,05$ vs T : $t = -4,50$; $p < 0,05$).

Le Tableau 7 présente les durées d'appui de la « phase de blocs », des phases aériennes ainsi que les durées des trois premiers appuis. Dans la première partie du tableau certaines phases se chevauchent (par exemple : la poussée sur le bloc arrière débute avant le lever des mains et inclut toute la phase de bipédie). De plus, on nomme classiquement le premier appui la pose du pied initialement dans le bloc arrière, alors que mécaniquement, le premier simple appui est ce que nous appellerons la phase de « bloc avant seul ».

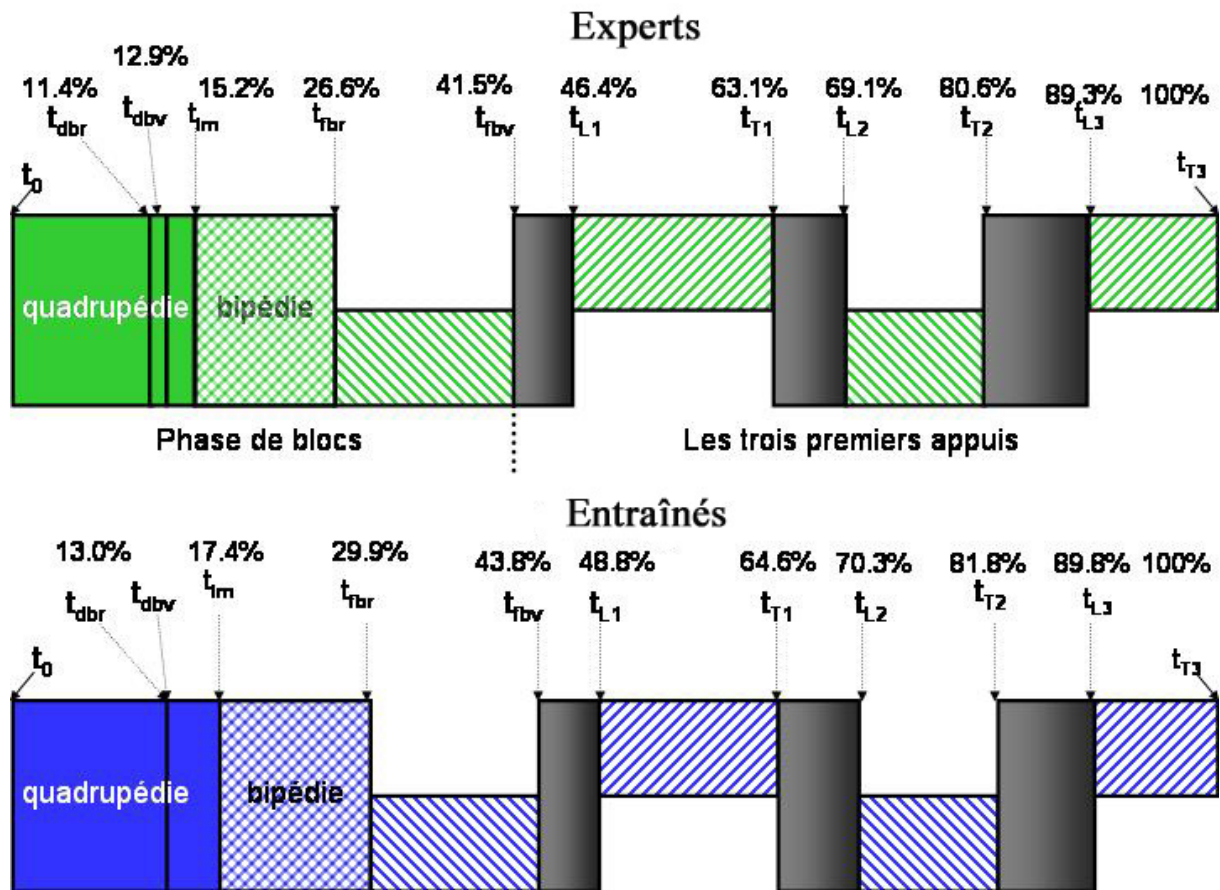


Figure 26 : Comparaison de la structure temporelle relative du mouvement pour les deux populations

t_{dbr} : début de poussée bloc arrière ; t_{dbv} : début de poussée bloc avant ; t_{lm} : lever des mains ; t_{fbr} : quitter bloc arrière ; t_{fbv} : quitter bloc avant ; t_L : pose d'appui ; t_T : quitter d'appui ; 1, 2 et 3 : indices chronologiques ; **vert** : phase de quadrupédie experts ; **vert à carreaux** : phase de bipédie experts ; **vert à rayures** : pied arrière en appui experts ; **vert à rayures inversées** : pied avant en appui experts ; **gris** : phases aériennes, **bleu** : même découpage entraînés.

Les résultats montrent que la poussée sur le bloc arrière dure deux fois moins que celle sur le bloc avant (E : 51,7% vs T : 54,9%), qui est la phase la plus longue du mouvement considéré (Δ_{bv} = E : 29,3% vs T : 30,8%). Cependant, elle est significativement plus importante (en temps et temps relatif) pour la population des entraînés ($t = -7,467$; $p < 0,05$ et $t = -3,901$; $p < 0,05$), bien qu'ils poussent moins longtemps sur le bloc avant seul, puisque leur poussée les deux pieds ensemble est plus longue. Dans la « phase de bloc », la proportion du temps de réaction (11,4%) est aussi importante que la durée du deuxième appui. Cependant, elle représente une durée qui est courte (139 ms) par rapport aux temps de réaction enregistrés en compétition (147 ms pour des sprinters de haut niveau, Collet, 1999) et significativement plus courte que pour notre population d'entraînés (13%, 171 ms). La durée de la phase aérienne (Δ_{pha3}), située entre le 2nd et le 3^e appui, augmente de 31,4% pour les experts (29,8% pour les entraînés), par rapport à la deuxième (Δ_{pha2}). Cette variation fait augmenter la durée de la foulée située entre ces deux appuis alors que l'on observe une diminution de la durée des appuis pour les deux populations. Toutefois, cette 3^e foulée est, en durée relative, significativement plus courte pour les entraînés. Généralement, les poussées sur les blocs sont significativement plus longues pour les entraînés que pour les experts.

Tableau 7 : Comparaison des durées des phases du signal de départ au quitter du troisième appui

Phases	Durées (s)				Durées relatives (%)			
	T		E		T		E	
	Moy	DS	Moy	DS	Moy	DS	Moy	DS
TR (temps de réaction)	0.171**	0.052	0.139	0.037	13.0**	2.9	11.4	2.6
Δ quad (quadrupédie)	0.057**	0.039	0.043	0.021	4.4	2.9	3.6	1.8
Δ bip (bipédie)	0.161**	0.036	0.137	0.029	12.4	2.8	11.4	3.0
Δ br (poussée bloc arrière)	0.218**	0.030	0.179	0.016	16.9**	2.4	15.2	1.8
Δ bv _s (bloc avant seul)	0.182**	0.039	0.180	0.018	14.0*	2.2	14.9	1.4
Δ bv (poussée bloc avant)	0.400**	0.057	0.346	0.026	30.8**	2.7	29.3	2.5
Δ pha1 (1 ^{ère} phase aérienne)	0.064	0.025	0.058	0.016	5.0	1.9	4.9	1.4
Δ pha2 (2 ^{ème} phase aérienne)	0.073	0.020	0.068	0.017	5.7	1.6	5.8	1.5
Δ pha3 (3 ^{ème} phase aérienne)	0.104	0.018	0.102	0.013	8.0*	1.3	8.7	1.3
Δ ap1 (1 ^{er} appui)	0.204	0.024	0.197	0.016	15.8*	1.9	16.7	1.4
Δ ap2 (2 ^{ème} appui)	0.149**	0.023	0.136	0.019	11.5	1.7	11.5	1.5
Δ ap3 (3 ^{ème} appui)	0.131	0.018	0.126	0.015	10.2	1.3	10.6	1.1
Δ foul1 (1 ^{ère} foulée)	0.268**	0.020	0.257	0.015	20.8	2.0	21.6	2.0
Δ foul2 (2 ^{ème} foulée)	0.222**	0.019	0.204	0.010	17.2	1.1	17.4	1.1
Δ foul3 (3 ^{ème} foulée)	0.235**	0.014	0.228	0.016	18.2*	0.9	19.3	1.2

*DS : déviation standard ; temps relatif : temps normalisé en pourcentage de la durée totale du mouvement étudié (entre t_0 et la fin du troisième appui) ; TR : temps de réaction ; Δ quad : durée de la quadrupédie, entre début de la poussée et lever des mains ; Δ bip : durée de la bipédie ; Δ br : durée de la poussée sur bloc arrière ; Δ bv_s : durée de la poussée bloc avant seul (simple appui) ; Δ bv : durée de la poussée sur bloc avant ; Δ pha : durée phase aérienne ; Δ ap : durée appui ; Δ foul : durée foulée ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; en gras : différence significative entre les deux niveaux d'expertise ; * : valeur significativement inférieure par rapport aux experts ; ** : valeur significativement supérieure par rapport aux expert.*

Enfin, la comparaison statistique montre qu'en, valeur brute, les entraînés présentent une durée du 2^e appui significativement plus longue que les experts (Δ ap2 : $t = -3,114$; $p < 0,05$). En valeur relative, seul le premier appui présente des différences significatives entre les deux populations (Δ ap1 = E : 16,7% vs T : 15,8% ; $t = -2,681$; $p < 0,05$). Ceci confirme les différences observées dans la structure temporelle au niveau de l'organisation des premiers appuis de course.

Ces résultats mettent en exergue que l'organisation temporelle relative des deux populations permet de les distinguer au-delà de la simple comparaison des temps d'appui et des temps chronométriques. Ceci indique que les comportements moteurs des deux niveaux d'expertise sont différents.

4.2.2. Relations entre la performance et les appuis (ACP₂)

Afin d'affiner les relations existantes entre la performance et les appuis, nous avons réalisé une deuxième analyse (ACP₂) en utilisant comme variables « actives », huit variables de durée (TR ; Δ bv ; Δ pha1 ; Δ ap1 ; Δ pha2 ; Δ ap2 ; Δ pha3 ; Δ ap3) et un critère de performance telle que la vitesse atteinte au troisième appui (y'_{13}). Nous avons choisi cette vitesse car elle présente un coefficient de corrélation significativement positif ($r = 0,657$; $p < 0,05$) avec la vitesse moyenne sur 20 m, comme nous venons de le voir. De plus, le nombre de valeurs

recueillies est plus important pour cette variable que pour la performance chronométrique à 20 m, en raison de quelques essais où le chronomètre ne s'est pas arrêté (changement de luminosité dans la journée). Cette analyse se focalise sur l'organisation temporelle propice à l'obtention de la performance.

Analyse des plans factoriels ACP₂₋₁ (experts)

L'ACP₂₋₁ réalisée avec ces différentes variables permet de distinguer quatre composantes. Néanmoins, comme les variables ne se trouvent pas placées près du cercle des corrélations, nous avons effectué une rotation (Varimax) pour faciliter la « lecture » des relations entre elles. Dans le premier plan factoriel, formé par les deux premières composantes principales, les durées de la 2^e foulée (phase aérienne et appui) sont en opposition sur CP1. Ceci indique une relation de dépendance négative entre ces deux variables. Sur CP2, est bien représentée la durée de la 1^{ère} phase aérienne (celle qui suit la sortie de bloc) et dans une moindre mesure la vitesse atteinte au 3^e appui. En revanche, on ne note pas la relation d'opposition entre les durées de la 1^{ère} phase aérienne et du 1^{er} appui, comme c'était le cas pour le second. Ces deux variables ne se situent pas dans le même plan factoriel (Figure 27). Dans le second plan factoriel (CP3-CP4), on voit la même opposition sur l'axe 3 entre les durées de la 3^e foulée (phase aérienne et appui) que pour la foulée précédente. La CP4 est bien représentée par, du côté positif, la durée du 1^{er} appui et la durée de poussée sur les blocs.

En résumé, plus la poussée sur les blocs serait longue, plus le 1^{er} appui serait aussi long. Mais ces variables, pour la population des experts, n'auraient pas d'incidence sur la performance atteinte au 3^e appui. En revanche, il faudrait produire une 1^{ère} durée de phase aérienne non négligeable pour obtenir une vitesse élevée au 3^e appui. Les durées des 2^e et 3^e foulées (phases aériennes et d'appuis) devant être dans un rapport convenable entre elles pour permettre la bonne recherche de compromis qui permettra d'obtenir le maximum de vitesse à ce stade de la course.

Nous avons réalisé une ACP avec les variables normalisées auxquelles nous avons appliqué la même rotation Varimax (ACP*₂₋₁). L'intérêt des valeurs normalisées (Figure 27) réside dans la possibilité qu'elles offrent d'examiner s'il existe des différences dans la répartition temporelle des phases, au-delà des différences de temps de mouvements inter-individuelles.

La structure de l'ACP est nettement plus claire, sans remettre fondamentalement en cause les résultats précédemment décrits. Nous distinguons ici aussi quatre composantes principales qui tendent davantage vers le quart de la variance pour chacune. La CP1 est bien représentée par la durée de poussée sur les blocs du côté positif et par le temps de réaction du côté négatif. La durée du 1^{er} appui est un compromis entre ces deux variables ($r = 0,422$ et $r = - 0,489$, respectivement), résultat qui n'apparaissait pas avec les valeurs réelles. La CP2 est la composante qui représente le mieux la performance et la durée de la 1^{ère} phase aérienne, qui sont liées positivement ($r = 0,515$; $p < 0,05$). Ce résultat confirme le précédent : la phase aérienne, qui suit la sortie de bloc doit présenter une durée non négligeable. La CP3 est bien représentée par les durées de la 2^e foulée et la CP4 par les durées de la 3^e foulée, ces variables s'opposant deux à deux comme précédemment.

Le nuage des individus (Figure 27), montre un étalement des experts dans les deux plans factoriels, ce qui signifie que si les relations entre les variables sont claires, les individus ne

s'organisent pas en privilégiant les mêmes compromis entre les différentes durées d'appui et de phase aérienne.

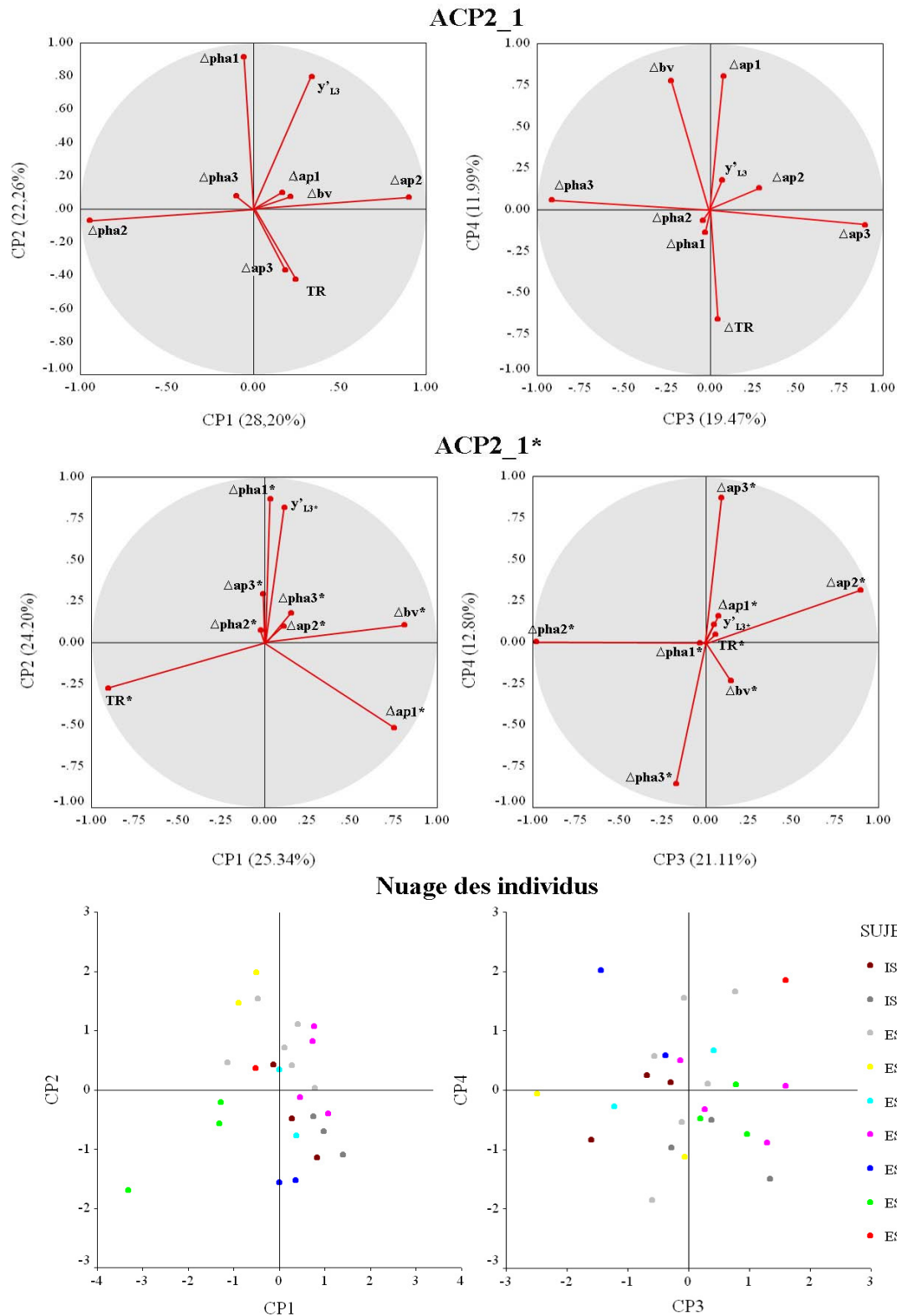


Figure 27 : Premier et second plans factoriels de l'ACP₂₋₁ (en haut), ACP*₂₋₁ (au milieu) et nuages des individus (en bas)

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du 3^e appui ; TR : temps de réaction ; Δbv : durée poussée bloc avant ; Δpha : durée phase aérienne ; Δap : durée appui ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; * : valeurs normalisées.

Analyse de l'ACP*₂₋₂ (entraînés)

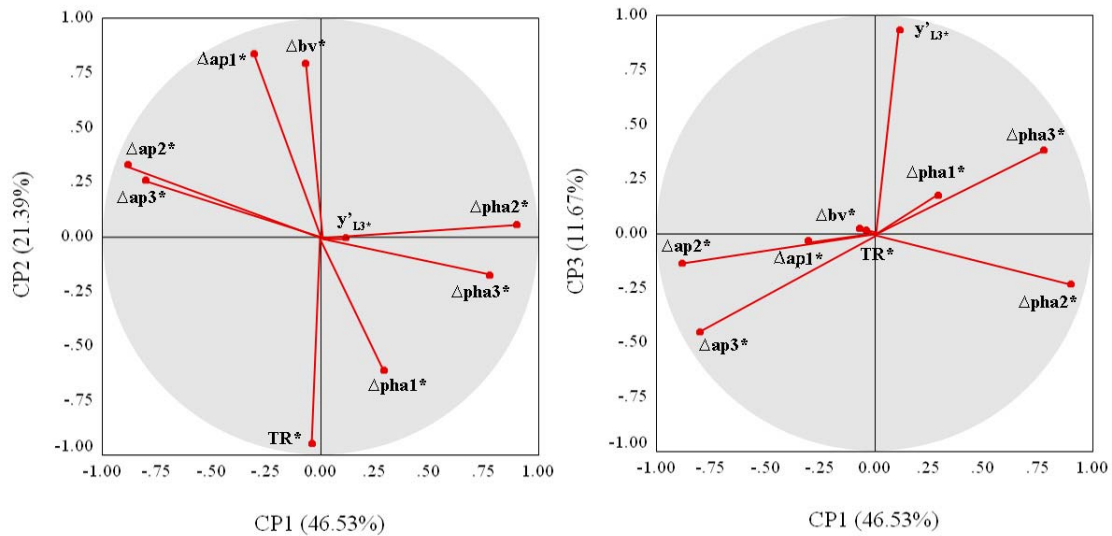


Figure 28 : Premier plan factoriel (à gauche) et représentation de la CP3 de l'ACP*₂₋₂ (à droite)

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du 3^e appui ; TR : temps de réaction ; Δbv : durée poussée bloc avant ; Δpha : durée phase aérienne ; Δap : durée appui ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; * : valeurs normalisées.

L'ACP*₂₋₂, (Figure 28) permet de distinguer trois CP. Le premier plan factoriel permet d'observer que CP1 est bien représentée par les durées normalisées des 2^e et 3^e foulées ($\Delta pha2^*$, $\Delta pha3^*$, $\Delta ap2^*$ et $\Delta ap3^*$). Leur opposition, sur l'axe 1, indique que les durées des phases aériennes et des appuis sont dans une relation inverse ($r = -0,772$ et $r = -0,926$), ce qui est identique chez les experts. Chez les entraînés, il existe en plus une corrélation significative entre la durée de la 1^{ère} phase aérienne et du 1^{er} appui ($r = -0,581$) sur l'axe 2. La CP2 est aussi représentée par les durées de poussée du bloc avant (Δbv^*) et le temps de réaction (TR^*) qui sont en relation inverse. La matrice des corrélations montre qu'il existe aussi une relation inverse entre le temps de réaction (TR) et la durée du 1^{er} appui ($\Delta ap1$). Enfin, l'ACP*₂₋₂ présente une relation entre la performance (axe 3) et la durée du 3^e appui. Ce résultat semble indiquer que la performance au départ se construit à partir d'un compromis entre les durées d'appui et de phase aérienne.

Analyse de l'ACP*₂₋₃ (deux populations)

L'ACP*₂₋₃ présente trois composantes principales. Les variables des durées des 2^e et 3^e foulées sont opposées sur le CP1 et donc entretiennent une relation inverse, i.e. plus le temps d'appui est court, plus la phase aérienne est longue. Les variables de la 1^{ère} foulée et du temps de réaction ($\Delta ap1^*$; $\Delta pha1^*$; TR^*) sont bien représentées sur la CP2. Enfin, la CP3 regroupe les variables de la durée de poussée sur le bloc avant ainsi que la performance (Δbv^* ; y'_{L3}). Le premier plan factoriel (Figure 29) montre que la première foulée s'organise différemment des deux suivantes. La performance au départ semble en relation étroite avec la « phase de blocs » ($r = -0,586$) et semble se placer comme un compromis entre les durées des différents appuis. Nous retrouvons ici les observations réalisées pour les experts, à savoir qu'un temps de réaction court ainsi qu'une durée de poussée courte permettent une performance plus importante, mais sans influence directe sur le détail des durées suivantes, à une exception près, qui est la relation inverse entre le temps de réaction et la durée du 1^{er} appui ($r = -0,653$). La représentation du nuage des

individus dans le plan CP2-CP3 distingue le mieux les deux populations. Les experts se situant du côté des $y > 0$, les entraînés du côté des $y < 0$. Les experts se distinguent donc principalement par une durée de poussée sur le bloc avant plus courte que les entraînés, qui eux l'allongent à un point tel que c'est vraisemblablement au détriment de la performance. Le long de l'axe 2, on distingue une tendance des experts à se situer plutôt regroupés au centre, donc dans un compromis plus net entre les durées de la 1^{ère} phase aérienne et du 1^{er} appui, alors que les entraînés présentent un comportement plus dispersé. Le compromis recherché pour les deux foulées suivantes (CP1) semble davantage de l'ordre de l'organisation individuelle (Figure 29).

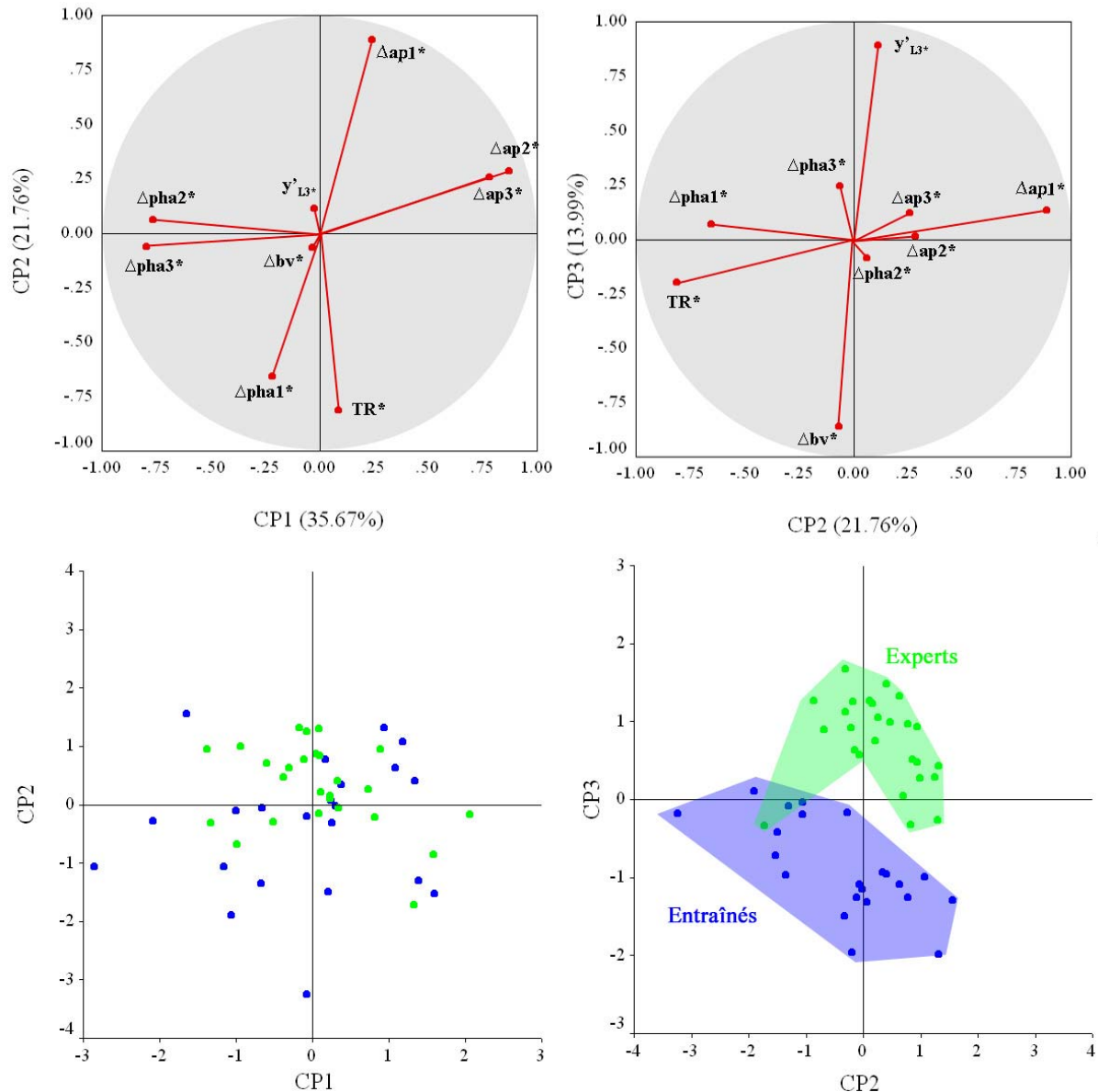


Figure 29 : Premier plan factoriel (à gauche), représentation de la CP3 (à droite) de l'ACP*_{2,3} et nuage des individus (en bas)

En haut : y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du troisième appui ; TR : temps de réaction ; Δbv : durée poussée bloc avant ; Δpha : durée phase aérienne ; Δap : durée appui ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; * : valeurs normalisées. *En bas :* en bleu : les entraînés ; en vert : les experts.

4.3. POSTURE INITIALE

4.3.1. Position du centre de masse

La cinématique du centre de masse (CoM) a été obtenue par la modélisation des déplacements des différents marqueurs anatomiques. La position du CoM permet de connaître l'organisation posturale initiale globale, lors du départ d'une course de vitesse. La projection orthogonale peut être étudiée, sur les axes antéropostérieur et vertical par les valeurs « réelle » et relative.

On remarque que les experts se placent dans une configuration géométrique qui porte leur CoM plus près de la ligne de départ que les entraînés (Figure 30). En effet, la valeur moyenne est égale à -0,250 m (DS 0,054) pour les entraînés et à -0,184 m (DS 0,035) pour les experts. Ces valeurs présentent une différence significative ($t = 6,398$; $p < 0,05$). Sur l'axe vertical, il existe également une différence significative moindre ($t = 2,453$; $p < 0,05$). La valeur moyenne calculée est égale à 0,592 m (DS 0,032) pour les entraînés (0,617 m pour les experts). Ces résultats semblent être en accord avec les études de Vagenas & Hoshizaki (1986) et Mero *et al.* (1983).

En raison des différences morphologiques des sujets, nous avons effectué une normalisation des positions initiales du CoM, (1) par rapport à la base de sustentation représentée par la distance entre la ligne de départ et le bloc arrière. La comparaison des deux niveaux d'expertise indique que les entraînés présentent un placement significativement différent des experts ($t = -7,743$; $p < 0,05$). Les experts se placent dans une configuration qui porte leur CoM dans le premier quart (22,6%) de la base de sustentation dont la moyenne est égale à 0,815 m (DS 0,06). Les entraînés se placent plus en arrière, à 31,4% (DS 6,2) de la base de sustentation (soit le premier tiers) dont la valeur moyenne est de 0,800 m (DS 0,03). Sur l'axe vertical, la normalisation (2) a été effectuée par rapport à la longueur de la jambe. Bien que les longueurs de jambes des deux niveaux d'expertise soient homogènes ($t = 0,122$), la comparaison des experts et des entraînés ne montre pas de différence significative ($t = 1,796$; $p = 0,07$).

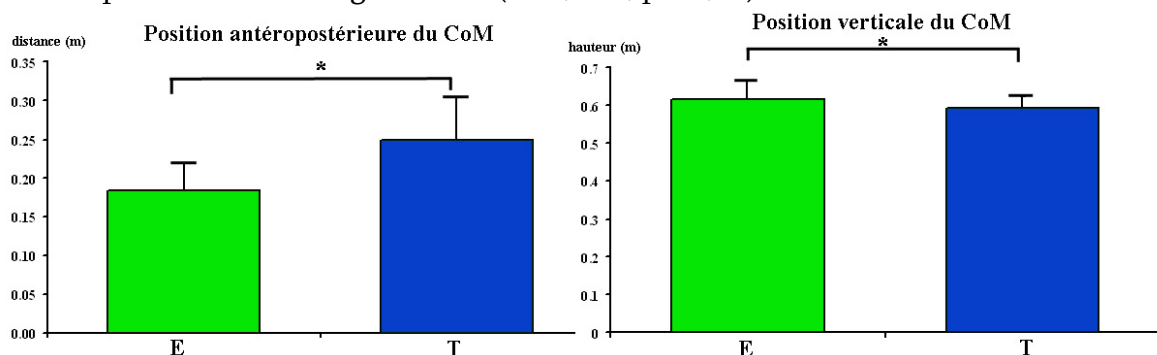


Figure 30 : Analyse comparative de la posture initiale globale pour les deux populations

* : test *t* de Student valeur significative.

Ces résultats sont en accord avec les études de Baumann (1976) et de Mero *et al.* (1983) qui montrent que les sprinters de moins bon niveau présentent un CoM situé plus en arrière que les sprinters de haut niveau. Ce résultat pourrait s'expliquer par une force musculaire moins importante au niveau des épaules. Néanmoins, nos deux populations ne semblent pas se distinguer sur cette capacité car ils ont tous une quantité d'entraînement

leur permettant de développer autant de force musculaire. Il semble donc que ce positionnement provienne bien d'une intention, pour les experts, d'accentuer le déséquilibre potentiel du départ.

Ainsi, les résultats montrent que c'est la configuration antéropostérieure du CoM qui distingue principalement les deux populations. L'équilibre obtenu en position quadrupédique semble donc être répartie de manière plus homogène sur les quatre appuis au sein de la population des entraînés et cette position semble moins propice à la création d'un couple de déséquilibre important à l'instant du lever des mains. Nous pouvons émettre l'hypothèse que les différences observées entre les deux populations indiqueraient que les entraînés présentent une flexion de hanche controlatérale et du genou ipsilatéral plus importante que les experts. Afin d'enrichir les données d'ordre global, nous allons étudier les variables d'ordre segmentaire.

4.3.2. Inclinaison du tronc

Le tronc est un des éléments clés dans le redressement du corps au cours du départ. Pour calculer l'évolution de l'inclinaison du tronc, nous avons considéré l'angle formé par le vecteur tronc, représenté par les marqueurs du haut du corps (C7M : milieu des épaules et GTM : milieu du bassin), et l'axe horizontal passant par GTM. Le résultat donné dans ce paragraphe concerne l'inclinaison initiale du vecteur tronc (E : $-10,5^\circ$ (DS 5,9) vs T : $-9,0^\circ$ (DS 7,9)). Le test statistique ne montre pas de différence significative ($t = -0,826$; $p = 0,412$). Ce résultat montre que les sprinters s'organisent dans une direction proche de l'axe horizontal mais toujours en dessous et semble indiquer que la position du tronc est un paramètre postural qui n'est pas influencé par le niveau d'expertise mais plutôt par la position des starting-blocks (imposée aux entraînés d'après la moyenne des experts).

4.3.3. Indicateur de l'asymétrie : angle épaules-bassin

Lors du départ, la posture initiale pieds décalés, préfigure le mouvement asymétrique de la course de vitesse. L'évolution de l'angle entre la ligne d'épaule et la ligne de bassin, dans le plan transverse, permet d'analyser plus précisément le décalage entre le haut et le bas du corps. Tout comme l'inclinaison du tronc, l'évolution angulaire a été calculée à l'aide des coordonnées de marqueurs (1) épaules : ACG-ACD (acromions claviculaires gauche et droit), (2) bassin : ILG-ILD (iliaques gauche et droit). Ici, seul l'angle initial a été étudié.

Les calculs montrent une valeur angulaire initiale moyenne de $3,3^\circ$ (DS 3,1) pour les experts. Ce *quasi* alignement entre leurs lignes d'épaules et de bassin, malgré un décalage des jambes dans la posture initiale (0,262 m (DS 0,035)), est significativement différent de l'angle présenté par les entraînés ($8,4^\circ$ (DS 4,2), $t = -4,827$; $p < 0,05$)).

Ce résultat semble indiquer que la population des entraînés est plus influencée par la position initiale des pieds et placeraient davantage le bassin tourné vers le pied arrière.

Pour conclure, les résultats concernant la position initiale en quadrupédie indique que les sprinters s'organisent autour d'un équilibre postural particulier (Figure 31). Bien que contraints par le règlement à placer la globalité du corps derrière la ligne, ils vont favoriser un avancement du centre de masse qui placerait une partie du corps au-delà de cette ligne et qui viserait à se mettre en action, à partir de leur position statique, avec une réaction rapide au signal de départ.

Les résultats montrent que certaines variables de la position initiale présentent des valeurs identiques malgré les différences du niveau d'expertise des sujets. En effet, l'inclinaison initiale du tronc par rapport à l'horizontale et la hauteur normalisée du CoM ne présentent pas de différences significatives. Par contre, les indicateurs de la position antéropostérieure du CoM et de l'asymétrie semblent être des caractéristiques spécifiques de l'expertise. Il semble donc que la gestion du déséquilibre potentiel est principalement influencée par la position antéropostérieure du CoM, plus proche de la ligne de départ chez les experts et par leur capacité à dissocier la position des pieds de celle du tronc.

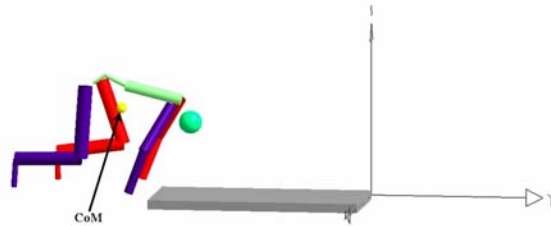


Figure 31 : Modélisation de la posture initiale d'un départ

CoM : centre de masse.

4.4. MISE EN ACTION

4.4.1. Redressement global et segmentaire du corps

Pour analyser la gestion de la double contrainte, nous avons étudié l'évolution globale du corps au cours des différentes phases du départ. Dans un premier temps, la cinématique du CoM permet de donner un éclairage sur la problématique de redressement global du corps. Dans un second temps, nous avons analysé la vitesse angulaire du redressement du tronc dans le plan sagittal.

Redressement global

Pour comparer les deux populations, nous avons analysé les variations verticales du CoM, lors de la « phase de blocs » et lors des trois premiers appuis, en réalisant le calcul des différences d'amplitude entre la position initiale et le premier pic maximum, entre les pics maximums, entre les pics minimums et enfin entre les pics minimums et maximums.

Cette représentation graphique permet d'appréhender l'évolution du déplacement du CoM lors des trois premiers appuis d'une course de vitesse. On remarque que toute la « phase de blocs » (le passage entre la quadrupédie et la fin de la poussée dans les blocs, i.e. entre les instants 1 et 3 de la Figure 32) engendre un déplacement vertical vers le haut important, alors que l'évolution du CoM est plus progressive sur les trois appuis suivants.

Les résultats présentés dans le Tableau 8 montrent que, pour les deux populations, l'écart entre les deux minimums situés dans les deux premiers appuis (Δ_{min1}) est plus important que l'écart entre les deux maximums situés dans les phases aériennes qui les précèdent (Δ_{max1}), i.e. le CoM remonte davantage entre les deux points bas qu'entre les deux points hauts. Néanmoins, la différence entre les minimums et les maximums confirme que le redressement est encore marqué après le premier appui (Δ_{min_max1}) et s'estompe ensuite

pour n'être qu'au environ du tiers de la valeur précédente ($\Delta_{\text{min_max2}}$). Le test statistique (t de Student apparié) montre une différence significative entre ces deux variables ($t = 17,581$; $p < 0,05$). Cette différence montre que le redressement entamé lors du lever des mains se poursuit lors du 1^{er} appui mais est moins marqué dans le 2nd. Il semble donc que l'évolution sur l'axe vertical du CoM soit une constante liée au mouvement du départ.

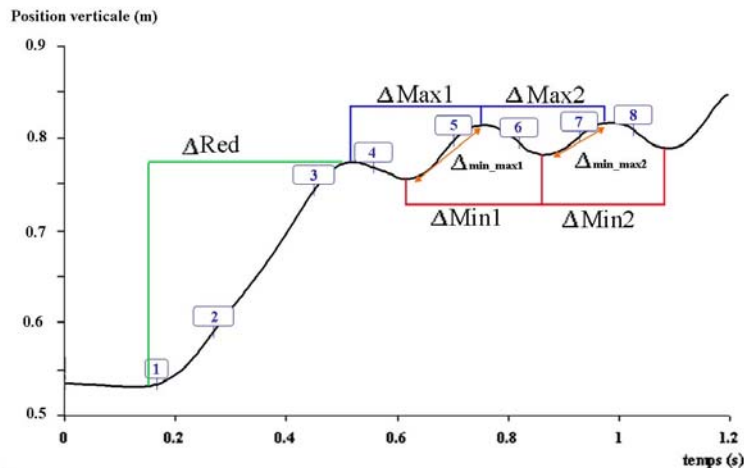


Figure 32 : Déplacement vertical du CoM pour un expert

Δ_{Red} : différence entre la position initiale et le premier pic vertical ; Δ_{Max} : différence entre les pics maximums ; Δ_{Min} : différence entre les pics minimums ; $\Delta_{\text{min_max}}$: différence entre les pics minimum et maximum ; 1 : lever des mains ; 2 : quitter pied arrière ; 3 : quitter pied avant ; 4 : pose 1^{er} appui ; 5 : quitter 1^{er} appui ; 6 : pose 2nd appui ; 7 : quitter 2nd appui ; 8 : pose 3^e appui.

Cependant, les résultats montrent que le premier indicateur de redressement (Δ_{Red}) présente une différence significative entre les deux niveaux d'expertise, les entraînés se redressant davantage que les experts (Figure 33). Les autres indicateurs ne présentent pas de différences significatives. Néanmoins, il semblerait que les entraînés, s'étant beaucoup redressés initialement, soient moins contraints à poursuivre cette action entre les 2^e et 3^e phases aériennes que les experts (plus de sujets permettraient peut-être d'étayer cette hypothèse).

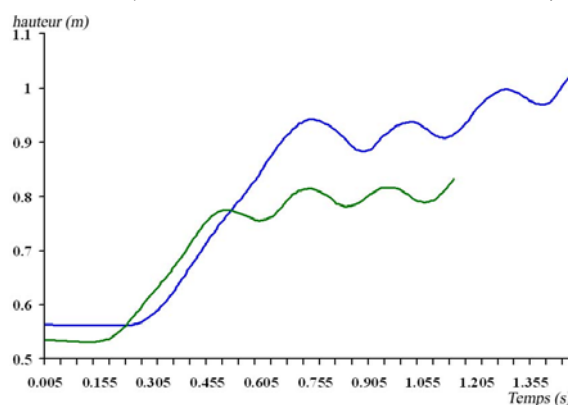


Figure 33 : Comparaison de l'évolution verticale du CoM entre les deux populations

En vert : exemple d'un expert ; en bleu : exemple d'un entraîné.

Afin de limiter les effets dus aux différences morphologiques, nous avons réalisé une normalisation de ces indicateurs de redressement par rapport à la longueur de jambe. Les déviations standard calculées pour ces variables indiquent une grande variation intra- et

inter-sujets qui ne permet pas de montrer de différence significative entre les Δ_{min} et les Δ_{max} normalisés.

Tableau 8 : Valeur des variables du redressement global

	T, n = 6		E, n = 8		E vs T	
	Moy (m)	DS	Moy (m)	DS	t	p
Δ_{Red}	0.259	0.058	0.227	0.036	-2.992	<0.05
Δ_{max1}	0.032	0.026	0.036	0.023	0.714	0.447
Δ_{max2}	0.032	0.019	0.030	0.031	-0.298	0.766
Δ_{min1}	0.037	0.026	0.039	0.024	0.415	0.679
Δ_{min2}	0.028	0.013	0.028	0.026	-0.003	0.997
Δ_{min_max1}	0.142	0.031	0.146	0.024	0.631	0.529
Δ_{min_max2}	0.056	0.018	0.051	0.027	-0.671	0.504

T : entraînés ; E : experts, n : nombre de sujet ; Δ_{Red} : différence entre la position initiale et le premier pic vertical ; Δ_{Max} : différence entre les pics d'amplitude maximum ; Δ_{Min} : différence entre les pics d'amplitude minimum ; Δ_{min_max} : différence entre les pics minimums et maximums ; DS : déviation standard ; en gras : différence significative entre les deux niveaux d'expertise.

Cependant, les résultats confirment que le passage de la position initiale en quadrupédie à la fin de la « phase de blocs » induit un redressement global important. En effet, sur toute la phase de course étudiée, l'athlète expert s'est élevé de 29,6%. La « phase de blocs » représente près de 78% de cette élévation qui est donc fortement influencée par le changement de configuration posturale du tronc. Sur les trois appuis suivants, l'élévation est de seulement 22% de ce total. Enfin, on remarque que la proportion de l'élévation est plus modérée après le 2nd appui. En effet, il ne représente que 3,1% alors que sur les deux premières phases aériennes, il était de 23,7% et 3,8% (3,5% pour les entraînés). Il semble donc que la « phase de blocs » et le 1^{er} appui soient les plus forts indicateurs de la gestion du redressement.

Gestion des paramètres de redressement (ACP₃)

L'objectif de cette analyse est de mettre en relation la posture initiale et deux indicateurs liés à la gestion de la double contrainte : la première élévation du CoM qui est la manifestation la plus spectaculaire du redressement et la vitesse au 3^e appui qui est le dernier indicateur de la vitesse d'avancement dans le mouvement étudié.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₃₋₁ (experts)

Cette analyse présente deux composantes principales (Figure 34). Sur l'axe de CP1, on constate qu'une relation directe s'établit entre les variables globales de la position initiale, (i.e. plus le CoM est loin de la ligne, plus il est placé haut).

La CP 2 est représentée par la vitesse du CoM au poser du 3^e appui. Les coefficients de corrélations montrent que cette performance (y'_{13}) est dépendante de l'élévation initiale lors de la « phase de blocs » (Δ_{Red}), ($r = 0,527$; $p < 0,05$). L'élévation étant elle-même dépendante de la posture initiale ($r = -0,242$ avec CoM_pi_y et $r = -0,351$ avec CoM_pi_z). La gestion du changement de configuration posturale semble donc être liée, en amont, à la posture initiale et, en aval, à la performance atteinte au 3^e appui. En d'autres termes, la posture initiale de la population d'un niveau d'expertise élevée permet d'effectuer un lien

indirectement avec le niveau de performance atteint. A la suite de cette ACP₃₋₁, nous avons effectué une nouvelle analyse (ACP'₃₋₁) pour les experts qui met en relation la variable de performance (y'_{L3}) et les variables de l'évolution verticale du CoM au cours du mouvement étudié (ΔRed ; $\Delta max1$; $\Delta max2$; $\Delta min1$; $\Delta min2$; Δmin_max1 et Δmin_max2).

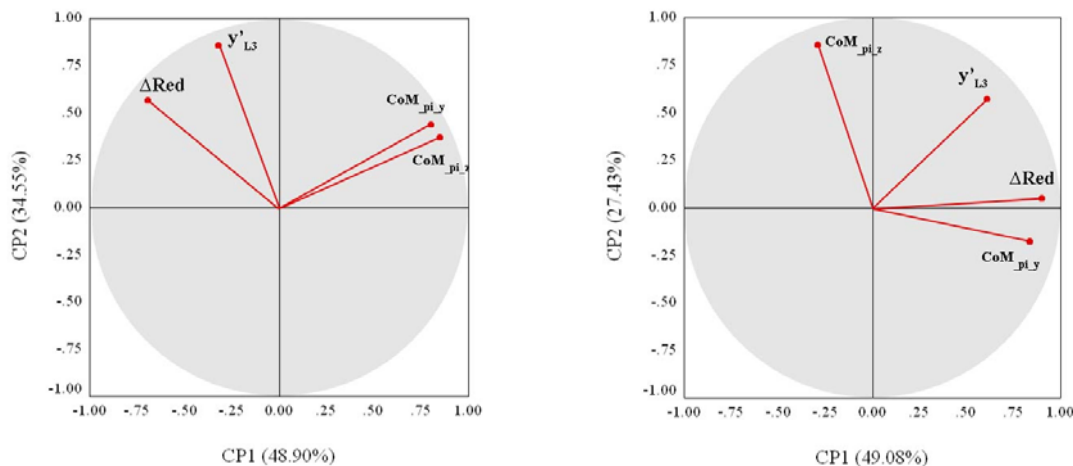


Figure 34 : Premier plan factoriel de l'ACP3

A gauche : ACP₃₋₁ (experts) ; à droite : ACP₃₋₂ (entraînés) ; y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du 3^e appui ; CoM_{pi_y} : distance initiale du centre de masse à la ligne de départ (en valeur absolue) ; CoM_{pi_z} : hauteur initiale du centre de masse ; ΔRed : variation initiale verticale du centre de masse au quitter avant.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP'₃₋₁ (experts)

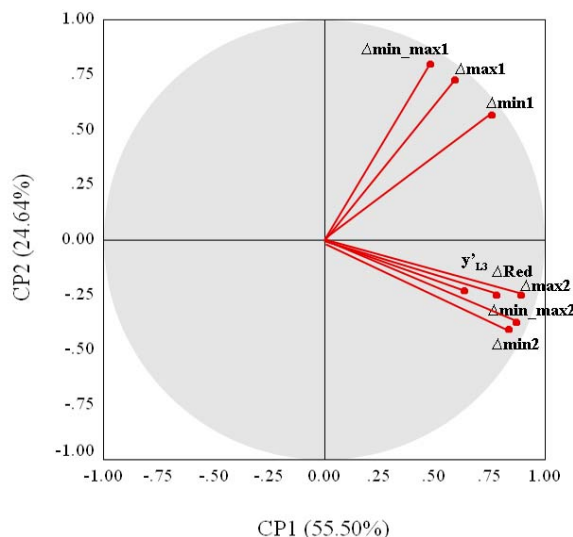


Figure 35 : Premier plan factoriel de l'ACP'₃₋₁

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du troisième appui ; ΔMax : différence entre les pics d'amplitude maximum du déplacement vertical du CoM ; ΔMin : différence entre les pics d'amplitude minimum du déplacement vertical du CoM ; Δmin_max : différence entre les pics minimums et maximums du déplacement vertical du CoM ; ΔRed : variation initiale verticale du CoM au quitter du pied avant.

La performance de course présente des liens significatifs positifs avec les autres variables. La représentation géométrique des variables permet de distinguer deux groupes de variables qui sont significativement corrélées entre elles (Figure 35) : celles que l'on enregistre autour des instants du 1^{er} appui et celles que l'on enregistre autour des instants du 2nd appui de course, auxquelles il faut ajouter l'élévation

initiale et la performance. Ces résultats semblent indiquer que la gestion de la double contrainte (traduit ici par les deux dernières variables) serait dépendante des variations du CoM se produisant après le 1^{er} appui de course. Ils confirment ceux de l'analyse précédente (ACP₃₋₁) qui montre que la performance de course n'est pas indépendante du changement de configuration posturale. Enfin, un point de transition entre la « phase de blocs » et la course pourrait se situer vers la jonction du 1^{er} au 2nd appui. On remarque, notamment, que la variation entre les deux premiers minimums présente des corrélations positives avec toutes les autres variables.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₃₋₂ (entraînés)

L'ACP₃₋₂ (Figure 34) présente aussi deux composantes principales. Sur l'axe 1, l'élévation réalisée lors de la « phase de blocs », ainsi que la position initiale du CoM par rapport à la ligne, sont bien représentées (ΔRed et CoM_pi_y). La variable de performance est corrélée à ces deux variables. La CP2 est bien représentée par la hauteur du CoM en position initiale. Cette organisation géométrique du corps ne ressemble pas à celle révélée chez les experts, où toutes les variables de positions initiales étaient corrélées entre elles mais pas avec la performance. Ici, la performance présente une relation significative positive avec l'élévation du CoM ($r = 0,451$; $p < 0,05$). Seule la position initiale verticale du CoM semble être organisée indépendamment des autres variables. La performance des entraînés semble être influencée par le placement antéropostérieur du CoM et le changement de configuration posturale. Les entraînés réussiraient une meilleure performance au départ du sprint s'ils ne s'imposaient pas trop de contraintes biomécaniques dès la posture initiale, puisqu'un moins grand déséquilibre potentiel ainsi qu'une posture plus érigée dès la sortie des blocs peuvent leur procurer un gain de vitesse. Ici, les variables discriminantes de l'organisation de la posture initiale et du redressement sont donc la performance atteinte au 3^e appui et surtout la proportion de charge sur le haut du corps et l'amplitude du redressement effectuée lors du changement de configuration posturale.

Analyse du plan factoriel de l'ACP₃₋₃ (deux populations)

L'ACP₃₋₃ présente trois composantes. Sur la CP1 est assez bien représenté l'élévation du CoM dans la « phase de blocs » (ΔRed). La CP2 est bien représentée par l'indicateur de performance (y'^{L3}). Dans cette analyse, la hauteur du CoM en position initiale garde un caractère d'indépendance avec les autres variables, comme pour les entraînés seuls. Elle est assez bien représentée sur la CP3. La position horizontale du CoM semble être un compromis entre ces trois composantes. Il semble donc que le changement de configuration posturale soit une gestion spécifique due à la position initiale horizontale du CoM. Le nuage des individus (Figure 36) nous informe que les deux populations se distinguent surtout sur la CP1, les experts étant plutôt situés dans la moitié $x < 0$ et les entraînés dans la moitié $x > 0$. Donc, les deux populations se distinguent par un redressement dans la phase de blocs plus important et un positionnement avec moins de charge sur le haut du corps dans les blocs pour les entraînés que pour les experts. Sur la CP2, les entraînés se situent davantage dans la moitié $y < 0$, donc une performance moindre. En revanche, les experts sont étalés le long de cet axe, ce qui pourraient signifier que certains experts n'exploitent pas ou ne maîtrisent pas suffisamment les possibilités de leur configuration initiale. La CP3, nous montre un plus grand étalement des deux

populations qui confirmeraient que, à morphologie et positionnement des starting-blocks égaux, la hauteur du CoM en posture initiale serait plus de l'ordre de la variabilité inter-individuelle. Ici, les variables discriminantes de l'organisation de la posture initiale et du redressement sont donc la proportion de charge sur le haut du corps et l'amplitude du redressement effectuée lors du changement de configuration posturale.

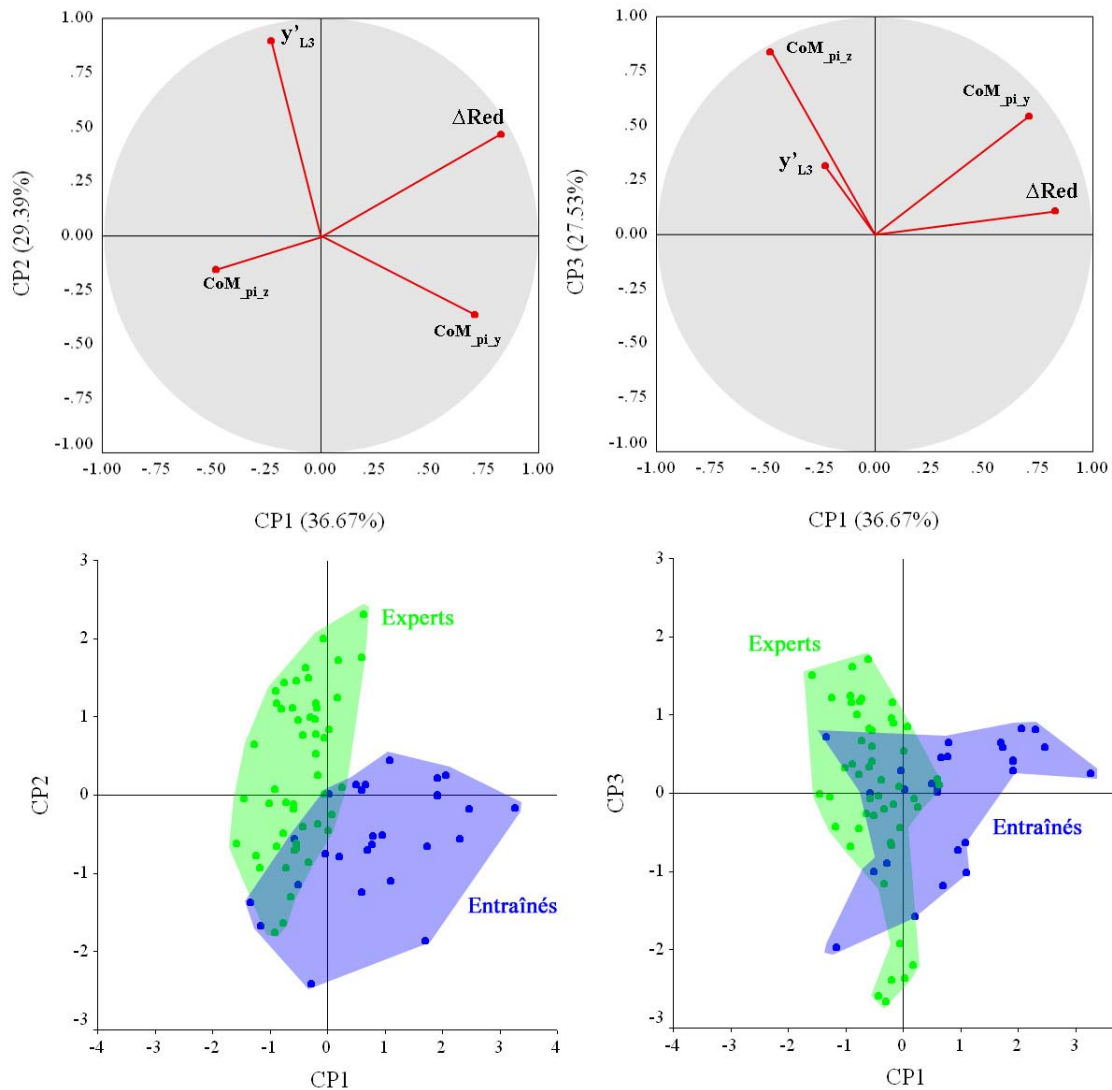


Figure 36 : Premier plan factoriel (à gauche), représentation de la CP3 (à droite) de l'ACP_{3,3} et nuage des individus (en bas)

En haut : y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du troisième appui ; $CoM_{pi,y}$: distance du centre de masse par rapport à la ligne de départ (en valeur absolue) ; $CoM_{pi,z}$: hauteur du centre de masse à la position « prêt » ; ΔRed : variation initiale verticale du centre de masse au quitter du pied avant. En bas : en bleu : les entraînés ; en vert : les experts.

Redressement du tronc

Le calcul de la vitesse angulaire du tronc, effectué à partir de l'évolution de l'angle dans le plan sagittal, permet de rendre compte de l'activité de redressement segmentaire dans le plan sagittal (Tableau 9). L'évolution de la vitesse angulaire a été analysée à partir du premier pic de vitesse. Ce dernier a été choisi car le résultat précédant indique que la première phase de redressement est la plus importante en terme d'amplitude. Ce pic de vitesse apparaît à 26,1% pour les experts, ce temps normalisé est significativement

différent ($t = 3,104$; $p < 0,05$) du temps d'apparition pour les entraînés (29,4%, SD : 4.7). Mais, il intervient, pour les deux populations, très peu de temps avant l'instant du quitter du pied arrière (E : 26,6% vs T : 29,9%) (Figure 37). La valeur moyenne du pic de vitesse angulaire est de 186,17 deg.s⁻¹ pour les experts et est significativement différente de celle pour les entraînés qui est de 163,71 deg.s⁻¹, ($t = 2,094$, $p < 0,05$).

Nous nous sommes également intéressés aux variations de vitesses angulaires lorsque le tronc présente une chute vers le bas. Les résultats montrent que lors des trois premiers appuis, des pics de vitesse angulaire peuvent être enregistrés. Leurs valeurs semblent homogènes bien qu'ils aient tendance à augmenter. Leur amplitude est environ 4 à 5 fois moins élevée que l'amplitude du premier pic de vitesse angulaire positif (P1_{TV}). La comparaison des valeurs des pics de vitesse de chute ainsi que les instants de leur apparition, entre les experts et les entraînés, ne fait pas apparaître de différence significative. Ces pics surviennent de plus en plus tôt au cours de l'appui pour les deux populations. Cependant, la répartition dans les appuis semble indiquer une différence d'organisation de course. En effet, les pics de vitesse de chute sont placés à 78% de la pose du 1^{er} appui, puis à 54% du 2nd appui, enfin à 20% du 3^e appui pour les experts alors que pour les entraînés, ils surviennent à 51% de la pose du 1^{er} appui, puis à 46% de la pose du 2nd appui et enfin à l'instant même de la pose du 3^e appui. Ces pics de vitesse de chute n'interviennent pas aux mêmes instants, il semble donc que la gestion de la chute du tronc ne préfigure pas une organisation de mouvement identique entre les deux populations. Cependant, seule la comparaison de la différence entre les temps relatifs du poser du 1^{er} appui et du pic de vitesse de chute 2 montre une différence significative entre les deux populations ($t_{L1 \rightarrow tP2TV} : t = 2,249$; $p < 0,05$). Ce résultat indique que les experts présentent un premier pic de vitesse de chute décalé dans la durée de l'appui par rapport aux entraînés. Ce décalage est probablement le résultat d'une action de redressement gérée différemment entre les deux niveaux d'expertise. La Figure 37 présente cette répartition temporelle des pics de vitesse au cours des appuis.

Tableau 9 : Pics de vitesse angulaire du tronc dans le plan sagittal pour les experts

	Pics de vitesse (deg.s ⁻¹)		Temps (s)		Temps relatif (%)*	
	Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS
P1 _{TV}	186.17	48.1	0.306	0.059	26.1	4.5
P2 _{TV}	-37.54	24.03	0.696	0.137	59.5	11.6
P3 _{TV}	-40.22	25.30	0.881	0.104	75.4	9.2
P4 _{TV}	-45.56	26.90	1.064	0.125	91.4	11.3

*P_{TV} : pic de vitesse angulaire, 1, 2, 3 et 4 : indices chronologiques ; temps : instant de survenue du pic ; DS : déviation standard ; * : le temps relatif est le temps normalisé en pourcentage de la durée totale du mouvement étudié (entre t₀ et la fin du troisième appui).*

Les athlètes présentent une vitesse angulaire de chute du tronc de plus en plus précoce au cours de l'appui et d'une amplitude de plus en plus grande. Ces résultats laissent à penser que les pics de chute pourraient ne pas répondre aux mêmes synergies mises en œuvre, ou aux mêmes contraintes biomécaniques, au cours des trois premiers appuis. A l'évidence, l'instant auquel il survient dans le 1^{er} appui chez les experts, nous montre qu'il ne peut être une réponse à la collision du pied avec le sol, ni même accompagner la flexion

maximale de la jambe d'appui. Enfin, les résultats montrent que l'organisation du redressement diffère en fonction du niveau d'expertise. On remarque que le changement de configuration posturale induit un redressement plus important chez les entraînés avec une vitesse angulaire du tronc moins grande. Après la « phase de blocs », les deux niveaux d'expertise présentent des pics de vitesse de chute du tronc, mais, ils n'apparaissent vraisemblablement pas en réponse aux mêmes phénomènes dynamiques, notamment entre le 1^{er} et le 3^e appuis. Ces pics ont donc une spécificité dans la gestion de la double contrainte.

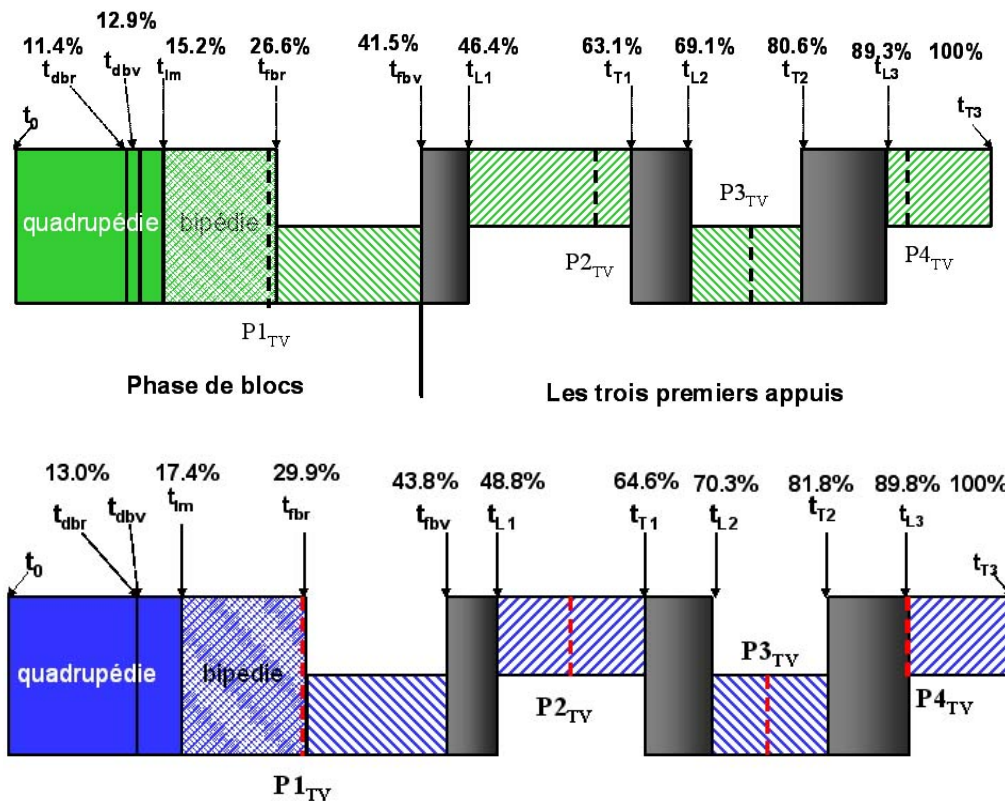


Figure 37 : Représentation des instants normalisés des pics de vitesse angulaire du tronc

En haut : les experts ; en bas : les entraînés ; t_{dbr} : début de poussée bloc arrière ; t_{dbv} : début de poussée bloc avant ; t_{lm} : lever mains ; t_{fbr} : quitter bloc arrière ; t_{fbv} : quitter bloc avant ; t_L : poser appuis ; t_T : quitter appuis ; P_{TV} : pic vitesse angulaire ; 1, 2, 3 et 4 : indices chronologiques.

Performance et rotation du tronc dans le plan sagittal (ACP₄)

Les résultats suivants visent à mettre en relation la performance (ici la vitesse atteinte au poser du troisième appui), les indicateurs segmentaires et de l'évolution du CoM sur la composante verticale. Dans l'analyse, tous les pics de vitesse angulaire sont en valeurs absolues. L'objectif de cette analyse est de se focaliser sur la gestion de la cinématique verticale en fonction de la vitesse d'avancement.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₄₋₁ (experts)

L'ACP₄₋₁ indique que variation verticale du CoM dans la « phase de blocs » est dans une relation inverse avec le premier pic de vitesse angulaire du tronc (en valeur absolue), i.e. un petit redressement s'effectue avec une grande vitesse. Cette organisation semble répondre à la nécessité pour un athlète expert de changer de configuration posturale avec un redressement modéré mais rapide. Cette analyse indique également que ce

redressement du corps lors de la « phase de blocs » a une incidence sur les pics de vitesse de chute du tronc qui suivent au cours des appuis suivants, i.e. plus le redressement est petit, plus les pics de vitesse angulaire de chute qui suivent sont grands. $P1_{TV}$ et $P3_{TV}$ sont bien représentées sur la première composante principale de l'analyse. La seconde composante principale est bien représentée par la variable de performance. La performance ne présente qu'une corrélation significative positive avec le pic 3 de chute du tronc ($r = 0,448$; $p < 0,05$). La performance semble donc augmenter lorsque l'expert a pu gérer un compromis entre le redressement global du corps et les vitesses de chute du tronc (Figure 38). En effet, pour créer une grande vitesse au 3^e appui, cela nécessite un redressement moyen lors de la « phase de blocs » ainsi que des pics de vitesse de chute moyens lors des appuis. Enfin, l'ACP₄₋₁ montre une troisième composante non négligeable. Cet axe est fortement influencé par le pic de vitesse angulaire du tronc ($P2_{TV}$) qui survient au cours du 1^{er} appui. Ce résultat semble confirmer que ce phénomène n'a pas la même signification que les deux suivants et que l'interface 1^{er} et 2^e appuis se présente comme une transition entre le changement de configuration posturale et la course.

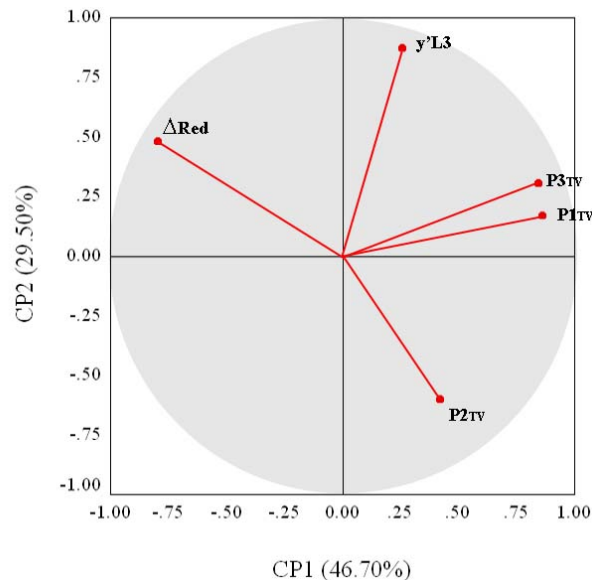


Figure 38 : Premier plan factoriel de l'ACP₄₋₁

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser troisième appui ; P_{TV} : pic vitesse angulaire (en valeur absolue pour 2 et 3) ; 1, 2 et 3 : indices chronologiques ; ΔRed : variation initiale verticale du CoM entre l'instant du signal de départ (t_0) et le quitter du pied avant (t_{bv}).

Analyse des trois premières CP de l'ACP₄₋₂ (entraînés)

L'ACP₄₋₂ présente trois composantes principales. La variable de performance (y'_{L3}) est bien représentée sur l'axe de la CP1. C'est avec l'élévation du CoM (ΔRed) lors de la « phase de blocs » que la performance présente la plus forte relation positive ($r = 0,451$; $p < 0,05$). Une autre relation peut être observée avec le pic de vitesse de chute 3 ($P3_{TV}$: $r = 0,327$; $p < 0,05$). Les autres variables semblent être indépendantes, car elles ne présentent aucun lien. Cette analyse ne présente pas les mêmes caractéristiques que celle faite avec les experts, à part la relation performance- $P3_{TV}$. En revanche, la relation $P3_{TV} - \Delta Red$ est inversée (opposée pour les experts, dans le même sens pour les entraînés). Si l'on s'appuie sur le sens de la relation commune, on peut en déduire que pour les deux populations, une bonne performance est en relation avec un grand pic de vitesse de chute du tronc qui

survient vers la moitié du 2^e appui (c'est l'appui où l'instant de survenue est le plus proche pour les deux population), mais ce grand pic pourrait être la conséquence d'un redressement modéré chez les expert et à l'inverse, la conséquence d'un grand redressement chez les entraînés. Ce plan factoriel (Figure 39) semble donc traduire une autre organisation chez les entraînés et ce résultat va dans le même sens que ceux de l'ACP₃₋₂.

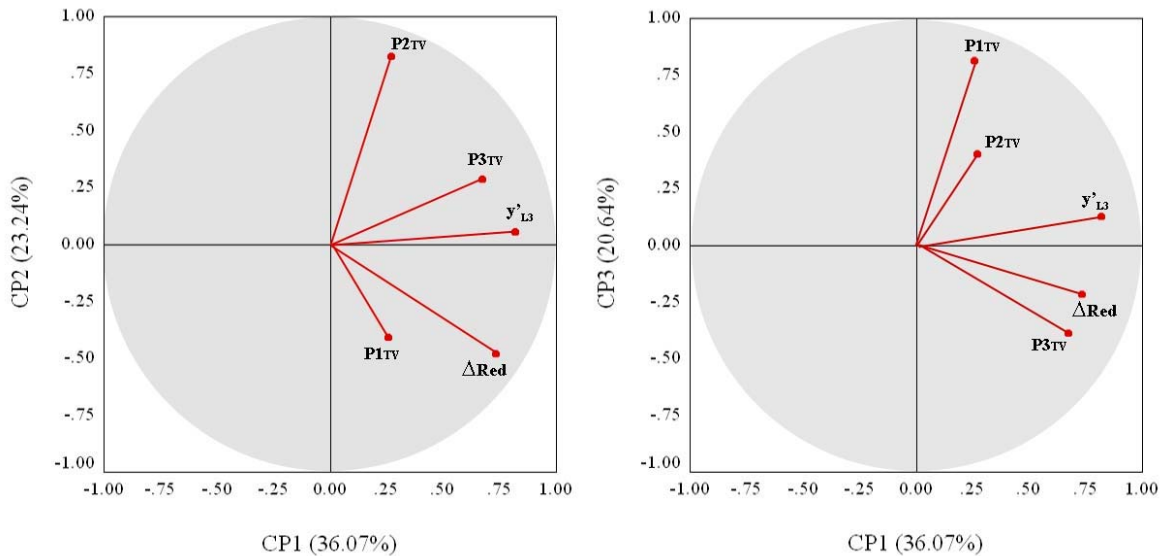


Figure 39 : Premier plan factoriel (à gauche) et représentation de la CP3 (à droite) de l'ACP₄₋₂

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM poser troisième appui ; P_{TV} : pic vitesse angulaire (en valeur absolue pour 2 et 3) ; 1, 2 et 3 : indices chronologique ; ΔRed : valeur de l'élévation du centre de masse au quitter avant.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₄₋₃ (deux populations)

Cette analyse présente deux composantes principales. La répartition géométrique des variables (Figure 40) semble indiquer que, lorsque l'on observe différents niveaux d'expertise, la performance se situe comme un compromis entre l'élévation (ΔRed) et le pic de vitesse de chute du tronc au 1^{er} appui ($P2_{TV}$) mais avec une grande vitesse de redressement et une grande vitesse de chute du tronc au 2^e appui. Le nuage des individus (Figure 40) fait apparaître que la majorité des essais sont dispersés selon la CP2 et se situent vers le centre de la CP1, avec des entraînés plus du côté $x < 0$, et surtout quelques experts très clairement du côté $x > 0$.

L'ensemble des résultats concernant l'évolution de la vitesse angulaire du tronc indique que les deux niveaux d'expertise gèrent différemment le redressement. Lors de la « phase de blocs », les experts vont plutôt favoriser une vitesse angulaire importante et un redressement moindre. Les entraînés vont plutôt se comporter à l'inverse, c'est-à-dire, un grand redressement avec une vitesse moins élevée. Cette vitesse d'exécution du mouvement ($P1_{TV}$) aurait une incidence directe sur la performance de course. Lors du 1^{er} appui, nous constatons que l'instant de survenu du pic est différent entre les deux populations et que sa valeur ($P2_{TV}$) n'a pas d'influence sur la performance, mais dépend de l'élévation initiale effectuée (ΔRed). Lors du 2nd appui, l'instant de survenue du pic est quasi commun, mais sa valeur ($P3_{TV}$) serait dépendante elle, de la vitesse du redressement.

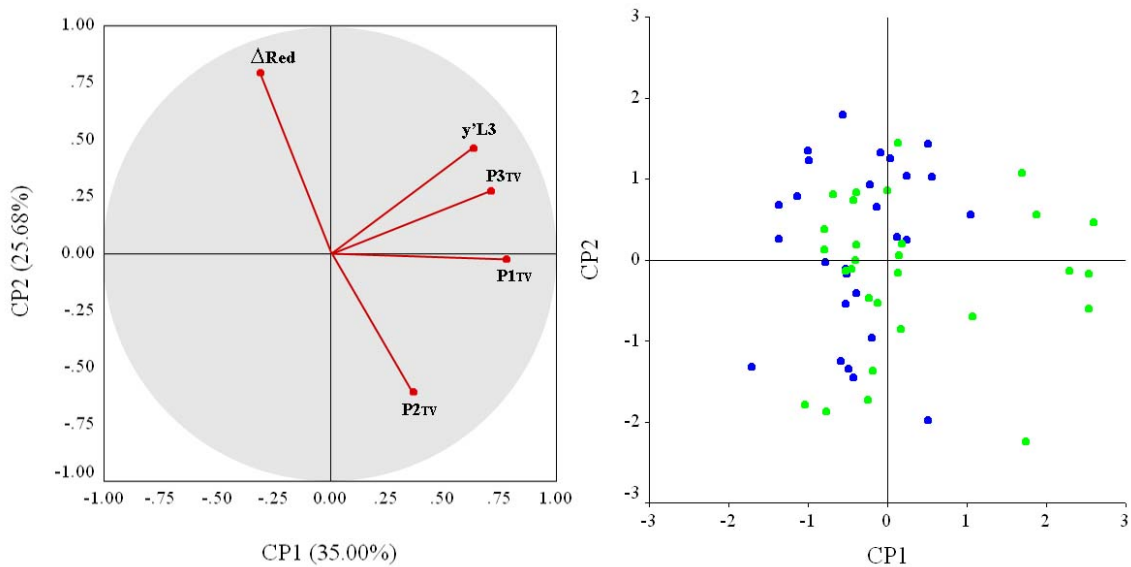


Figure 40 : Premier plan factoriel de l'ACP_{4,3} et nuage des individus

A gauche : $y'L_3$: vitesse horizontale du CoM au poser 3^e appui ; P_{TV} : pic de vitesse angulaire (en valeur absolue pour 2 et 3) ; 1, 2 et 3 : indices chronologiques ; ΔRed : valeur de l'élévation du centre de masse au quitter pied avant. A droite : en bleu : la population des entraînés ; en vert : la population des experts.

4.4.2. Indicateur de l'asymétrie

La Figure 41 présente l'évolution de l'angle formé entre les lignes d'épaules et de bassin dans le plan transverse (bassin : ILG et ILD ; épaules : ACG et ACD).

Pour caractériser l'asymétrie, nous avons choisi un indicateur angulaire. Cet indicateur est constitué de la mesure de l'amplitude de l'angle entre la ligne formée par les marqueurs des épaules (ACG et ACD) et celle formée par les marqueurs du bassin (ILG et ILD), dans le plan transverse. Le sens négatif de rotation a été déterminé lorsque le bras ipsilatéral (du côté de la jambe arrière) tourne vers l'arrière. Il a été mesuré à chaque angle maximum entre les deux lignes. Nous avons également recueilli les instants où cet angle est nul. Le Tableau 10 présente les résultats des deux niveaux d'expertise.

Les résultats montrent que le mouvement de rotation entre les deux segments est déclenché près de l'instant du quitter du pied arrière (t_{fbr}). Nous observons un changement de signe de l'angle à 27,1% du mouvement étudié pour les experts et à 30,4% pour les entraînés. Les autres instants de changement de signe ($t_{+/-}$) surviennent à 35,9% du 1^{er} appui, puis à 25,2% du 2nd appui et enfin à 15% du 3^e appui pour les experts (*vs* 29,7%, 33% et 5,3% pour les entraînés), Figure 42. Les différences constatées sur les temps, ne font que renforcer les résultats trouvés avec les données chronologiques liées aux appuis et aux phases. Afin de comparer l'organisation de l'asymétrie des deux niveaux d'expertise, nous avons analysé les différences entre les temps relatifs de survenue des indicateurs (inversion d'angle et amplitude maximum) et les instants de fin ou de début d'appui qui les précèdent, afin de voir si ces événements survenaient aux mêmes pourcentage des appuis. L'analyse statistique ne présente pas de différence significative. Ce résultat indique que l'asymétrie de course semble rendre compte du même synchronisme entre le bas et le haut du corps entre les experts et les entraînés.

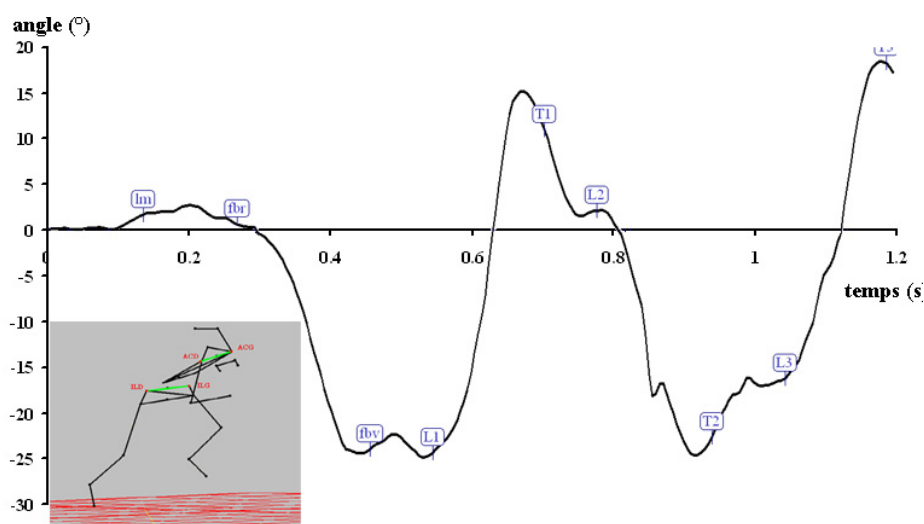


Figure 41 : Evolution de l'angle épaules-bassin dans le plan transverse pour un expert

t_m : lever mains ; t_{br} : quitter bloc arrière ; t_{av} : quitter bloc avant ; t_{L1} : pose 1^{er} appui ; t_{T1} : quitter 1^{er} appui ; t_{L2} : pose 2nd appui ; t_{T2} : quitter 2nd appui ; t_{L3} : pose 3^e appui ; t_{T3} : quitter 3^e appui. En encadré, une représentation de $\frac{3}{4}$ d'un sprinter permettant de visualiser les deux segments (en vert) formant l'angle ; ACG : Acromion claviculaire gauche ; ACD : acromion claviculaire droit ; ILG : iliaque gauche ; ILD : iliaque droit.

Tableau 10 : Comparaison des indicateurs d'asymétrie dans le plan transverse

	T		E		E vs T	
	Moy	DS	M		t	p
$t_{+/-1}$ (s)	0.376	0.072	0.319	0.077	-2.861	<0.05
$t_{+/-2}$ (s)	0.66	0.075	0.613	0.065	-2.541	<0.05
$t_{+/-3}$ (s)	0.914	0.093	0.843	0.083	-3.069	<0.05
$t_{+/-4}$ (s)	1.114	0.113	1.071	0.092	-1.220	0.229
$t_{\theta P1^*}$ (%)	30.4	4.4	27.1	6.0	-2.291	<0.05
$t_{\theta P2^*}$ (%)	53.5	3.9	52.4	4.9	-0.950	0.346
$t_{\theta P3^*}$ (%)	74.1	4.7	72.0	6.3	-1.450	0.158
$t_{\theta P4^*}$ (%)	90.3	5.1	90.9	8.6	0.295	0.769
$t_{\theta P1}$ (s)	0.512	0.064	0.478	0.069	-1.918	0.06
$t_{\theta P2}$ (s)	0.745	0.074	0.682	0.080	-3.084	<0.05
$t_{\theta P3}$ (s)	0.983	0.084	0.910	0.077	-3.327	<0.05
$t_{\theta P4}$ (s)	1.193	0.114	1.133	0.107	-1.625	0.114
$t_{\theta P1^*}$ (%)	41.5	4.1	40.8	5.5	-0.562	0.576
$t_{\theta P2^*}$ (%)	60.4	3.8	58.2	6.2	-1.601	0.115
$t_{\theta P3^*}$ (%)	79.7	3.9	77.8	5.7	-1.421	0.161
$t_{\theta P4^*}$ (%)	96.7	5	96.1	10.1	0.085	0.838
θP_1 (°)	-19.9	4.58	-23.5	6.52	2.659	<0.05
θP_2 (°)	23.2	6.03	17.6	4.94	-3.846	<0.05
θP_3 (°)	-16.0	5.15	-21.4	7.11	3.212	<0.05
θP_4 (°)	22.4	7.62	17.8	4.40	-1.904	0.068

T : entraînés ; E : experts ; +/- : angle nul ; $t_{\theta P}$: instant de l'amplitude maximale ; $t_{\theta P^*}$: temps normalisé par rapport à l'intervalle de temps compris entre le signal de départ et la fin du 3^e appui ; θP : valeur de l'amplitude ; 1, 2, 3, 4 : indices chronologiques ; en gras : différence significative entre les deux populations.

En ce qui concerne les amplitudes maximums, les résultats montrent que les pics d'amplitudes (θ_p) se situent à 70,7% du 1^{er} appui, puis à 75,7% du 2^e appui et enfin à 63,6% du 3^e appui pour les experts (*vs* 73,4%, 81,7% et 67,6% pour les entraînés) (Figure 42). Pour le sens de rotation, il semble se dégager une tendance qui montre que les pics d'amplitude négatifs qui sont réalisés lorsque le bras ipsilatéral est en arrière ($-23,50^\circ$ et $-21,45^\circ$) seraient plus importants que les pics d'amplitude positifs ($17,61^\circ$ et $17,84^\circ$). Le test t de Student apparié montre une différence significative entre les valeurs absolues des pics 1 et 2 (θ_{P1} *vs* θ_{P2} ; $t = 2,905$; $p < 0,05$), ceci pour les experts. Cette amplitude de rotation pourrait permettre de faciliter le retour de la jambe arrière par un allègement du corps plus conséquent. Les amplitudes seraient alors égales lorsque l'athlète sort de la phase d'accélération. Pour les entraînés, les amplitudes maximales présentent aussi une différence entre les deux côtés, mais s'organisent dans le sens contraire des experts, c'est-à-dire qu'elles sont plus importante lorsque le bras controlatéral est en arrière.

4.4.3. Performance et asymétrie (ACP₅)

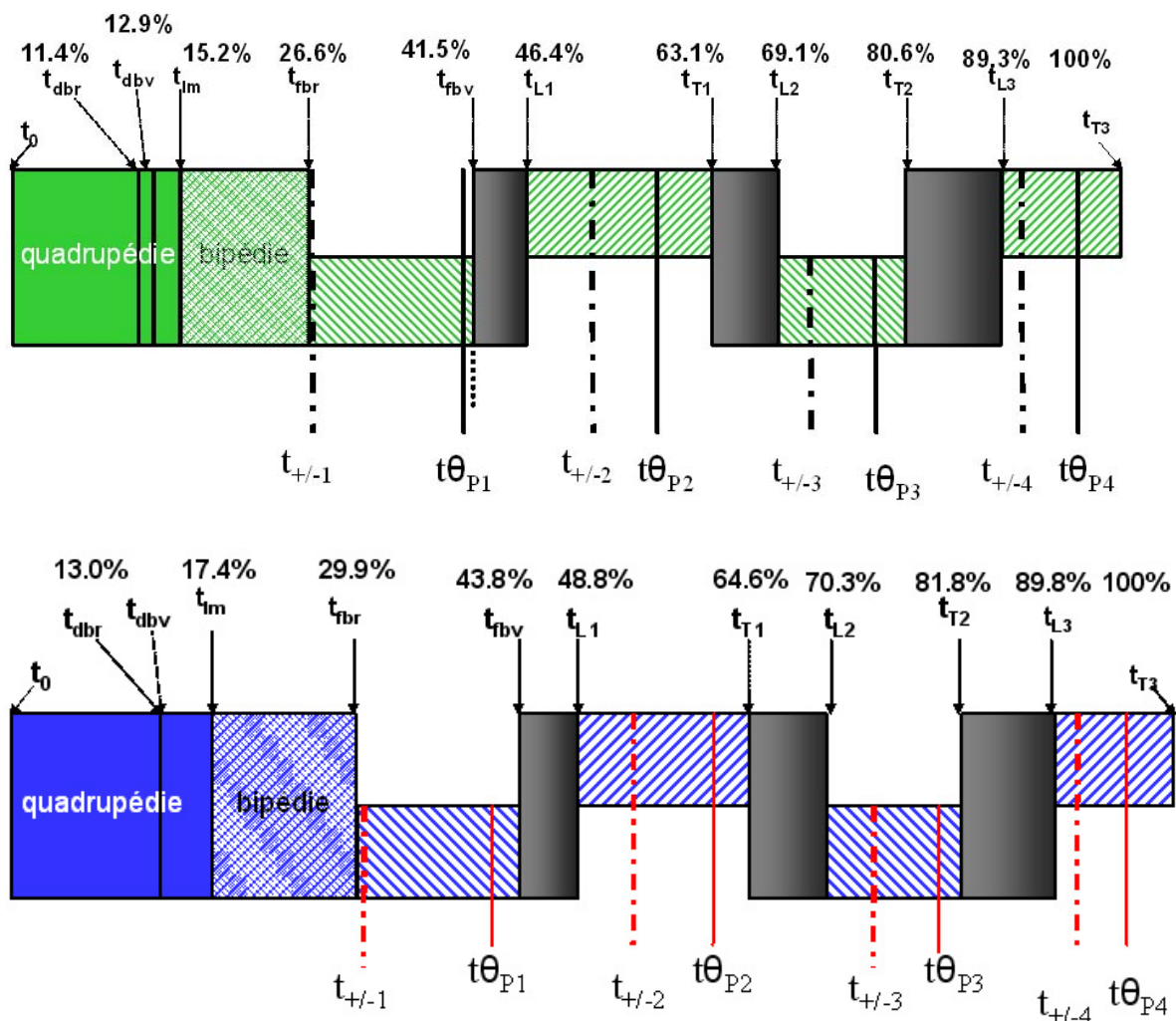


Figure 42 : Représentation des instants normalisés des indicateurs d'asymétrie

En haut : les experts ; en bas : les entraînés. +/- : angle nul entre les deux segments ; t_{θ_P} : instant de l'amplitude maximale normalisé ; 1, 2, 3 et 4 : indices chronologiques.

Pour cette analyse, nous avons pris comme variables actives celles qui sont caractéristiques de l'asymétrie mesurées lors du départ en starting-blocks dans le plan transverse (xy) et l'indicateur de performance. L'objectif est de se focaliser sur l'interaction entre le bas et le haut du corps dans l'installation du mouvement asymétrique de course et d'analyser la contribution de l'asymétrie dans la performance.

Pour une meilleure lecture des résultats, cette ACP₅ a été déclinée en deux analyses : d'une part, les données de temps relatif et de performance normalisées et d'autre part, les données d'amplitude et de performance.

Analyse des premiers plans factoriels de l'ACP₅₋₁ (experts)

L'ACP₅₋₁ « temps relatif » (Figure 43), présente un premier plan factoriel où la performance est fortement corrélée positivement avec les variables de temps qui sont toutes aussi corrélées entre elles.

L'ACP₅₋₁ « amplitude », présente aussi un premier plan factoriel. La CP1 est bien représentée par les valeurs des pics d'amplitude (θ_{P1} , θ_{P2} , θ_{P3}). Les amplitudes du côté ipsilatéral sont situées vers les $x > 0$, l'amplitude du côté controlatéral vers les $x < 0$. La CP2 est représentée par la vitesse atteinte au poser du 3^e appui (y'_{L3}). La performance se place donc comme un compromis entre les valeurs des pics d'amplitude atteintes entre les deux côtés.

Nous ne pouvons déterminer à ce stade de l'étude, si cette différence d'organisation est liée à un côté préférentiel des sprinters où à une organisation particulière du 1^{er} appui.

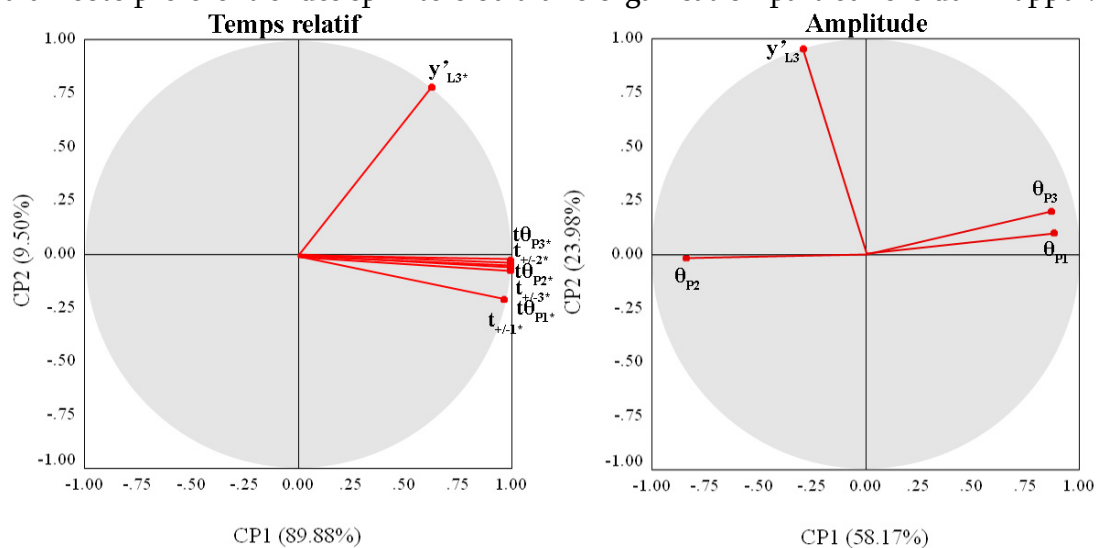


Figure 43 : Premier plan factoriel de l'ACP₅₋₁ (temps relatif et amplitude)

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du 3^{ème} appui ; +/- : angle nul entre les deux segments ; θ_p : valeur de l'amplitude ; 1, 2 et 3 : indicateur chronologique.

Analyse des premiers plans factoriels de l'ACP₅₋₂ (entraînés)

L'ACP₅₋₂ « temps relatif » présente deux composantes principales. Toutes les variables sont situées du côté positif de la CP1, mais la structure est moins claire que pour les experts.

L'ACP₅₋₂ « amplitude » (Figure 44) présente deux composantes principales. La CP1 est bien représentée par les valeurs des pics d'amplitude du côté ipsilatéral (θ_{P2} , θ_{P3}) et la performance (y'_{L3}). La CP2 est représentée par le premier pic d'amplitude (θ_{P1}) du côté controlatéral. Alors que les experts présentent une relation entre les pics d'amplitude

négative de l'angle (côté ipsilatéral), les entraînés ne semblent pas suivre cette même organisation. En effet, on remarque que les pics d'amplitude ne sont pas liés entre eux et que la performance est seulement liée au pic 3.

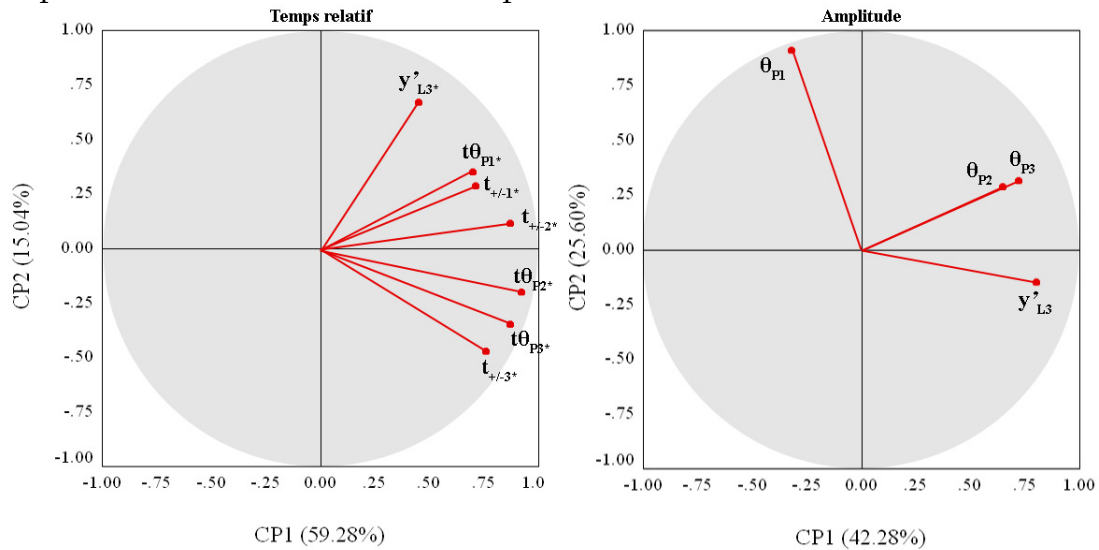


Figure 44 : Premier plan factoriel de l'ACP5_2 (temps relatif et amplitude)

y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser du 3^{ème} appui ; $t_{+/-}$: temps angle nul entre les deux segments ; θ_P : valeur de l'amplitude ; 1, 2 et 3 : indicateur chronologique * : valeur normalisée.

Analyse des plans factoriels de l'ACP5-3 (deux populations)

Le regroupement des variables « de temps relatifs » des deux niveaux d'expertise (Figure 45) présente aussi deux composantes principales dont la conformation géométrique reprend les caractéristiques observées chez les experts. L'analyse de la répartition du nuage des individus sur ces deux composantes permet d'observer une organisation commune. En effet, la population d'étude est regroupée sur l'axe de la CP1 mais s'étale le long de la CP2. Ces temps normalisés constituent donc une organisation coordonnée de la structure de la rotation entre les deux segments et ceci quelque soit la performance.

De même, le premier plan factoriel de l'ACP5-3 « amplitude » (Figure 45), présente une organisation des variables très proche de celle trouvée pour les experts seuls. Elle montre que les amplitudes maximums sont systématiquement plus grandes d'un côté que de l'autre, qu'il existe une compensation côtés ipsi- et controlatéral et que la performance est en lien avec ce « bon » équilibre. Néanmoins, le côté plus ample de l'amplitude est à tendance inverse entre les deux populations : côté ipsilatéral pour les experts, côté controlatéral pour les entraînés, bien que le nuage des individus montrent aussi quelques essais des experts qui se placent du côté $x < 0$ de la CP1. Les experts présentant une position initiale de l'angle plus proche de zéro que les entraînés, une des hypothèses est que cet angle initial du bassin peut jouer un rôle dans l'évolution de l'asymétrie dans le plan transverse. Une autre hypothèse concerne la différence « d'engagement » dans l'action des différents segments aux instants de sortie des starting-blocks.

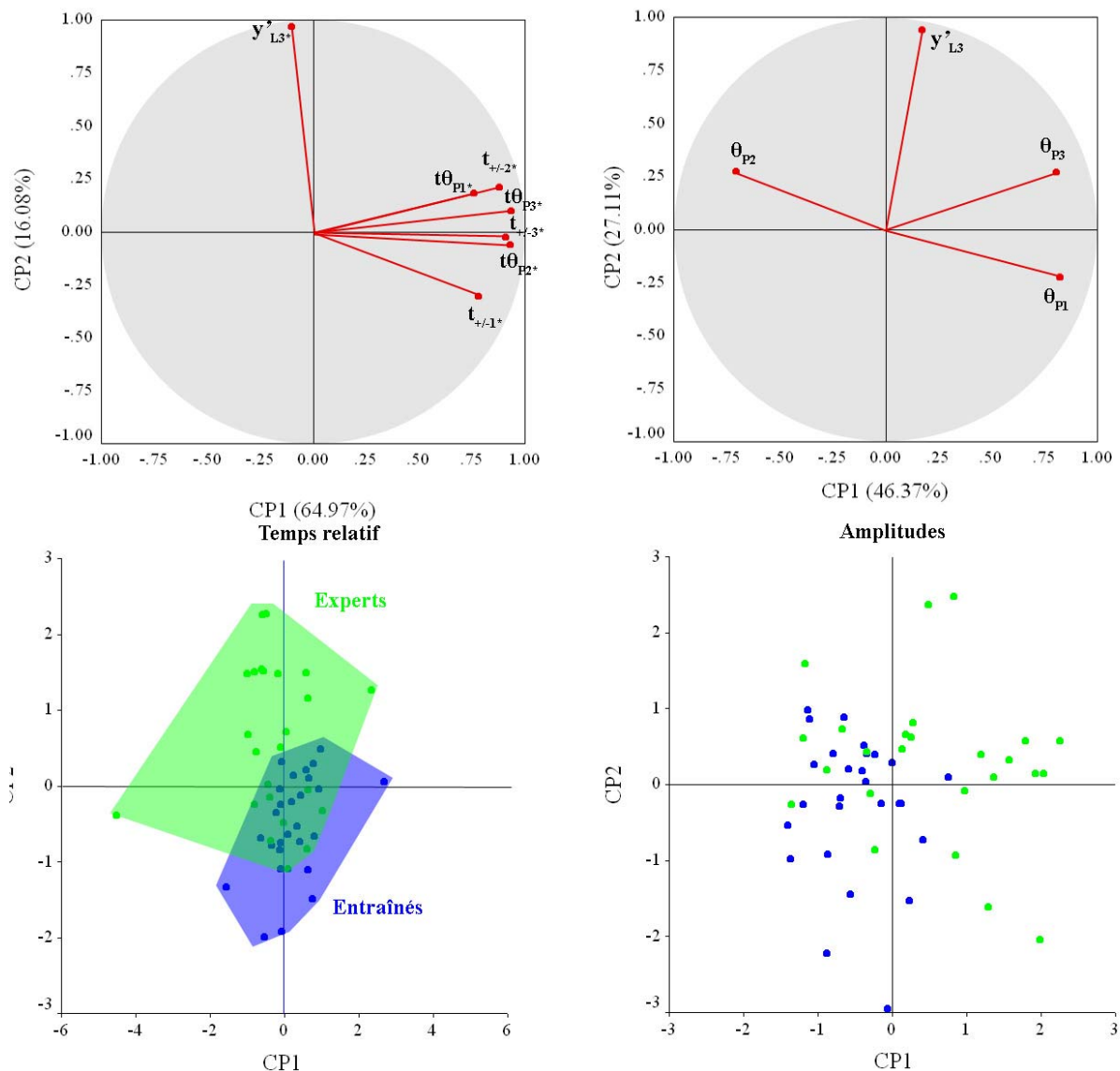


Figure 45 : Premiers plans factoriels et nuage des individus de l'ACP_{5,3}

*En haut : y'_{L3} : vitesse horizontale du CoM au poser 3^{ème} appui ; t_{\pm} : temps angle nul ; θ_p : valeur de l'amplitude ; 1, 2 et 3 : indices chronologiques * : valeur normalisée. En bas : en bleu : les entraînés ; en vert : les experts.*

4.5. FORCES EXTERNES

Nous avons analysé des variables cinétiques liées aux appuis dans les blocs et sur le premier appui. Les composantes des forces horizontale et verticale calculées sont des indicateurs de la double contrainte (avancer et se redresser). Nous avons scindé en deux parties les résultats en fonction des phases : « phase de blocs » et le premier simple appui de course.

4.5.1. « Phase de blocs »

L'intervalle de temps considéré pour cette phase débute au signal de départ (t_0) pour se terminer au quitter du pied placé en avant dans les starting-blocks (t_{fbv}).

Les résultats, Tableau 11, montrent la répartition des forces dans les starting-blocks. Notons que dans la « phase de blocs », les forces de poussées horizontales sur les blocs sont

inférieures à celles mesurées dans l'étude de Cöh *et al.* (1999). Dans notre étude, le pic de force mesuré sur le bloc arrière est plus important que celui effectué sur le bloc avant pour les experts (684 N *vs* 595 N) et c'est l'inverse pour les entraînés (625 N *vs* 301 N). Ce résultat fait ressortir l'importance que joue la jambe arrière dans la « phase de blocs ».

Tableau 11 : Résultats des variables issues de la cinétique au cours de la « phase de blocs »

		T		E	
		Moy	DS	Moy	DS
Bloc arrière	t_{pbr} (s)	0.283**	0.058	0.223	0.039
	t_{pbr**} (%)	48.8**	4.0	45.5	4.5
	pbr (N)	301*	109	684	158
	pbr^* (N.kg ⁻¹)	0.403*	0.105	0.882	0.171
	Ip_{br} (N.s)	37*	11	68	18
	Ip_{br^*} (x 1000)	51*	11	88	21
	Δt_{br} (s)	0.214**	0.03	0.181	0.026
	Δt_{br**} (%)	37.8	6.0	36.7	5.9
Bloc avant	t_{pbv} (s)	0.491**	0.076	0.428	0.048
	t_{pbv**} (%)	85.2*	2.2	87.2	2.8
	pbv (N)	625**	136	595	131
	pbv^* (N.kg ⁻¹)	0.853**	0.074	0.768	0.178
	Ip_{bv} (N.s)	158**	30	138	38
	Ip_{bv^*} (x 1000)	217**	24	180	50
	Δt_{bv} (s)	0.401**	0.053	0.343	0.023
	Δt_{bv**} (%)	69.8*	4.9	70.4	7.0
2 Blocs	t_{p2b} (s)	0.286**	0.062	0.235	0.038
	t_{p2b**} (%)	49.2**	5.2	47.4	4.2
	p2b (N)	712*	200	1104	208
	$p2b^*$ (N.kg ⁻¹)	0.961*	0.16	1.422	0.23
	Ip_{2b} (N.s)	203	37	208	40
	Ip_{2b^*} (x 1000)	280	27	269	47
	Δt_b (s)	0.408**	0.046	0.358	0.02
	Δt_b** (%)	71.2	4.3	72.9	5.5

pbr : pic de force horizontale exercée sur le bloc arrière ; *pbv* : pic de force horizontale exercée sur le bloc avant ; *p2b* : pic de l'addition des forces horizontales exercées sur les deux blocs ; *Ip_{br}* : impulsion réalisée sur le bloc arrière ; *Ip_{bv}* : impulsion réalisée sur le bloc avant ; *Ip_{2b}* : impulsion réalisée sur les deux blocs ; Δ : durée de poussée ; * : normalisation par rapport au poids de corps ; ** : temps et durées relatifs par rapport à l'intervalle de temps entre t_0 et le quitter du bloc avant ; en gras : différence significative entre les deux populations ; * : valeur significativement inférieure par rapport aux experts ; ** : valeurs significativement supérieure par rapport aux experts.

La durée de la poussée sur le bloc arrière étant presque deux fois plus courte que celle réalisée sur le bloc avant (0,181 s *vs* 0,343 s pour les experts et 0,214 s *vs* 0,401 s pour les entraînés), l'impulsion horizontale est deux fois moins grande pour les experts (68 N.s *vs* 138 N.s), mais plus de quatre fois moins grande pour les entraînés (37 N.s *vs* 158 N.s). L'addition des forces horizontales permet de montrer que l'impulsion totale réalisée dans les starting-blocks est fortement influencée par celle du bloc avant (208 N.s *vs* 138 N.s pour les experts, 203 N.s *vs* 158 N.s pour les entraînés). En effet, la répartition des

impulsions dans les blocs est de 66% de l'impulsion totale pour la jambe avant et de 34% pour la jambe arrière chez les experts (78% pour la jambe avant et 22% pour la jambe arrière chez les entraînés). Enfin, l'impulsion totale moyenne est à mettre en relation avec la vitesse horizontale du CoM produite à l'éjection des blocs (E : 3.13 m.s⁻¹ vs T : 3.020 m.s⁻¹). Ces indicateurs semblent montrer que la performance réalisée dans les starting-blocks est directement liée à l'expertise des sujets.

La cinématique du CoM permet de construire la résultante de la vitesse de sortie des blocs, dans les trois dimensions de l'espace. Afin de rendre compte des angles autour de l'axe antéropostérieur, nous avons décomposé ce vecteur suivant les plans sagittal (avancement et redressement) et transverse (avancement et déviation).

L'orientation du vecteur vitesse, dans le plan transverse, à cet instant, dépend du pied placé en arrière dans les starting-blocks : lorsque le pied gauche est en position arrière, le vecteur est orienté vers la gauche et inversement. Pour les représentations et les calculs, nous avons inversé l'orientation de la composante latérale des droitiers.

Ces résultats montrent que, lors de la « phase de blocs », les athlètes s'organisent pour créer une grande vitesse d'éjection majoritairement orientée vers l'avant avec une petite déviation vers le pied initialement en arrière dans les starting-blocks. Cette phase semble répondre à la nécessité de faire avancer le corps dans l'axe avec un redressement peu important.

Tableau 12 : Valeurs des vecteurs vitesse d'éjection (norme et angle)

	<i>T</i>	<i>E</i>
<i>Dans le plan que ce vecteur forme avec l'axe horizontal (VI)</i>	$\ V\ _1 = 3,1 \text{ m.s}^{-1} \text{ (DS 0,12)}$ $\theta_1 = 12,5^\circ \text{ (DS 3,9)}$	$\ V\ _1 = 3,22 \text{ m.s}^{-1} \text{ (DS 0,25)}$ $\theta_1 = 13,3^\circ \text{ (DS 2,8)}$
<i>Dans le plan sagittal (VI_{yz})</i>	$\ V\ _{1,yz} = 3,09 \text{ m.s}^{-1} \text{ (DS 0,12)}$ $\theta_{1,yz} = 12,2^\circ \text{ (DS 4,1)}$	$\ V\ _{1,yz} = 3,22 \text{ m.s}^{-1} \text{ (DS 0,24)}$ $\theta_{1,yz} \text{ « redressement »} = 12,7^\circ \text{ (DS 2,8)}$
<i>Dans le plan transverse (VI_{xy})</i>	$\ V\ _{1,xy} = 3,02 \text{ m.s}^{-1} \text{ (DS 0,11)}$ $\theta_{1,xy} = 2^\circ \text{ (DS 1,3)}$	$\ V\ _{1,xy} = 3,14 \text{ m.s}^{-1} \text{ (DS 0,23)}$ $\theta_{1,xy} \text{ « déviation »} = 3,9^\circ \text{ (DS 1,6)}$

Les comparaisons statistiques, entre les deux populations, montrent que chacune des normes (Tableau 12), présente des différences significatives ($\|V\|_1 : t = 2,398$; $\|V\|_{1,yz} : t = 2,318$; $\|V\|_{1,xy} : t = 2,507$; $p < 0,05$). En ce qui concerne les angles, le test statistique montre que seule la valeur de l'angle dans le plan transverse présente une différence significative entre les deux niveaux d'expertise ($\theta_{1,xy} : t = 5,224$; $p < 0,05$). La Figure 46 présente les résultats dans les plans sagittal et transverse.

Ces résultats attestent que, dans le plan sagittal, les différences observées sur la résultante de la vitesse, au quitter du pied avant, sont principalement influencées par la nécessité de se déplacer vers l'avant. Quant à la composante latérale, dans le plan transverse, on remarque que les experts exploitent davantage cette composante. Cette différence semble contradictoire par rapport au but principal de la tâche qui est de se déplacer vers l'avant. Pour l'expliquer, nous pouvons mettre en correspondance ce résultat avec l'angle initial formé entre les épaules et le bassin qui présente une ouverture plus grande pour les entraînés. Cette configuration les soumettrait à une moins grande contrainte articulaire au

niveau du bassin, ce qui leur permettrait une poussée plus axiale au moment de la sortie des starting-blocks.

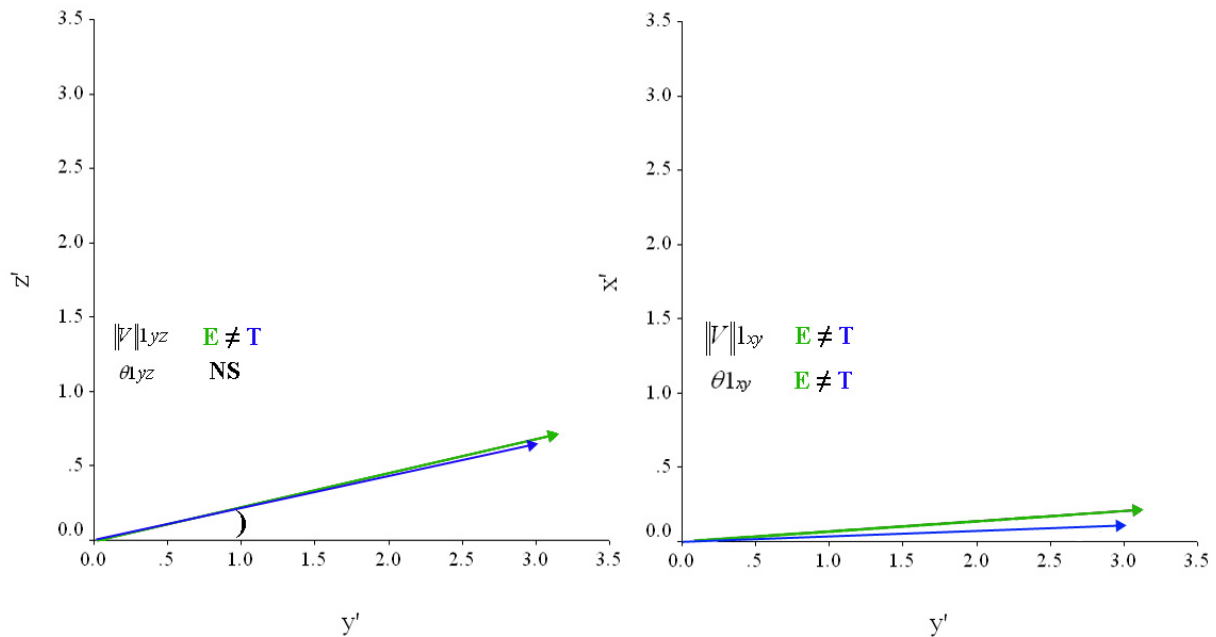


Figure 46 : Vecteurs vitesse d'éjection dans le plan sagittal (à gauche) et le plan transverse (à droite)

T : entraînés ; E : experts ; θ_1 : angle ; $\|v\|^1$: norme ; NS : différence non significative ; \neq : différence significative ; yz : plan sagittal ; xy : plan transverse ; y' : vitesse horizontale ; x' : vitesse latérale ; z' : vitesse verticale.

4.5.2. Premier simple appui de course

L'organisation du 1^{er} appui peut-être considérée comme, en partie, la conséquence de la poussée de la jambe arrière. Il est aussi un appui particulier, parce que, le premier simple appui de course et il présente des caractéristiques dynamiques particulières. En effet, sur l'axe antéropostérieur, la courbe de force présente une phase de freinage très courte suivie d'une phase de propulsion importante. Sur l'axe vertical, nous observons un pic de choc (concomitant au pic de freinage) suivi d'un pic de force verticale. Ces informations vont nous permettre de connaître plus précisément la gestion globale de la double contrainte sur le 1^{er} appui. Les variables étudiées sont présentées dans le Tableau 13.

On remarque, sur l'axe antéropostérieur, une durée de la phase de freinage très courte par rapport à celle de la phase de propulsion (13,4% vs 86,6% du temps d'appui total pour les experts ; 11,6% vs 88,4% pour les entraînés). De même, les forces horizontales exercées présentent une intensité moindre dans la phase de freinage. En effet, l'amplitude du pic de force normalisé est égale à 0,297 N.kg⁻¹ chez les experts, (vs T : 0,23 N.kg⁻¹) alors que lors de la phase de propulsion, l'amplitude de ce pic est égale à 1,014 N.kg⁻¹, (vs T : 0,957 N.kg⁻¹). L'intensité des forces et la durée pendant laquelle elles s'exercent, permet d'obtenir une impulsion horizontale nette de 87,61 N.s, (vs T : 83,61 N.s). Ce résultat indique le gain d'accélération horizontale entre le poser et le quitter du pied sur le 1^{er} appui. A partir du calcul par intégration de la courbe d'accélération, nous avons calculé le gain de vitesse du CoM sur le 1^{er} appui (E : 1,178 m.s⁻¹ vs T : 1,146 m.s⁻¹).

Tableau 13 : Résultats des variables issues de la cinétique au cours du premier appui

Axe Horizontal				
	T		E	
	Moy	DS	Moy	DS
tpRy- (s)	0.638••	0.081	0.562	0.048
tpRy-•• (%)	8.5•	0.02	9.90	2.60
pRy- (N)	-178.17	202.96	-230.11	155.29
pRy-• (N.kg-1)	-0.23	0.24	-0.30	0.2
ty→y+ (s)	0.645••	0.08	0.569	0.048
ΔtRy- (s)	0.023•	0.004	0.026	0.005
ΔtRy-•• (%)	11.6•	1.9	13.4	2.9
IRy- (N.s)	-1.642•	1.814	-2.33	1.56
IRy-• (x 1000)	-2•	2	-3	2
tpRy+ (s)	0.764••	0.082	0.677	0.053
tpRy+•• (%)	89.0••	0.032	86.1	2.5
pRy+ (N)	695.98•	140.39	784	98
pRy+• (N.kg-1)	0.957•	0.137	1.014	0.161
ΔtRy+ (s)	0.181••	0.024	0.170	0.017
ΔtRy+•• (%)	88.4••	9.5	86.6	8.7
IRy+ (N.s)	85.36•	12.506	89.99	9.57
IRy+• (x 1000)	114	21	118	9
IRy (N.s)	83.61	12.56	87.61	9.49
IRy• (x 1000)	114	9	113	16
y' _{L1→T1} (m.s-1)	1.146	0.075	1.178	0.105
y''tpRy+ (m.s-2)	9.499•	1.111	10.601	0.937
y''tpRz (m.s-2)	8.685•	1.249	9.653	1.229

Axe vertical				
Variables	T		E	
	Moy	SD	Moy	SD
tpRz (s)	0.739••	0.082	0.654	0.05
tpRz•• (%)	54.20	4.1	54.50	4.70
ΔtRz (s)	0.204••	0.025	0.195	0.016
pRz (N)	1626.77	277.81	1608	175
pRz• (N.kg-1)	2.236••	0.331	2.109	0.177
IpRz (N.s)	196.06••	29.73	184.84	26.2
IpRz• (x 1000)	272••	0.035	239	37
z' _{L1→T1} (m.s-1)	2.709••	0.365	2.477	0.255
z''tpRz (m.s-2)	21.878	2.949	21.842	1.93
z''tpRy+ (m.s-2)	20.301	3.166	19.887	2.326

t : instant de l'événement depuis le signal de départ ; *p* : pic de force ; *I* : impulsion ; Δt : durée de la phase ; * : normalisation par rapport au poids de corps ; •• : temps et durées relatifs par rapport à la durée de l'appui ; DS : déviation standard.

axe antéropostérieur, Ry- : freinage ; y→y+ : passage du freinage à la propulsion ; Ry+ : propulsion ; Ry : propulsion nette ; y' _{L1→T1} : gain de vitesse horizontale sur le premier appui ; y''tpRy+ : accélération horizontale à tpRy+ ; y''tpRz : accélération horizontale à tpRz.

axe vertical : Rz : force verticale ; z' _{L1→T1} : gain de vitesse verticale ; z''tpRz : accélération verticale à tpRz ; z''tpRy+ : accélération verticale à tpRy+.

Sur l'axe vertical, le pic de force est situé le plus souvent avant celui sur l'axe horizontal, peu après 50% de l'appui, et son intensité est égale à plus de deux fois le poids de corps (E : 2,109 N.kg⁻¹ vs T : 2,236 N.kg⁻¹), alors qu'elle est juste autour du poids de corps sur la

composante horizontale. L'impulsion verticale produite est importante (E : 184,84 N.s vs T : 196,06 N.s), alors que l'impulsion horizontale nette ne représente que 47,4% de cette valeur. Ce qui induit une vitesse verticale maximum calculée (issue de la force de réaction verticale) de 2,477 m.s⁻¹ pour les experts et de 2,709 m.s⁻¹ pour les entraînés.

La comparaison statistique montre que, sur l'axe antéropostérieur, le pic de freinage normalisé ne présente pas de différences significatives entre les deux niveaux d'expertise étudiés (p_{Ry^-} : T = -0,23 N.kg⁻¹ vs E = -0,30 N.kg⁻¹ ; $t = -1,653$; $p = 0,101$) alors que le pic de propulsion est significativement plus important pour les experts (p_{Ry^+} : T = 0,957 N.kg⁻¹ vs E = 1,014 N.kg⁻¹ ; $t = 3,131$; $p < 0,05$). Ce résultat permet de faire l'hypothèse que la phase de propulsion au 1^{er} appui est un paramètre de performance et la phase de freinage un paramètre lié à la pose de l'appui. Cependant, cette différence d'intensité de force ne se traduit pas par une impulsion nette normalisée et un gain de vitesse plus important pour la population des experts. En effet, le test statistique ne présente pas de différence significative pour ces variables ($I_{p_{Ry}}$: $t = -0,480$; $p = 0,632$; $y'_{L1 \rightarrow T1}$: $t = 1,756$; $p = 0,082$), du fait de l'allongement de la durée d'appui chez les entraînés.

Sur l'axe vertical, le pic de force maximum normalisé montre une différence significative, indiquant que les experts présentent un pic de force moins important que les entraînés (p_{Rz} : T = 2,236 N.kg⁻¹ vs E = 2,109 N.kg⁻¹ ; $t = -2,646$; $p < 0,05$). Sur cet axe, les tests statistiques montrent que les entraînés présentent une impulsion et une vitesse verticale significativement plus importantes que les experts ($I_{p_{Rz}}$: T = 272 N.s.kg⁻¹ vs E = 239 N.s.kg⁻¹, $t = -4,773$; $p < 0,05$; $z'_{L1 \rightarrow T1}$: T = 2,709 m.s⁻¹ vs E = 2,477 m.s⁻¹ ; $t = -4,083$; $p < 0,05$). Il semble donc que les forces développées sur cet axe soient minimisées par les experts afin d'éviter un redressement trop important.

Enfin, le calcul des vitesses et des accélérations réalisées à différents instants (Figure 47) de l'appui permet de construire les résultantes de la vitesse et de l'accélération dans les trois dimensions et, selon les plans sagittal et transverse (Figure 48 et Figure 49). Ces vecteurs permettent d'étudier, l'orientation des forces aux instants où elles sont maximales. Les valeurs des normes et des angles sont présentées dans le Tableau 14.

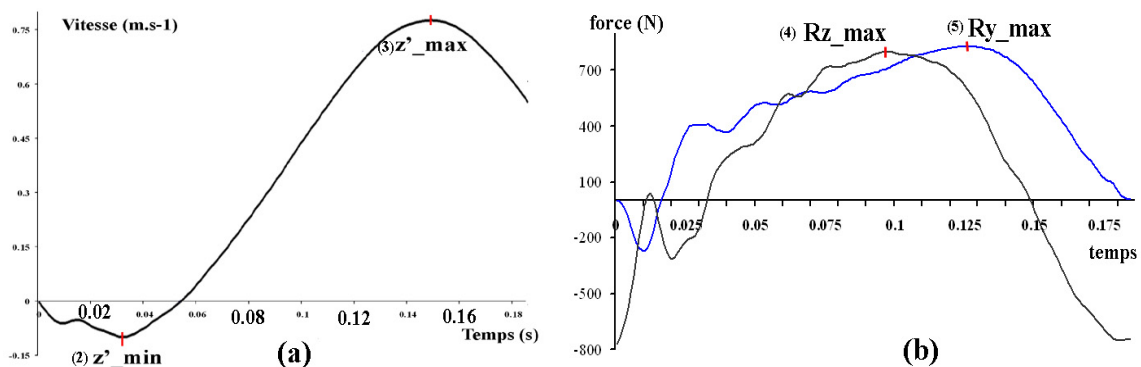


Figure 47 : Instants des évènements du 1^{er} appui auxquels sont construits les vecteurs vitesse et accélération

(a) vitesse verticale (issue de ΔRz) : (2) z'_min : pic de vitesse verticale minimum ; (3) z'_max : pic de vitesse verticale maximum ; (b) : force verticale sans la valeur du poids (en gris) et force horizontale (en bleu) ; (4) Rz_max : pic de force verticale ; (5) Ry_max : pic de force horizontale.

Vecteurs vitesse

En ce qui concerne les vecteurs vitesses (Figure 48), on remarque au minimum de la vitesse verticale, dans la 1^{ère} partie de l'appui, que le vecteur est orientée vers le bas, proche de la verticale basse, i.e. proche de l'arrêt antéropostérieur et latéral, et aucune différence significative ne se dégage entre les deux populations, dans les deux plans. Cette orientation est fortement influencée par le choc au poser de l'appui.

Au maximum de la vitesse verticale, dans le second temps de l'appui, les vecteurs présentent une orientation principale dans le sens du déplacement. Néanmoins, la composante verticale traduit une montée non négligeable du CoM lors de l'appui, bien plus importante qu'à la sortie des starting-blocks. Seule la norme dans le plan transverse est significativement différente entre les deux populations, plus grande pour les experts. En revanche, les angles des vecteurs présentent tous des différences significatives : les entraînés présentent une orientation plus verticale et moins latérale que les experts, exactement comme à la sortie des blocs. Il s'agit donc d'un comportement qui perdure sur les premiers instants de course. Il faut néanmoins noter que l'angle du vecteur vitesse V3 présente une déviation, du côté du pied controlatéral, non négligeable, dans le plan transverse pour les deux populations.

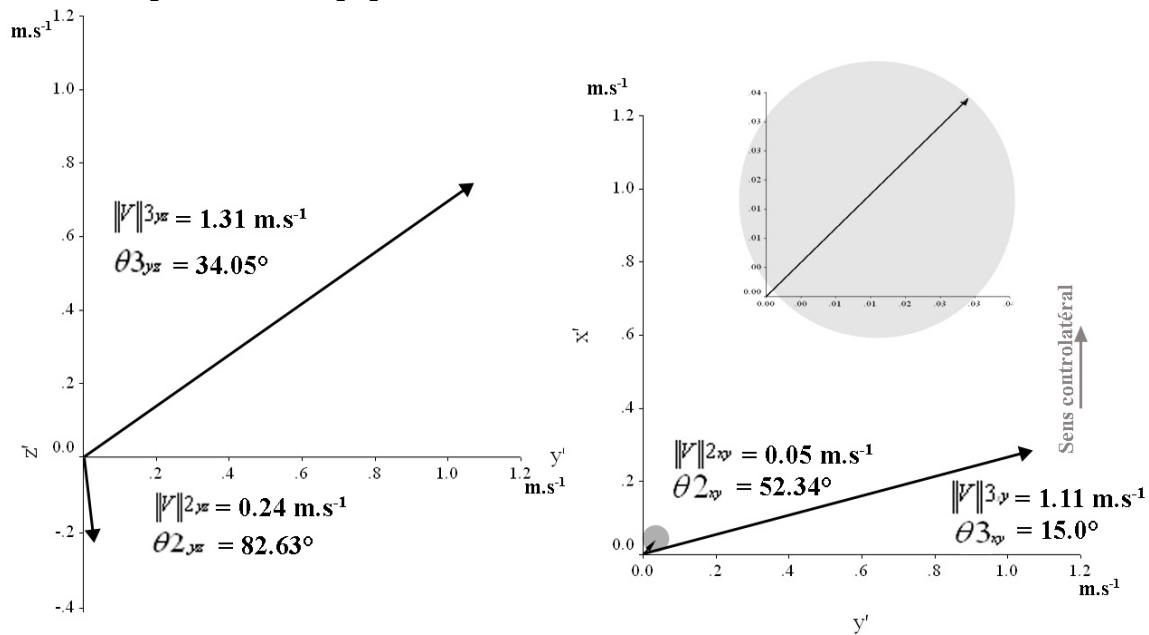


Figure 48 : Vecteurs vitesse au cours du premier appui, dans le plan sagittal (à gauche) et dans le plan transverse (à droite) pour les experts

$\|V\|$: norme des vecteurs vitesse au cours du premier appui ; θ : angle des vecteurs ; yz : plan sagittal ; xy : plan transverse ; (2) : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum ; (3) : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum ; y' : vitesse antéropostérieure ; x' : vitesse latérale ; z' : vitesse verticale ; cercle gris : gros plan sur le vecteur V2_{xy}

Vecteurs accélération

Le vecteur accélération (Figure 49), dans le plan sagittal, est dirigé principalement vers le haut à l'instant du pic vertical, puis se réoriente vers l'avant, à l'instant du pic de propulsion, avec une norme qui diminue.

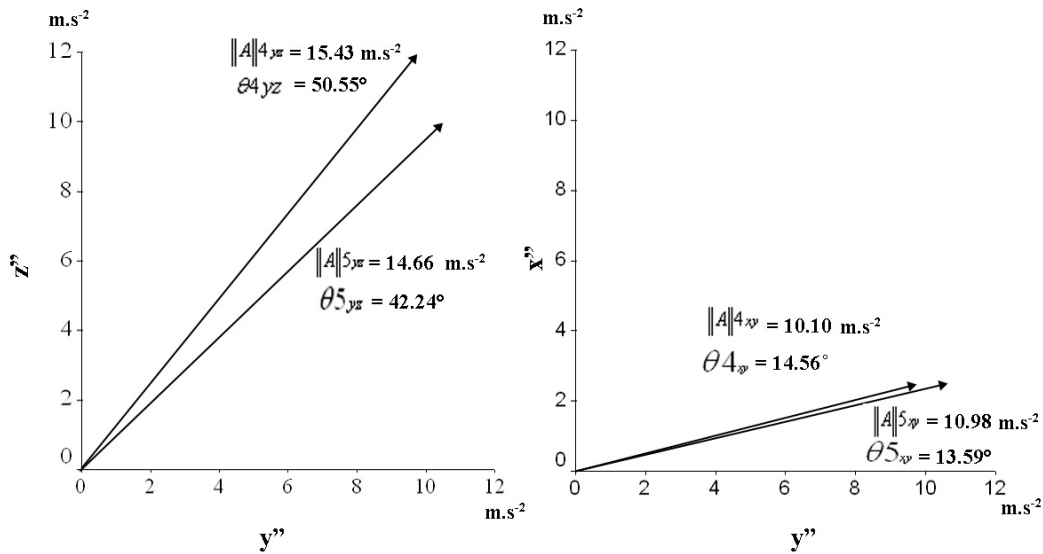


Figure 49 : Vecteurs accélération au 1^{er} appui pour les expert

Plans sagittal (à gauche) et transverse (à droite) ; $\|A\|$: norme ; θ : angle ; 4 : à l'instant du pic de force verticale (Rz_{max}) ; 5 : à l'instant du pic de force antéropostérieure (Ry_{max}) ; yz : plan sagittal ; xy : plan transverse ; y'' : accélération antéropostérieure ; x'' : accélération latérale ; z'' : accélération verticale.

Dans le plan transverse, l'orientation de ces vecteurs marque une déviation, du côté du pied avant, non négligeable et cette déviation est *quasi* identique (pas de différences significatives) pour les deux instants.

La comparaison des vecteurs accélérations entre les deux niveaux d'expertise montre que ce sont essentiellement les orientations qui présentent des différences significatives. Dans le plan global et le plan sagittal (xyz et yz), les experts présentent un angle moins important que les entraînés pour les deux instants. Ce résultat semble montrer que les experts limitent l'angle de redressement sur le premier appui alors que les entraînés orientent leur mouvement davantage vers le haut. Cela confirme les observations effectuées lors de l'interprétation des résultats de la cinétique du premier appui de course. On observe l'inverse en ce qui concerne l'angle dans le plan transverse (xy), les experts présentant un plus grand vecteur accélération (norme et angle) que les entraînés.

L'organisation du premier simple appui de course présente deux caractéristiques : la première peut être considérée comme un élément inhérent à l'appui et se situe dans la phase de freinage. La seconde est de l'ordre de la performance et plus précisément de la gestion du redressement du corps lors de la phase de propulsion. Ce redressement est accompagné d'une composante latérale moins importante pour les experts au maximum de la vitesse de descente du corps au début de l'appui et plus importante au maximum de la vitesse de remontée du corps au cours de l'appui que pour les entraînés. L'orientation des forces sur cet axe semble permettre aux experts de produire plus de vitesse horizontale et de minimiser la vitesse verticale. Il est intéressant de constater que cette construction de la performance semble contradictoire avec les résultats déjà établis pour la phase de vitesse stabilisée d'un 100 mètre. En effet, lors de la course à pleine vitesse, on remarque que les sprinters de haut niveau présentent un alignement des segments plus important que ceux des sprinters de moins bon niveau. Les experts semblent donc utiliser davantage, dans les premiers instants de course, les forces sur l'axe latéral pour créer plus de vitesse que les entraînés.

Tableau 14 : Comparaison des vecteurs vitesse et accélération dans trois plans pour les deux populations

	T		E		E vs T	T		E		E vs T
	tz' min (2)				Student	tz' max (3)				Student
	Moyenne	DS	Moyenne	DS	t	Moyenne	DS	Moyenne	DS	t
Vecteur vitesse										
$\ V\ _{xyz}$ (m.s ⁻¹)	0.23	0.067	0.25	0.06	0.946	1.39	0.20	1.34	0.17	-1.128
θ_{xyz} (°)	83.8	7.81	82.8	5.62	-0.642	41.3	6.84	36.2	5.14	-3.792
$\ V\ _{yz}$ (m.s ⁻¹)	0.23	0.066	0.24	0.07	0.889	1.37	0.20	1.31	0.18	-1.401
θ_{yz} (°)	83.7	7.89	82.6	5.77	-0.679	40.2	7.46	34.1	5.50	-4.166
$\ V\ _{xy}$ (m.s ⁻¹)	0.05	0.02	0.05	0.01	1.141	1.05	0.08	1.11	0.11	2.031
θ_{xy} (°)	58.5	38.03	52.3	26.72	-0.843	11.6	6.32	15.0	4.85	2.743
	tz max (4)					tRy max (5)				
Vecteur accélération										
$\ A\ _{xyz}$ (m.s ⁻²)	15.26	2.92	15.65	1.92	0.856	14.21	2.9	14.95	2.08	1.716
θ_{xyz} (°)	54.6	4.61	51.2	3.18	-4.622	46.2	6.89	43.7	5.69	-2.179
$\ A\ _{yz}$ (m.s ⁻²)	15.15	2.95	15.43	1.90	0.533	14.02	2.91	14.66	2.03	1.371
θ_{yz} (°)	54.2	4.84	50.6	3.23	-4.843	45.7	7.43	42.4	5.97	-2.557
$\ A\ _{xy}$ (m.s ⁻²)	8.88	1.24	10.10	1.11	5.409	9.64	1.11	10.98	0.97	6.698
θ_{xy} (°)	10.8	5.99	14.6	4.49	3.796	8.9	4.79	13.6	3.81	5.771

Au cours du 1^{er} appui ; T : entraînés ; E : experts ; $\|A\|$: norme des vecteurs accélération ; $\|V\|$: norme des vecteurs vitesse ; θ : angle des vecteurs ; xyz : plan en trois dimensions ; yz : plan sagittal ; xy : plan transverse ; (2) : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum ; (3) : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum ; (4) : à l'instant du pic de force verticale maximum ; (5) : à l'instant du pic de force antéropostérieure maximum ; en gras : les valeurs des coefficients de corrélation significatifs à $p < 0,05$.

4.5.3. Performance et orientation des vecteurs vitesse dans le plan sagittal (ACP₆)

La vitesse atteinte au troisième appui, le vecteur vitesse d'éjection à la sortie des blocs et les vecteurs vitesses aux instants des pics (minimum et maximum) de la vitesse verticale dans le plan sagittal (yz) sont les variables actives de l'ACP₆. L'objectif de cette analyse se focalise sur l'orientation des vecteurs vitesse dans la gestion de la performance.

Analyse des trois premières CP de l'ACP₆₋₁ (experts)

L'ACP₆₋₁ (Figure 50) indique que la performance (y'_{L3}) est significativement liée au vecteur d'éjection : norme ($r = 0,799$; $p < 0,05$) et angle ($r = 0,445$; $p < 0,05$). Le premier plan factoriel indique aussi que pour les deux autres vecteurs, chaque norme est liée à son angle ($r = 0,271$ pour le minimum et $r = 0,642$ pour le maximum). Mais ces variables ne sont pas liées à la performance sauf pour la norme de V_2 dans une relation négative. CP1 est fortement représentée par la performance (vitesse atteinte au poser du 3^{ème} appui) et par le vecteur d'éjection, c'est donc un axe lié à l'avancement. CP2 est représentée par le vecteur à l'instant du maximum de vitesse verticale au cours du 1^{er} appui. Quant à CP3, elle est bien représentée par le vecteur à l'instant du minimum de vitesse verticale au cours du 1^{er} appui, cet axe serait un axe représentatif de la descente du corps en relation avec l'amortie du

ped au contact. Si bien que CP2 pourrait être l'axe de compromis qui résulterait d'un déséquilibre contrôlé à la sortie des blocs et d'une descente minimisée au premier contact qui suit.

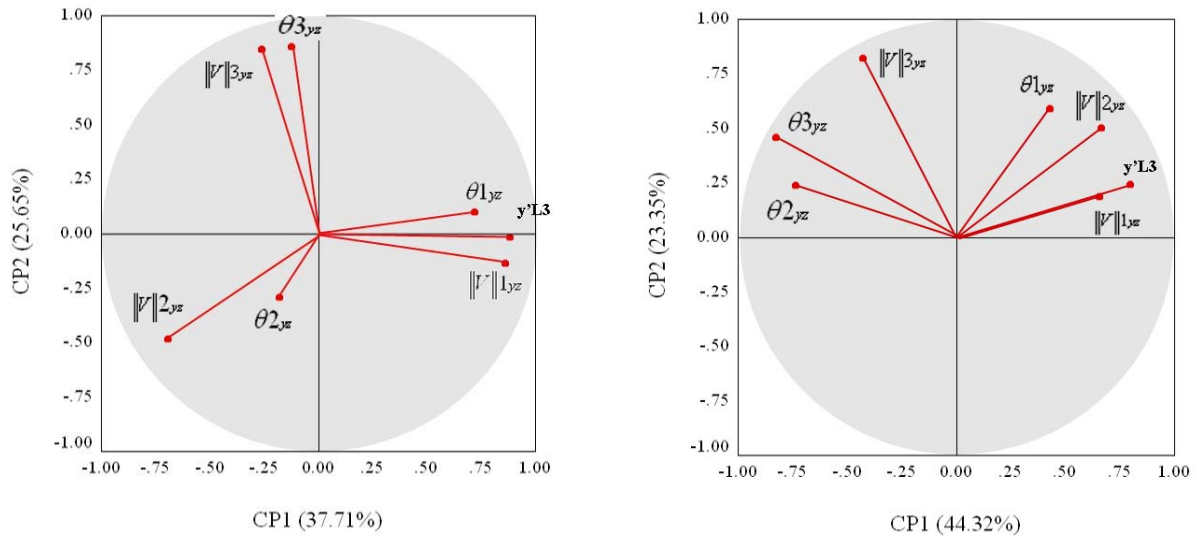


Figure 50 : Premier plan factoriel de l'ACP₆₋₁ (à gauche) et de l'ACP₆₋₂ (à droite)

$y'L_3$: vitesse horizontale du CoM au poser 3^e appui ; yz : plan sagittal ; $\|V\|$: norme des vecteurs vitesse ; θ : angle des vecteurs ; yz : plan sagittal ; 1 : à l'instant de l'éjection ; 2 : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum au 1^{er} appui ; 3 : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum au 1^{er} appui.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₆₋₂ (entraînés)

L'ACP₆₋₂ présente deux composantes principales (Figure 50). Le côté positif de CP1 est représentée par la norme du vecteur d'éjection (V_1) et la performance ($y'L_3$), ainsi que la norme du vecteur à l'instant du minimum de la vitesse verticale du premier appui (V_2). Du côté négatif de CP1, nous trouvons les angles des vecteurs vitesse au 1^{er} appui. Les corrélations montrent que la performance ($y'L_3$) est fortement liée à ces variables, sauf avec θ_{1yz} (direction sagittal de la vitesse d'éjection) et $\|V\|_{3yz}$ (norme à l'instant de la vitesse verticale maximale), la relation est positive avec les normes et négative avec les angles. En effet, on remarque dans la matrice de corrélations que l'un des plus forts coefficients est celui qui lie la performance à la norme du vecteur d'éjection ($\|V\|_{1yz}$). La CP2 est bien représentée par la norme du vecteur vitesse à l'instant du maximum de la vitesse verticale (V_3). Toutes les variables sont du côté positif de cette composante. Dans la matrice des corrélations, ce vecteur V_{3yz} , présente un lien positif fort entre sa norme et son angle ($r = 0,734$; $p < 0,05$). Les entraînés ne présentent pas, comme les experts, de relation entre l'angle et la norme du vecteur à l'instant du minimum de la vitesse verticale (V_2). De même, ils ne présentent pas la même relation entre la performance et les vecteurs de vitesse que les experts. En effet, les entraînés montrent des liens forts entre les vecteurs et la performance, ce qui est moins le cas pour les experts.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₆₋₃ (deux populations)

L'ACP₆₋₃ présente deux composantes principales. CP1 est bien représentée par la vitesse atteinte au poser du 3^e appui ($y'L_3$) ainsi que par la norme du vecteur d'éjection ($\|V\|_{1yz}$). Ces deux variables montrent d'ailleurs une forte corrélation positive ($r = 0,749$). CP2 semble être représentée par la norme du vecteur $\|V\|_{2yz}$. Dans cette analyse, seul ce vecteur vitesse

ne présente pas de lien entre ses deux composantes. Enfin, on remarque que la performance est liée aux angles des vecteurs vitesse par des coefficients négatifs pour V2 et V3 et par un coefficient positif pour le vecteur d'éjection. Ces résultats indiquent que la vitesse atteinte au 3^e appui est liée à l'élévation du CoM sur les premiers instants de course. Sur la répartition des individus sur les deux composantes, on observe que les deux niveaux d'expertise se regroupent, dans l'ensemble, sur le centre du plan, avec une tendance à un plus grand vecteur d'éjection pour les experts mais une grande variabilité inter-individuelle sur les autres variables (Figure 51). Ce résultat indique que la performance est un compromis entre les variables « actives » de l'analyse.

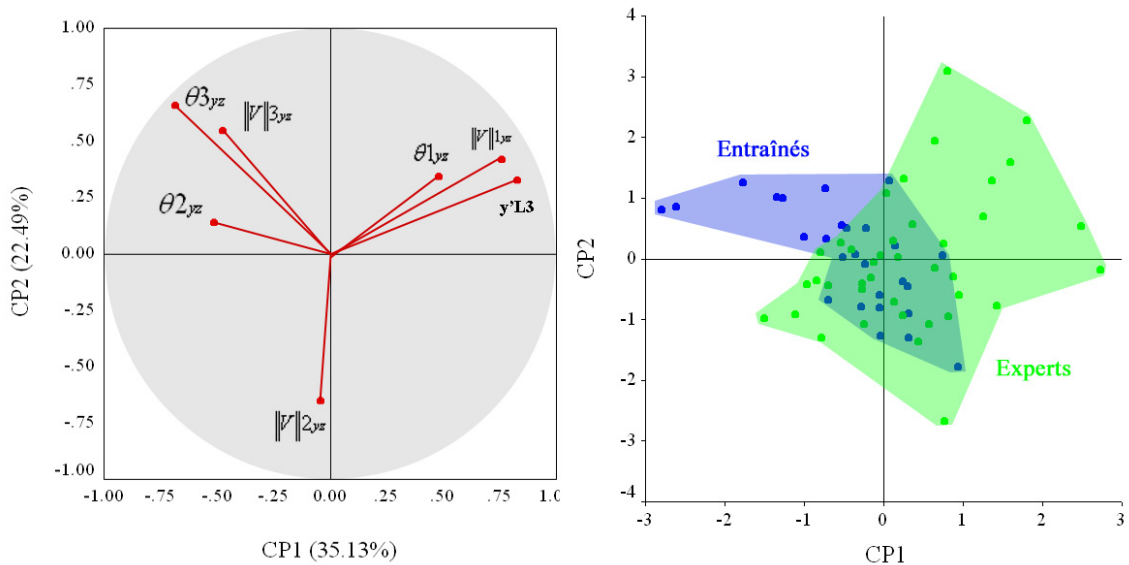


Figure 51 : Premier plan factoriel et nuage des individus de l'ACP₆₋₃

A gauche : $y'L_3$: vitesse horizontale du CoM au poser du troisième appui ; yz : plan sagittal ; $\|V\|$: norme des vecteurs vitesse ; θ : angle des vecteurs ; yz : plan sagittal ; 1 : à l'instant de l'éjection ; 2 : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum au 1^{er} appui ; 3 : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum au 1^{er} appui. A droite : en bleu : la population des entraînés ; en vert : la population des experts.

4.5.4. Performance et orientation des vecteurs vitesse dans le plan transverse (ACP₇)

Les variables « actives » de l'ACP₇ (avec rotation Varimax) sont les variables concernant les vecteurs vitesses dans le plan transverse (à la sortie des blocs et aux instants des pics minimum et maximum de la vitesse verticale au 1^{er} appui) et la performance ($y'L_3$). L'objectif de cette analyse est de mettre en relation les déviations latérales du mouvement de la course avec la performance.

Analyse des composantes principales de l'ACP₇₋₁ (experts)

Lors de cette analyse (Figure 52), dans le plan transverse, nous observons trois composantes principales. CP1 est bien représentée par l'indicateur de performance ($y'L_3$) et la norme du vecteur vitesse d'éjection ($\|V\|_{1,yz}$). CP2 est fortement représentée par la norme du vecteur vitesse à l'instant du pic maximum de la vitesse verticale au 1^{er} appui ($\|V\|_{3,yz}$). Enfin, CP3 est représentée par le vecteur vitesse à l'instant de minimum de la vitesse verticale au 1^{er} appui (norme : $\|V\|_{2,yz}$ et angle : $\theta_{2,yz}$). Les résultats indiquent que les normes du vecteur d'éjection et celle au minimum de la vitesse verticale au cours du 1^{er} appui sont

liées positivement à la performance. Il en est donc de même dans les plans sagittal et transverse. Il semble aussi important de souligner que la norme de ces vecteurs est liée à leur angle, positivement pour le vecteur d'éjection ($r = 0,577$; $p < 0,05$) et négativement pour le vecteur à l'instant du minimum de la vitesse verticale ($r = -0,257$; $p < 0,05$). La performance est aussi liée à l'angle transverse au maximum de vitesse verticale au 1^{er} appui ($r = 0,409$). Lorsque le CoM est à son minimum de vitesse verticale, le vecteur transverse présente une norme et un angle qui s'oppose en grandeur.

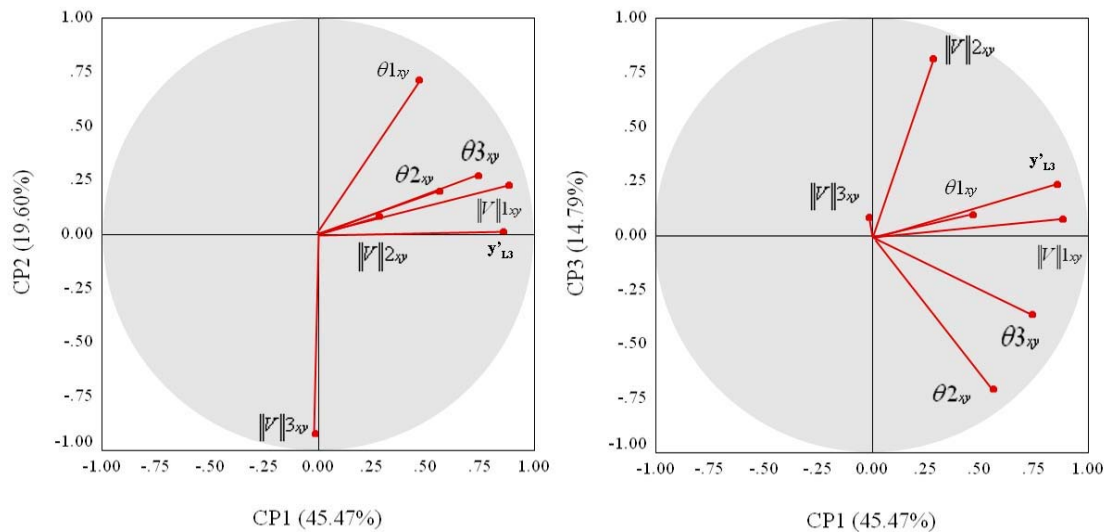


Figure 52 : Premier plan factoriel de l'ACP₇₋₁ et représentation de la CP3

$\|V\|$: norme des vecteurs vitesse ; θ : angle des vecteurs ; xy : plan transverse ; 1 : à l'instant de l'éjection ; 2 : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum au 1^{er} appui ; 3 : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum au 1^{er} appui ; en gras : les valeurs des coefficients de corrélation significatifs à $p < 0,05$.

En résumé, une meilleure performance s'obtient avec un grand vecteur d'éjection transverse orienté du côté de la jambe arrière, une grande norme et plutôt un petit angle à l'instant du minimum de la vitesse verticale et un grand angle à l'instant du maximum de la vitesse verticale. Il est intéressant de souligner l'indépendance de la performance avec la norme du vecteur vitesse à l'instant du maximum de vitesse verticale, mais pas avec son angle, ce qui signifie que le rapport des deux composantes est plus important que leurs valeurs.

Analyse des composantes principales de l'ACP₇₋₂ (entraînés)

L'analyse des essais des entraînés (Figure 53) fait ressortir trois composantes principales. CP1 est représentée par les normes des vecteurs vitesse V2 et V3 ainsi que par la vitesse horizontale au poser du 3^e appui (y'_{L3}). Ces normes ainsi que celle du vecteur d'éjection sont liées à la performance. Nous retrouvons également les relations observées pour les experts entre les normes des vecteurs vitesses et leurs angles. Toutefois, le vecteur V3 montre une relation positive avec son angle alors qu'elle est absente chez les experts. CP2 est bien représentée par le vecteur vitesse d'éjection (V1), plus particulièrement l'angle de ce vecteur qui semble se comporter de manière indépendante par rapport à la performance. CP3 est bien représentée par les deux angles mesurés au cours du 1^{er} appui, dans le plan transverse. La performance des entraînés semble s'obtenir par de grands vecteurs vitesse à la sortie des blocs et sur l'appui accompagnés d'une déviation, dans le

plan transverse, minime puisque, soit il n'y a pas de relation (angles 1 et 3), soit la relation est à l'inverse des experts (angle 2).

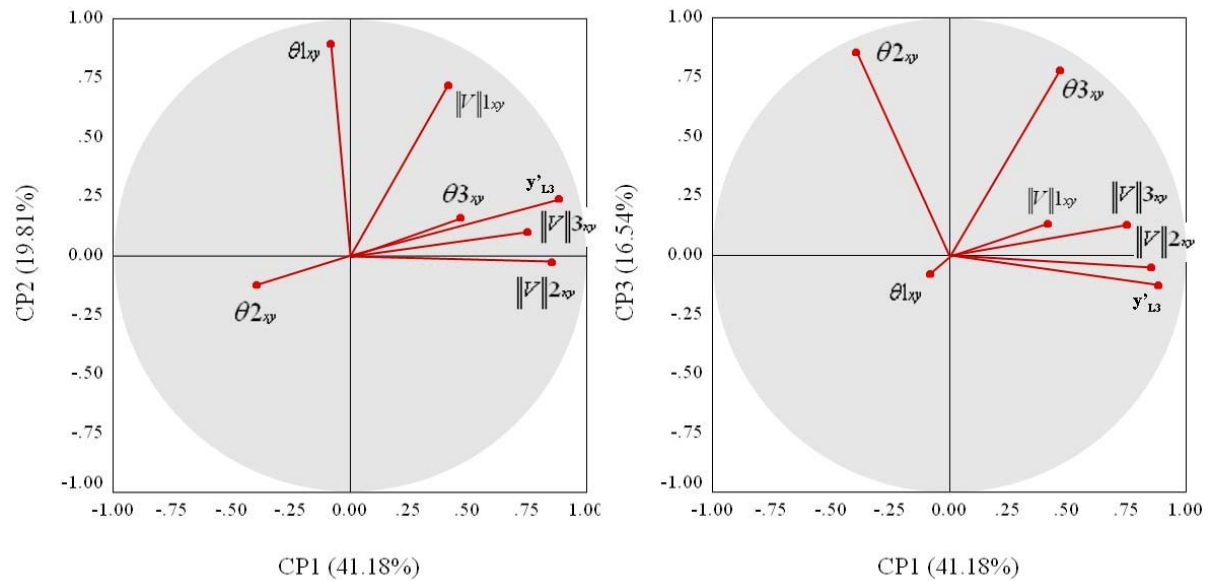


Figure 53 : Premier plan factoriel (à gauche) et représentation de CP3 (à droite) de l'ACP₇₋₂

$\|V\|$: norme des vecteurs vitesse ; θ : angle des vecteurs ; xy : plan transverse ; 1 : à l'instant de l'éjection ; 2 : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum au 1^{er} appui ; 3 : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum au 1^{er} appui.

Analyse du premier plan factoriel de l'ACP₇₋₃ (deux populations)

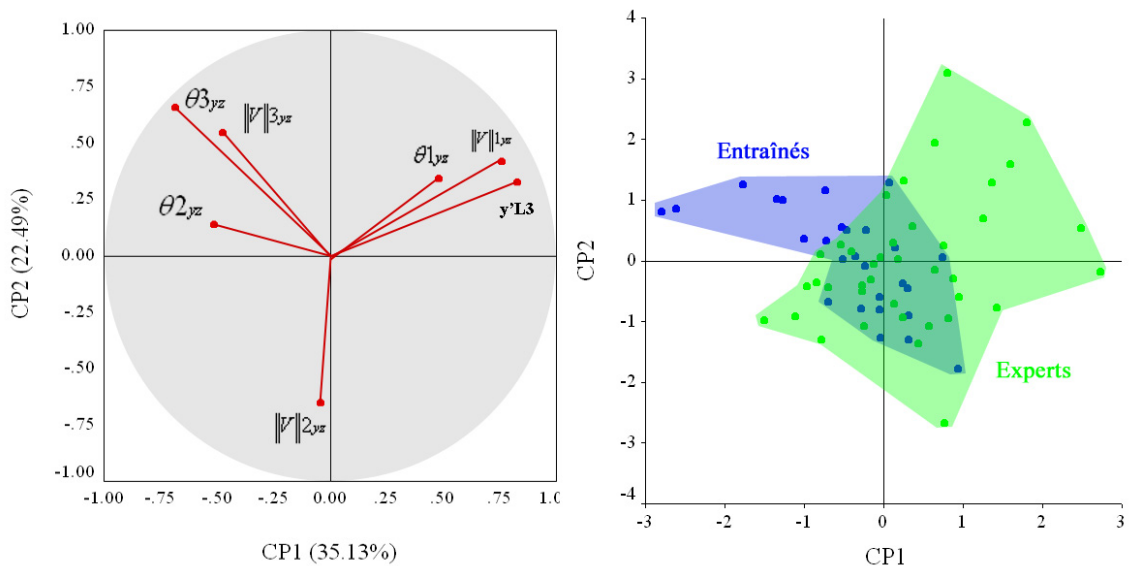


Figure 54 : Premier plan factoriel (à gauche) et nuage des individus (à droite) de l'ACP₇₋₃

A gauche : $\|V\|$: norme des vecteurs vitesse ; θ : angle des vecteurs ; xy : plan transverse ; 1 : à l'instant de l'éjection ; 2 : à l'instant du pic de vitesse verticale minimum au 1^{er} appui ; 3 : à l'instant du pic de vitesse verticale maximum au 1^{er} appui. A droite : en bleu : la population des entraînés ; en vert : la population des experts.

L'ACP₇₋₃ qui présente deux composantes principales permet d'observer que la relation qui lie le vecteur d'éjection (norme et angle) est toujours présente avec un coefficient de corrélation élevé. Elle représente la CP1. CP2 est bien représentée par l'angle du vecteur V2. Sa position dans le cercle des corrélations indique qu'il semble se comporter

indépendamment de la performance. Cependant, il conserve la relation négative qui le lie à sa norme ($r = -0,361$; $p < 0,05$).

La performance semble donc être très liée à la vitesse du CoM (intensité et orientation), dans le plan transverse, lors de la « phase de blocs » et lors du premier appui. La répartition des individus (Figure 54) montre que la plupart sont regroupés autour du centre des composantes. Pourtant, nous pouvons distinguer sur l'axe 1 que les experts sont répartis plutôt du côté positif et que les entraînés sont répartis plutôt du côté négatif. Les experts privilégient donc le vecteur d'éjection et alors que les entraînés le minimisent. Les entraînés sont moins dispersés selon la CP2.

4.6. SYNERGIES MUSCULAIRES LORS DU DEPART

Dans cette étude, les analyses cinétique et cinématique permettent d'appréhender le comportement global et segmentaire des athlètes lors du départ. Les résultats obtenus permettent de faire émerger certains indicateurs de la gestion et de l'organisation de la double contrainte. Cependant, pour détailler davantage le redressement et l'avancement du corps, nous avons mesuré l'activité électromyographique de muscles particuliers. Le choix des muscles du bas du corps a été établi pour étudier la chaîne d'extension de la jambe située en arrière dans les starting-blocks, tout en tenant compte de la littérature. Pour les muscles du haut du corps, le choix a été établi suite à des tests réalisés au préalable.

Le *gluteus maximus* (abducteur et adducteur) assure la fonction d'extenseur et de rotateur externe de la cuisse, il permet également la fixation du bassin afin d'éviter sa bascule. Le *rectus femoris* permet la flexion de la hanche et l'extension du genou. Le dernier muscle étudié dans la chaîne du membre inférieur est le *gastrocnemius lateralis*. Il fait parti du *triceps surae* qui assure l'extension dorsale du pied. Le *gastrocnemius* a une importance particulière dans le soulevé du talon et la flexion du genou, lors de la marche. En ce qui concerne les muscles du haut du corps, le *trapezius superior* assure le rôle de stabilisateur de la ceinture scapulaire en position statique. En dynamique, il permet une rotation de l'omoplate ainsi qu'une élévation de l'épaule. Le *pectoralis superior* (au niveau de la clavicule) permet, lorsque le bras est en abduction, de réaliser une antépulsion similaire à celle effectuée lors de la nage. Lorsque le bras est levé, il permet d'effectuer une adduction et une rotation interne du bras. Quant à l'*erector spinae*, il participe à l'extension du dos, mais il permet également l'inclinaison du tronc. Il assure, enfin, la rotation contralatérale du dos (Kahle, Leonhardt & Platzner, 1978).

L'analyse des synergies musculaires a été effectuée en deux temps. Nous nous sommes intéressés, dans un premier temps, à la « phase de blocs étendue » en quantifiant seulement la production d'activité électrique par phase, et dans un second temps, de la bipédie jusqu'au 3^e appui, en établissant aussi la chronologie de l'activité musculaire.

Un exemple d'enregistrement de l'activité électromyographique d'un sujet expert est présenté par la Figure 55.

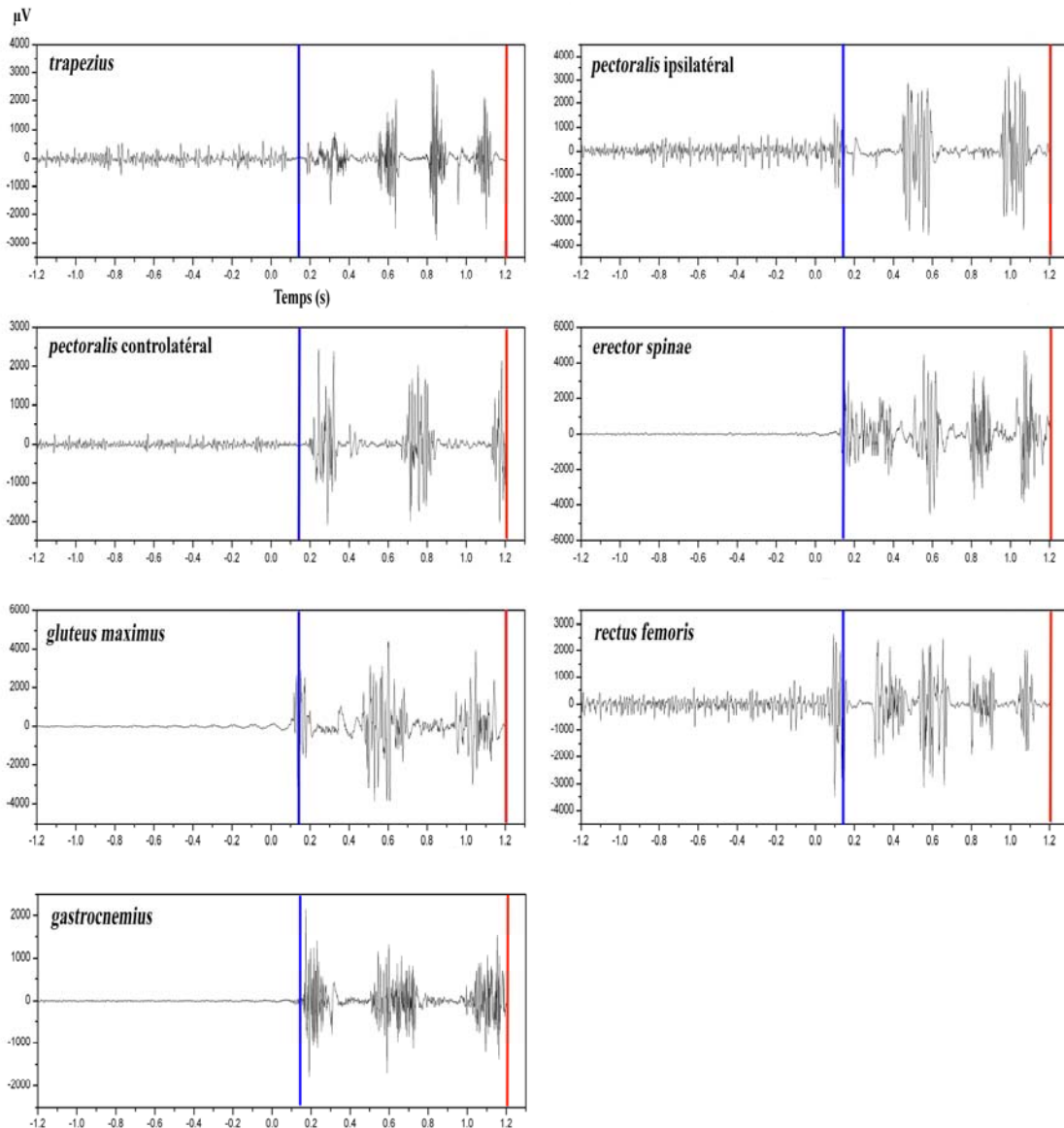


Figure 55 : Exemple de tracé EMG d'un sujet expert

Ligne bleue : instant du lever des mains ; ligne rouge : instant du quitter du 3^e appui ; temps en secondes.

4.6.1. « Phase de blocs étendue »

Les premiers résultats ont révélé que les synergies musculaires ne pouvaient être décrites au travers d'une analyse chronologique durant cette phase, car le passage, de la position initiale en quadrupédie à la course, ne se matérialise pas par une succession d'activités et de silences musculaires, pour les muscles du haut du corps, la plupart des muscles étant continuellement activé. Pour l'analyse de cette phase, nous avons donc recueilli, pour chaque muscle, les quantités électriques produites entre deux évènements liés aux appuis. Nous les avons, ensuite, rapportées à la quantité électrique totale mesurée dans l'intervalle de temps considéré. Les différents phases sont déterminés de la manière suivante : (1) TR, phase entre le signal de départ et le début de la poussée sur le bloc arrière ; (2) Δ quad, phase entre le début de la poussée sur le bloc arrière et le lever des mains ; (3) Δ bip, phase entre le lever des mains et le quitter du bloc arrière ; (4) Δ bv_s, phase entre le quitter du

bloc arrière et le quitter du bloc avant ; (5) Δpha1 , phase entre le quitter du bloc avant et la pose du 1^{er} appui.

Notons que nous avons prolongé la « phase de blocs » jusqu'à la pose du 1^{er} appui (phase de blocs étendue) afin de prendre en compte la 1^e phase aérienne qui suit la sortie des starting-blocks. Les quantités électriques ont été normalisées à l'aide des « contractions maximales isométriques » réalisées au début de l'expérimentation et les valeurs des RMS ont été calculées suivant l'équation 1.

Muscles du bas du corps

Les résultats montrent que les quantités électriques ne sont pas également réparties entre les différents événements liés aux appuis de la « phase de blocs étendue ».

Pour les experts, $[GM]$ a une activité significativement plus importante lors de l'extension de la jambe arrière. En effet, la quantité électrique augmente dès le début de la poussée dans le bloc arrière et reste élevée jusqu'au quitter du pied. Le t de Student montre à $p < 0,05$ que la valeur de RMS de la première phase diffère significativement des deux valeurs suivantes ($\text{TR} = 6,1\%$ vs $\Delta\text{quad} = 24,0\%$; $t = -8,222$ et $\text{TR} = 6,1\%$ vs $\Delta\text{bip} = 23,4\%$; $t = -7,359$). Lorsque la jambe arrière n'agit plus sur le bloc, on constate que l'activité du $[GM]$ est moins importante ($\Delta\text{quad} = 24,0\%$ vs $\Delta\text{bv}_s = 17,9\%$; $t = 2,130$). Cependant, à l'approche de l'appui, nous observons une nouvelle augmentation significative de son activité ($\Delta\text{bv}_s = 17,9\%$ vs $\Delta\text{pha1} = 28,6\%$; $t = -3,312$), (Figure 56).

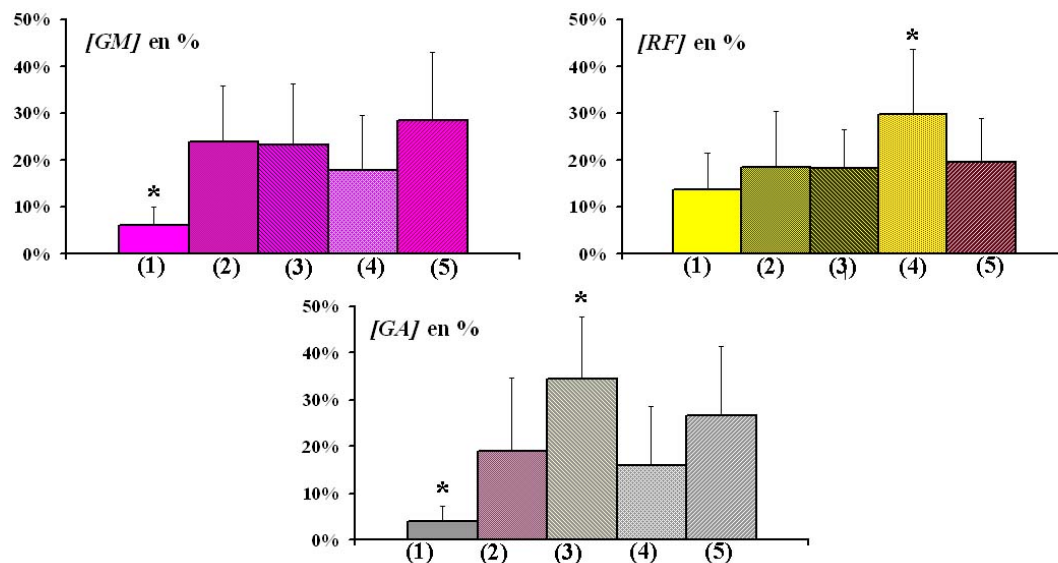


Figure 56 : Répartition des quantités électriques des muscles du bas du corps selon les différentes phases de la « phase de blocs étendue » pour les experts

Chaque pourcentage de RMS est exprimé en fonction de la quantité totale mesurée lors de la « phase de blocs étendue » ; $[GM]$: *gluteus maximus* ; $[RF]$: *rectus femoris* ; $[GA]$: *gastrocnemius lateralis* ; (1) : TR ; (2) : Δquad ; (3) : Δbip ; (4) : Δbv_s ; (5) : Δpha1 ; * : RMS significativement différentes de toutes les autres.

La répartition de la production d'activité électrique de $[RF]$ semble plus homogène (13,6%, 18,5%, 18,4% et 19,4% respectivement pour TR, Δquad , Δbip et Δpha1). En effet, on constate que $[RF]$ est activé tout au long de ces phases. Néanmoins, l'ANOVA montre un effet phase qui est dû uniquement aux valeurs enregistrées après le quitter du bloc arrière (29,8 %). L'activité enregistrée durant cet intervalle (moment où la jambe arrière

est dans un mouvement de flexion pour être ramenée vers le premier appui) présente une augmentation significative, comparée aux 18,4% de l'intervalle précédent ($t = -4,160$).

Tableau 15 : Comparaison des répartitions de l'activité électrique des muscles du membre inférieur

Muscle	événement	T		E		E vs T	
		RMSn*		RMSn*		Student	
		Moyenne	DS	Moyenne	DS	t	p
[GM]	TR	5.0	5.2	6.1	3.9	0.915	0.365
	Δ quad	21.5	10.1	24.0	11.9	0.856	0.395
	Δ bip	14.9	8.5	23.4	12.9	2.829	<0.05
	Δ bv _s	18.7	7.3	17.9	11.6	-0.293	0.771
	Δ pha1	40.0	9.4	28.6	14.5	-3.377	<0.05
[RF]	TR	18.1	7.6	13.6	7.8	-2.190	<0.05
	Δ quad	20.7	8.3	18.5	11.9	-0.782	0.437
	Δ bip	20.1	9.6	18.4	8.0	-0.726	0.471
	Δ bv _s	26.2	7.4	29.8	13.8	1.146	0.256
	Δ pha1	14.8	9.8	19.7	9.2	1.912	0.061
[GA]	TR	5.2	5.5	4.0	3.3	-1.050	0.298
	Δ quad	16.2	11	19.0	15.7	0.708	0.482
	Δ bip	37.5	9.3	34.5	13.3	-0.906	0.369
	Δ bv _s	9.5	6.5	16.0	12.5	2.262	<0.05
	Δ pha1	31.6	8.5	26.6	14.9	-1.437	0.156

[GM] : *gluteus maximus* ; [RF] : *rectus femoris* ; [GA] : *gastrocnemius lateralis* ; TR : phase comprise entre le signal de départ et le début de la poussée sur le bloc arrière ; Δ quad : phase comprise entre le début de la poussée sur le bloc arrière et le lever des mains ; Δ bip : phase comprise entre le lever des mains et le quitter du bloc arrière ; Δ bv_s : phase comprise entre le quitter du bloc arrière et le quitter du bloc avant ; Δ pha1 : phase comprise entre le quitter du bloc avant et la pose du 1^{er} appui ; DS : déviation standard ; * : pourcentage de RMS exprimé en fonction de la quantité totale mesurée lors de la « phase de blocs étendue » ; en gras : le test t de Student montre une différence significative entre les deux populations (valeurs du t et du p).

Enfin, les résultats montrent pour [GA] que la répartition de l'activité électrique n'est pas homogène. En effet, la quasi totalité des valeurs de RMS dans les intervalles de temps sont significativement différentes. La quantité électrique augmente également significativement ($t = -5,278$) à l'apparition des phénomènes cinétiques qui marque le début de l'extension du pied arrière. Cette augmentation atteint son maximum après le lever des mains. La comparaison statistique indique des différences significatives entre les deux intervalles (Δ quad et Δ bip ; $t = -4,273$; $p < 0,05$). L'activité du [GA] se répartit essentiellement sur la poussée du bloc arrière (34,5%). Cependant, notons que la quantité électrique produite augmente à nouveau à l'approche de la pose du premier appui de course (26,6%) après avoir diminuée au cours de la poussée sur le bloc avant seul (16 %).

Les résultats de la comparaison statistique des deux populations, Tableau 15 Erreur ! Source du renvoi introuvable., font apparaître des différences significatives. La répartition des quantités électriques semble suivre les mêmes variations dans le déroulement de la « phase de blocs étendue ». Néanmoins, nous pouvons relever que pour [GM], l'intensité de la quantité électrique de deux phases (Δ bip et Δ pha1) est significativement différente entre les deux niveaux d'expertise. Cette différence semble traduire une mobilisation musculaire plus importante pour les experts dans la poussée sur le bloc arrière et un relâchement de

l'extenseur facilitant un retour rapide de la jambe vers l'avant. Pour *[RF]*, la seule différence significative se situe dans la phase du temps de réaction (TR). On note une proportion de quantité électrique plus importante chez les entraînés. Cette différence semble marquer une mobilisation plus importante de ce muscle alors que les phénomènes dynamiques n'ont pas débuté. Elle peut être expliquée par une flexion initiale de la jambe arrière que nous supposons plus importante pour les entraînés. Enfin, pour *[GA]*, on remarque qu'une différence significative s'établit entre les deux niveaux d'expertise dans la phase de retour de la jambe arrière. Cette différence semble exprimer une mobilisation de ce muscle plus précocement dans la phase de balancé de la jambe qui pourrait traduire, si son antagoniste est aussi mobilisé, une fixation de la cheville permettant de préparer la pose du 1^{er} appui.

Ces résultats indiquent que les synergies musculaires des muscles de la jambe arrière suivent le même patron, dans la « phase de blocs étendue », pour les deux niveaux d'expertise. Cependant, dans certaines phases, notamment de poussée dans le bloc arrière, retour de la jambe arrière et préparation du pied pour le 1^{er} appui, les experts présentent un niveau de mobilisation musculaire plus important.

Muscles du haut du corps

Pour les experts, la répartition de l'activité des muscles du haut du corps n'est pas uniforme (Tableau 16). L'analyse statistique de la répartition des quantités électriques montre des différences significatives. Bien qu'actif tout au long de la phase, les muscles montrent des périodes d'activation plus importantes selon l'action segmentaire en cours.

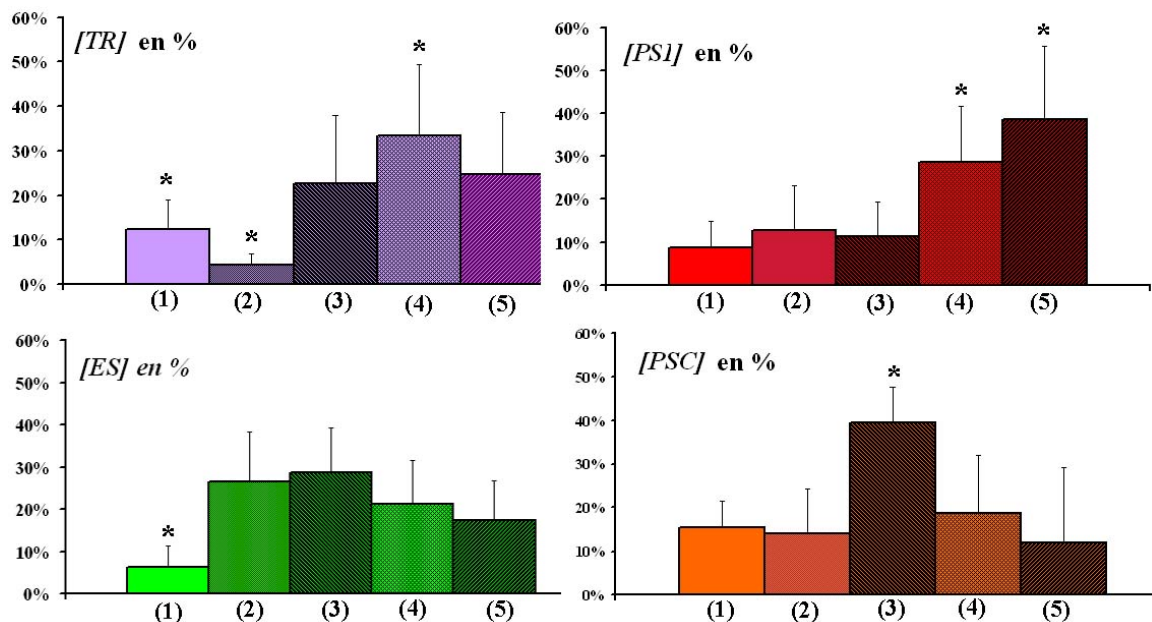


Figure 57 : Répartition des quantités électriques des muscles du haut du corps selon les différentes phases de la « phase de blocs étendue » pour les experts

*Le pourcentage de RMS est exprimé en fonction de la quantité totale mesurée lors de la « phase de blocs étendue » ; [TR] : trapezius ipsilatéral ; [PSI] : pectoralis superior ipsilatéral ; [PSC] : pectoralis superior controlatéral ; [ES] : erector spinae ipsilateral ; (1) : TR ; (2) : Δ quad ; (3) : Δ bip ; (4) : Δ bv_s ; (5) : Δ pha1 ; * : quantités électriques significativement différentes de toutes les autres.*

Pour *[TR]*, les résultats montrent, une diminution significative de l'activité musculaire entre le premier et le deuxième intervalles (TR : 12,3% vs Δ quad : 4,5% ; $t = 5,801$). Cette

diminution semble indiquer qu'au passage de la position statique au mouvement, il s'opère un silence musculaire. Après le lever des mains et jusqu'au quitter du pied du bloc avant, on remarque deux très fortes augmentations d'activité musculaire (22,7% et 33,5%). Cette augmentation traduit la forte mobilisation du [TR] qui permet une élévation de l'omoplate et ainsi facilite le mouvement du bras ipsilatérale vers l'arrière (Figure 57).

Pour [PSI], les résultats montrent que la quantité d'activité électrique est très forte dans les deux derniers intervalles (Δbv_s et $\Delta pha1$), i.e. 67,2% de la quantité électrique totale. Cette augmentation intervient au moment du retour du bras vers l'avant, alors qu'il s'était décalé vers l'arrière au lever des mains.

Tableau 16 : Comparaison des répartitions de l'activité musculaire des muscles du haut du corps

Muscle	événement	T		E		E vs T	
		RMSn*		RMSn*		Student	
		Moyenne	DS	Moyenne	DS	t	p
[TR]	TR	9.9	7.9	12.3	6.6	1.173	0.246
	$\Delta quad$	2.7	0.8	4.5	2.3	1.152	0.244
	Δbip	17.5	9.7	22.7	15.2	1.350	0.183
	Δbv_s	31.9	5.8	33.5	15.9	0.412	0.682
	$\Delta pha1$	37.9	10.0	24.8	13.8	-3.639	<0.05
[PSI]	TR	11.0	6.0	8.7	6.3	-1.417	0.162
	$\Delta quad$	6.6	5.8	12.8	10.3	2.599	<0.05
	Δbip	10.4	9.9	11.3	8.1	0.362	0.718
	Δbv_s	29.0	13.4	28.6	13.2	-0.101	0.919
	$\Delta pha1$	43.0	16.6	38.6	17.2	-0.953	0.345
[PSC]	TR	18.4	5.8	15.4	11.5	-1.126	0.265
	$\Delta quad$	10.5	6.5	13.9	12.6	1.173	0.245
	Δbip	38.4	13.4	39.5	12.9	0.314	0.754
	Δbv_s	22.2	6.4	18.9	10.1	-1.382	0.172
	$\Delta pha1$	10.5	12.9	12.0	11.1	0.461	0.646
[ES]	TR	4.7	3.0	6.2	5.1	1.253	0.215
	$\Delta quad$	26.7	12.4	26.5	11.9	-0.034	0.972
	Δbip	36.2	10.6	28.8	10.4	-2.635	<0.05
	Δbv_s	19.6	7.1	21.1	10.5	0.600	0.551
	$\Delta pha1$	12.8	6.2	17.4	9.4	2.070	<0.05

[TR] : trapezius ipsilatéral ; [PSI] : pectoralis superior ipsilatéral ; [PSC] : pectoralis superior controlatéral ; [ES] : erector spinae ipsilateral ; TR : phase comprise entre le signal de départ et le début de la poussée sur le bloc arrière ; $\Delta quad$: phase comprise entre le début de la poussée sur le bloc arrière et le lever des mains ; Δbip : phase comprise entre le lever des mains et le quitter du bloc arrière ; Δbv_s : phase comprise entre le quitter du bloc arrière et le quitter du bloc avant ; $\Delta pha1$: phase comprise entre le quitter du bloc avant et la pose du 1^{er} appui ; DS : déviation standard ; * : pourcentage de RMS exprimé en fonction de la quantité totale mesurée lors de la « phase de blocs étendue » ; en gras : le test t de Student montre une différence significative entre les deux populations (valeurs du t et du p).

Pour [PSC], on remarque que la répartition des quantités électriques produites est différente de celle de [PSI]. Ce résultat montre le début de l'asymétrie du mouvement des bras. En effet, [PSC] présente une quantité électrique significativement augmentée entre le lever des mains et le quitter du bloc arrière (13,9% vs 39,6% ; $t = -8,283$) qui intervient

dans l'intervalle de temps durant lequel le bras controlatéral se dirige vers l'avant. Les autres intervalles de temps présentent des valeurs de RMS similaires.

Enfin, pour $[ES]$, bien que les résultats présentent des différences significatives entre la plupart des phases, on remarque que l'activité musculaire est plus homogène que pour les autres muscles, surtout après le début de la poussée dans le bloc arrière. Seul, le premier intervalle (correspondant au temps de réaction) présente une faible répartition de quantité électrique (6,2%). L'activité de l'*erector spinae* débute avec l'apparition des phénomènes cinétiques et se poursuit avec le redressement du tronc.

La répartition des quantités électriques présente des différences entre les populations, mais dans l'ensemble de grandes similarités entre les deux niveaux d'expertise.

Pour $[TR]$, nous retrouvons, au sein de la population des entraînés, une diminution d'activité électrique à l'instant du lever des mains. On note également qu'à la fin de la « phase de blocs étendue », les entraînés montrent une augmentation significative de quantité électrique alors que, dans le même temps, les experts présentent une diminution. Il semble donc que c'est lorsque le bras entame son retour vers l'avant que les entraînés mobilisent davantage $[TR]$, alors que les experts le mobilisent davantage lors du trajet arrière du bras. Ces résultats pourraient être rapprochés d'un résultat précédent qui montrait que le sens de rotation qui présentait une amplitude maximale de décalage entre la ligne des épaules et la ligne du bassin était différent entre les deux populations.

Pour $[PSI]$, nous remarquons une différence significative de la répartition de l'activité musculaire dans le deuxième intervalle (Δ quad). Les entraînés présentent une diminution d'activité pouvant s'apparenter à un silence musculaire, alors que l'on observe dans le même temps une augmentation chez les experts. Il semble que le changement de configuration posturale ait un impact sur l'activité de ce muscle.

Cette différence d'organisation ne semble pas présente dans la répartition des quantités électriques du $[PSC]$. En effet, aucune différence significative n'est à noter entre les deux niveaux d'expertise tout au long de la phase.

Contrairement à $[ES]$ qui présente des différences pour deux phases (Tableau 16). Au cours de la phase de bipédie (Δ bip), l'activité est plus importante chez les entraînés et pourrait témoigner du plus grand redressement déjà montré avec les résultats précédents. Au cours de la première phase aérienne (Δ pha1), l'activité est au contraire moins importante et pourrait être déterminée par la posture déjà plus érigée des entraînés.

4.6.2. Trois premiers appuis de course

Les données concernant les trois premiers appuis de course ont pu être traités par détections de bouffées en utilisant la méthode des trois écarts types. En effet, le mouvement peut être considéré totalement asymétrique et cyclique dès la pose du premier appui, l'analyse des bouffées et des quantités électriques produites est alors rendu possible. Nous avons considéré le début du mouvement asymétrique comme point de départ de l'analyse, c'est-à-dire dès le début du lever des mains. Ainsi, la partie du mouvement comprise entre le lever des mains (t_{lm}) et la pose du premier appui (t_{l1}) est commune aux deux analyses. La datation des différentes bouffées est réalisée pour chaque muscle, en mesurant le début, la fin et la durée de chaque bouffée enregistrée. Les instants et les durées ont été normalisés en pourcentage de l'intervalle de temps considéré (t_{lm} à t_{r3}),

Tableau 5 et Tableau 6. Nous avons aussi calculé la répartition des quantités électriques, sur les différentes bouffées d'activité, à partir des valeurs de RMS normalisés.

Muscles du bas du corps

Sur la Figure 58 cette figure, nous avons aussi présenté les bouffées dont soit les débuts, soit les fins d'activation n'étaient pas situés dans l'intervalle de temps considéré.

Pour les experts, les résultats montrent deux bouffées complètes de *[GM]*. Toutefois, une autre activation débute avant le lever des mains et se termine avant le quitter du bloc arrière. La première bouffée débute à 27,9% du temps de mouvement normalisé, vers la fin de la « phase de blocs » (DS 2,6), se termine à 48,1% (DS 5,0), dans le 1^{er} appui, et a une durée de 20,2% (DS 5,5). La seconde bouffée débute à 77,1% (DS 3,7), à la fin du 2^e appui, se termine à 95,0% (DS 2,8), dans le 3^e appui, et a une durée de 17,9% (DS 4,4). Ces activations sont donc produites avant ou avec chaque perte de contact du pied avant et se prolonge jusque dans l'appui de la jambe arrière qui suit. Enfin, les résultats concernant la répartition des activités électriques montrent une production significativement plus importante dans la première bouffée (53,1% (DS 6,6) vs 47,0% (DS 6,6) ; $t = 3,951$; $p < 0,05$, Tableau 17).

Pour *[RF]*, on remarque, sur l'intervalle de temps considéré, un plus grand nombre de bouffées d'activation. En effet, on compte quatre bouffées dont les caractéristiques sont les suivantes : (1) première bouffée, début à 11,9% du temps de mouvement normalisé (DS 2,1), fin à 27,9% (DS 4,1), durée de 16,0% (DS 3,5), RMSn : 27,6% (DS 3,5) ; (2) deuxième bouffée, début à 36,8% (DS 2,9), fin à 50,4% (DS 3,1), durée de 13,6% (DS 4,0), RMSn : 29,1% (DS 4,3) ; (3) troisième bouffée : début à 59,5% (DS 2,0), fin à 71,7% (DS 2,9), durée de 12,1% (DS 2,0) ; RMSn : 22,5% (DS 4,7) ; (4) quatrième bouffée, début à 83,7% (DS 2,4), fin à 94,3% (DS 2,2), durée de 10,6% (DS 3,0), RMSn : 20,9% (DS 6,1). Les débuts de ces bouffées semblent accompagner les quitters et les posers des différents appuis. En effet, le début de la 1^{ère} bouffée est proche du quitter du pied du bloc arrière (t_{fbr} 12,7% (DS 4,0)). De même, le début de la 2^{nde} bouffée est très proche de l'instant du poser du 1^{er} appui (36,8% vs 36,7%). En ce qui concerne la 3^e bouffée, on constate que l'activité du muscle est concomitante à la phase de retour de la jambe arrière entre le 1^{er} et le 3^e appui. Quant à la dernière bouffée, elle débute peu de temps avant la reprise d'appui. Toutes les bouffées se terminent avant la fin de chaque appui successif (bloc avant seul et les trois appuis). Enfin, l'analyse statistique (t de student) montre que la répartition électrique n'est pas homogène ($t = 4,752$; $p < 0,05$).

Pour *[GA]*, seule une bouffée complète peut être analysée. Néanmoins, on constate qu'à chaque appui réalisé par la jambe arrière une activation est produite. Ce muscle présente donc deux autres activations dont le début ou la fin ne sont pas dans l'intervalle de temps. La bouffée analysée débute à 33,1% du temps de mouvement considéré normalisé (DS 3,7), pendant la 1^{ère} phase aérienne, se termine à 56,8% (DS 4,1), avec le quitter du 1^{er} appui de course et présente une durée de 23,5% (DS 6,2), la production d'activité est donc concentrée sur cette unique activité.

Dans le groupe des muscles de la jambe arrière (dans les blocs), on constate que *[GM]* et *[GA]* présentent des débuts d'activation plus précoces et une fin plus tardive pour *[GA]*. Cela indique que *[GM]* est activé d'abord pour fixer le bassin avant de jouer un rôle dans

l'extension de la hanche et que [GA] joue certainement d'abord un rôle de fixation de la cheville (avec son antagoniste) afin de préparer et débiter l'appui, avant de jouer un rôle dans l'extension de la cheville en deuxième partie d'appui. Quant au [RF], il présente deux activations de plus (1^{ère} et 3^{ème} bouffée) intervenant dans les silences des deux autres muscles. Ces activations supplémentaires témoignent du rôle que ce muscle joue dans la flexion de la hanche qui permet de placer le genou en avant pour préparer l'appui qui suit. Les deux autres bouffées de ce muscle coïncident avec les appuis de la jambe arrière et témoignent de son rôle dans l'extension de la jambe dès le début du premier appui et même en amont de l'appui suivant de la jambe arrière. Donc, l'action de la jambe sur les premiers appuis de course (ainsi que dans la « phase de blocs ») comporte bien une séquence d'extension de jambe. Cependant la chronologie enregistrée ne suit pas la même séquence d'activation que celle permettant une extension de jambe lors d'un saut vertical, cette dernière se déroulant clairement du proximal au distal. Ceci est dû au fait que les muscles choisis sont aussi très actifs pour remplir d'autres fonctions dans le début d'un sprint.

La comparaison des synergies musculaires du bas du corps entre les niveaux d'expertise permet d'estimer les éléments de coordination qui sont propres au départ et ceux qui sont de l'ordre de la performance. Les tests statistiques ont porté sur, le début, la fin et la durée des bouffées d'activation musculaire présentes dans l'intervalle de temps considéré. Le Tableau 17 présente les résultats des différentes activations des muscles de la jambe des entraînés et la Figure 58 présente les synergies musculaires des deux niveaux d'expertise.

Tableau 17 : Activation musculaire de la jambe arrière de la population des entraînés

Muscle	Bouffée	Début		Fin		Durée		RMSn*	
		Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS
[GM]	1	28.1	1.8	50.7**	1.9	22.7	2.1	51.6	6.0
	2	75.8	3.6	95.5	1.8	19.7	4.4	48.4	6.0
[RF]	1	10.0**	3.0	25.9	4.4	16.0	4.3	28.5	8.5
	2	38.3	4.3	50.2	3.6	11.9	4.9	26.5	5.6
	3	60.3	5.7	71.0	7.5	10.7	3.9	21.9	4.3
	4	81.3	8.2	92.4	6.3	11.1	3.7	23.0	4.8
[GA]	1	31.5	3.8	57.6	2.9	26.1	3.5	100.0	

[GM] : *gluteus maximus* ; [RF] : *rectus femoris* ; [GA] : *gastrocnemius lateralis* ; DS : *déviation standard* ; * : *répartition des quantités électriques par rapport à la quantité totale produite par le muscle* ; • : *valeur significativement inférieure par rapport aux experts* ; ** : *valeur significativement supérieure par rapport aux experts*.

D'un point de vue général, on remarque que l'organisation des activations musculaires est sensiblement identique entre les deux populations. Cependant, la comparaison statistique fait ressortir des différences significatives.

En effet, pour [GM], la première bouffée d'activité musculaire se termine significativement plus tardivement dans le 1^{er} appui (T vs E, $t = -2,015$; $p < 0,05$). Malgré cet allongement, la 2^{ème} bouffée d'activité débute plus tôt pour les entraînés, à 75,8%, alors qu'elle débute à l'instant du quitter du 2^e appui, soit à 77,1%, pour les experts. Néanmoins, ces deux débuts ne sont pas statistiquement différents.

Pour [RF], sur les quatre bouffées d'activation présentes, seul le début d'activité de la première bouffée présente une différence significative entre les deux niveaux d'expertise ($t = 2,512$; $p < 0,05$). Cette différence indique que l'activation de ce muscle est réalisée plus précocement dans la phase de bipédie pour les entraînés et donc que le retour de la jambe arrière s'effectuerait plus tôt que pour les experts. Cette différence semble s'expliquer par une poussée moins efficiente des entraînés sur le bloc arrière. Notons que la grande variabilité des activations des entraînés ne semble pas faire émerger toutes les différences d'organisation de ce muscle. Par exemple, la Figure 58 révèle que la quatrième bouffée étudiée semble débiter plus précocement dans la phase aérienne précédant le 3^e appui et se terminer peu de temps après le poser. L'hypothèse pourrait être faite que les entraînés écourteraient leur extension de genou dans le 3^e appui. En ce qui concerne la répartition des quantités électriques, aucune différence significative n'est observée. Ce résultat semble indiquer une homogénéité dans la production musculaire électrique entre les deux niveaux d'expertise.

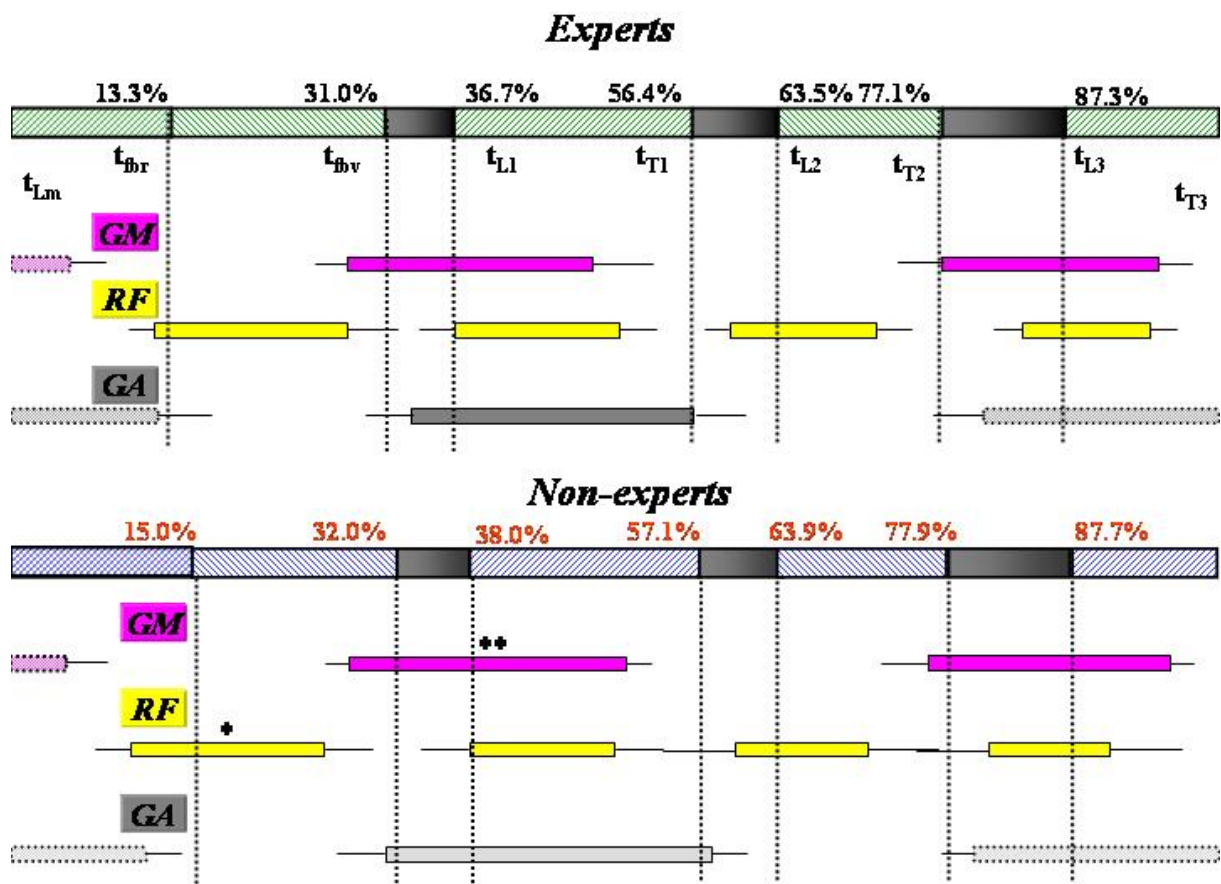


Figure 58 : Comparaison des patrons d'activité musculaire des deux niveaux d'expertise

[GM] : gluteus maximus ; [RF] : rectus femoris ; [GA] : gastrocnemius lateralis ; t_{lm} : lever des mains ; t_{fbR} : quitter du bloc arrière ; t_{fbV} : quitter du bloc avant ; t_L : poser de l'appui ; t_T : quitter de l'appui ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; * : différence significative de l'instant du début de l'activité ; ** : différence significative de l'instant de la fin de l'activité ; les activations musculaires incomplètes dans l'intervalle de temps considéré sont représentées en pointillés, dans ce cas ne figure pas le tracé de l'écart-type.

Pour [GA], l'analyse statistique ne montre pas de différence significative. Cependant, on remarque que le début de l'activité intervient avant le quitter du bloc avant (t_{fbV} : 32,0%) pour les entraînés alors qu'elle débute durant la 1^{ère} phase aérienne pour les experts.

Cette comparaison statistique semble montrer que le patron d'activité des deux niveaux d'expertise s'établit autour d'une même organisation. Les actions musculaires du [GM] et du [GA] qui débutent avant le début de l'appui préparent le membre support à l'impact du pied avec le sol. Elles semblent répondre au besoin de minimiser la phase de freinage et d'augmenter la phase de propulsion lors de l'appui (Mero, 1988). Ces interprétations semblent être en accord avec l'étude de Farley & Ferris (1998) qui indique que le maintien d'une rigidité de la jambe d'appui permettrait de garder le centre de masse assez haut et de limiter la phase de freinage liée à l'amortissement du poids du corps sur la foulée. Ceci couplé avec une pose de pied dynamique au sol peut contribuer à maintenir la rigidité de la jambe.

Muscles du haut du corps

Pour l'analyse du redressement du corps sur les premiers appuis de course, nous avons sélectionné quatre muscles différents à l'aide de tests préalables : les faisceaux supérieurs des muscles pectoraux droit et gauche parce qu'ils agissent de manière asymétrique ; un seul côté du muscle des trapèzes et un seul côté des érecteurs parce que ces deux muscles agissent de manière symétrique entre le côté gauche et le côté droit. Le côté qui a été retenu pour ces deux derniers muscles est le côté de la jambe placée en arrière dans les starting-blocks. La chronologie des muscles du haut du corps est présentée dans le Tableau 18.

Tableau 18 : Chronologie des activations des muscles du haut du corps pour les experts

Muscle	Bouffée	Début		Fin		Durée		RMSn*	
		Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS
[TR]	1	11.0	4.0	24.7	3.3	13.6	4.3	26.3	8.3
	2	34.4	3.9	48.5	2.7	14.2	4.1	27.1	6.0
	3	61.9	2.5	72.0	3.1	10.1	3.2	22.3	5.8
	4	81.6	3.1	93.4	3.1	11.7	3.0	24.4	8.0
[PSI]	1	23.8	4.5	42.3	5.1	18.4	5.6	51.6	6.7
	2	70.3	3.2	87.9	3.6	17.7	3.7	48.4	6.7
[PSC]	1	4.5	1.8	19.2	3.2	14.7	3.6	50.2	10.9
	2	48.2	3.0	65.8	2.2	17.7	3.8	49.8	10.9
[ES]	1	37.7	4.3	48.5	2.3	10.8	4.4	33.3	4.9
	2	56.8	4.4	70.7	2.1	13.9	4.3	33.0	4.2
	3	83.2	4.3	93.3	4.3	10.1	3.7	33.7	5.1

[TR] : trapezius ipsilatéral ; [PSI] : pectoralis superior ipsilatéral ; [PSC] : pectoralis superior controlatéral ; [ES] : erector spinae ipsilateral ; DS : déviation standard ; * : répartition des quantités électrique par rapport à la quantité totale produite par le muscle.

La chronologie des activités des muscles des pectoraux ([PSI] et [PSC]), montre que, dès le lever des mains, ils assurent leurs fonctions de façon asymétrique (ceci confirmant les résultats obtenus précédemment). Après la perte d'appui des mains avec le sol, ils permettent d'imprimer aux bras un mouvement de balancier asymétrique. Le bras controlatéral étant dirigé vers l'avant alors que dans le même temps le bras ipsilatéral est

dirigé vers l'arrière. Les bras peuvent alors être considérés comme des masses libres qui joueraient un rôle dans le redressement et l'équilibration du tronc.

Les deux autres muscles du haut du corps étudiés *[TR]* et *[ES]* sont activés en quasi-co-contraction à partir de la pose du 1^{er} appui qui est situé à 36,7% du mouvement étudié (DS 2,9). Lors de la « phase de blocs », *[TR]* présente une activation qui débute entre le lever des mains et le quitter du pied arrière. Les trois autres activations débutent avant la reprise de chaque appui. Notons que la dernière bouffée enregistrée a une activité plus précoce et débute au milieu de la phase aérienne. Les bouffées de *[ES]* ne semblent pas coïncider avec les événements mécaniques liés aux appuis. Nous pouvons noter que chaque fin de bouffée se termine de plus en plus précocement dans les trois appuis (respectivement à 60% du 1^{er} appui ; à 52,9% du 2nd appui et à 47,2% du 3^e appui). Enfin, la bouffée supplémentaire qui débute avant le lever des mains semble indiquer que *[ES]* joue un rôle important dans le redressement du tronc.

Les muscles du haut du corps semblent donc présenter deux modes de fonctionnement, le premier assuré par les pectoraux et le trapèze permet de faciliter le travail des bras dans un mouvement asymétrique qu'ils ne présentaient pas en posture initiale. Le second, semble être plutôt d'ordre posturale et est assuré par les érecteurs.

Tableau 19 : Activation musculaire des muscles du haut du corps pour les entraînés

Muscle	Bouffée	Début		Fin		Durée		RMSn*	
		Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS	Moyenne	DS
<i>[TR]</i>	1	11.1	2.5	24.3	3.1	13.2	2.5	25.3	3.4
	2	32.9	3.2	48.0	2.1	15.1	2.4	29.1	3.9
	3	62.1	1.9	71.7	2.5	9.9	2.3	17.8	4.6
	4	80.6	2.0	93.4	1.6	12.8	2.2	27.8	3.5
<i>[PSI]</i>	1	25.2	7.1	43.5	4.8	18.3	5.6	47.4*	3.6
	2	68.5	2.4	89.8	2.7	21.2**	2.2	52.6**	3.6
<i>[PSC]</i>	1	4.2	3.1	18.7	3.9	14.6	4.4	48.4	9.5
	2	47.1	3.2	65.9	3.3	18.7	2.6	51.6	9.5
<i>[ES]</i>	1	35.3	3.7	71.4	2.4	35.9	5.1	100.0	

[TR] : trapezius ipsilatéral ; *[PSI]* : pectoralis superior ipsilatéral ; *[PSC]* : pectoralis superior controlatéral ; *[ES]* : erector spinae ipsilateral ; 1, 2, 3, 4 : ordre chronologique des bouffées ; début : temps normalisé de début de la bouffée ; fin : temps normalisé de la fin de la bouffée ; durée : durée normalisée de la bouffée ; RMSn* : RMS normalisée ; * : valeur significativement inférieure par rapport aux experts ; ** : valeurs significativement supérieure par rapport aux experts.

La comparaison statistique des synergies musculaires du haut du corps permet de comprendre comment les paramètres du redressement du tronc et du mouvement asymétrique des bras sont gérés au niveau des efforts musculaires. Le Tableau 19 présente les résultats des différentes activations des muscles du haut du corps des entraînés, la Figure 59 présente les synergies musculaires des deux niveaux d'expertise et la Figure 60 présente deux exemples (expert et entraîné) du tracé EMG de l'*erector spinae*.

D'un point de vue général, trois muscles sur quatre présentent un patron d'activité musculaire similaire sur l'intervalle de temps considéré. Nous allons d'abord nous attacher

à comparer les bouffées d'activation musculaire qui présentent les mêmes patrons, puis, nous nous intéresserons à l'organisation de [ES].

Pour [TR], la comparaison statistique des deux populations ne montre pas de différences significatives entre les débuts, les fins et les durées des bouffées d'activation musculaire.

Pour [PSI], seule la durée de la deuxième activation musculaire qui est situé entre le 2^e et le 3^e appuis, présente une différence significative ($t = -3,396$; $p < 0,05$). En ce qui concerne la répartition de l'activité électrique sur les deux bouffées, on remarque une organisation différente en fonction des niveaux d'expertise. En effet, les experts montrent une activité plus importante dans la première bouffée que dans la deuxième et inversement pour les entraînés (Tableau 20). Cette répartition semble confirmer les résultats concernant l'évolution de l'angle entre les épaules et le bassin qui montrent que les amplitudes maximums sont obtenues lorsque le bras ipsilatéral est en arrière pour les experts et inversement pour les entraînés.

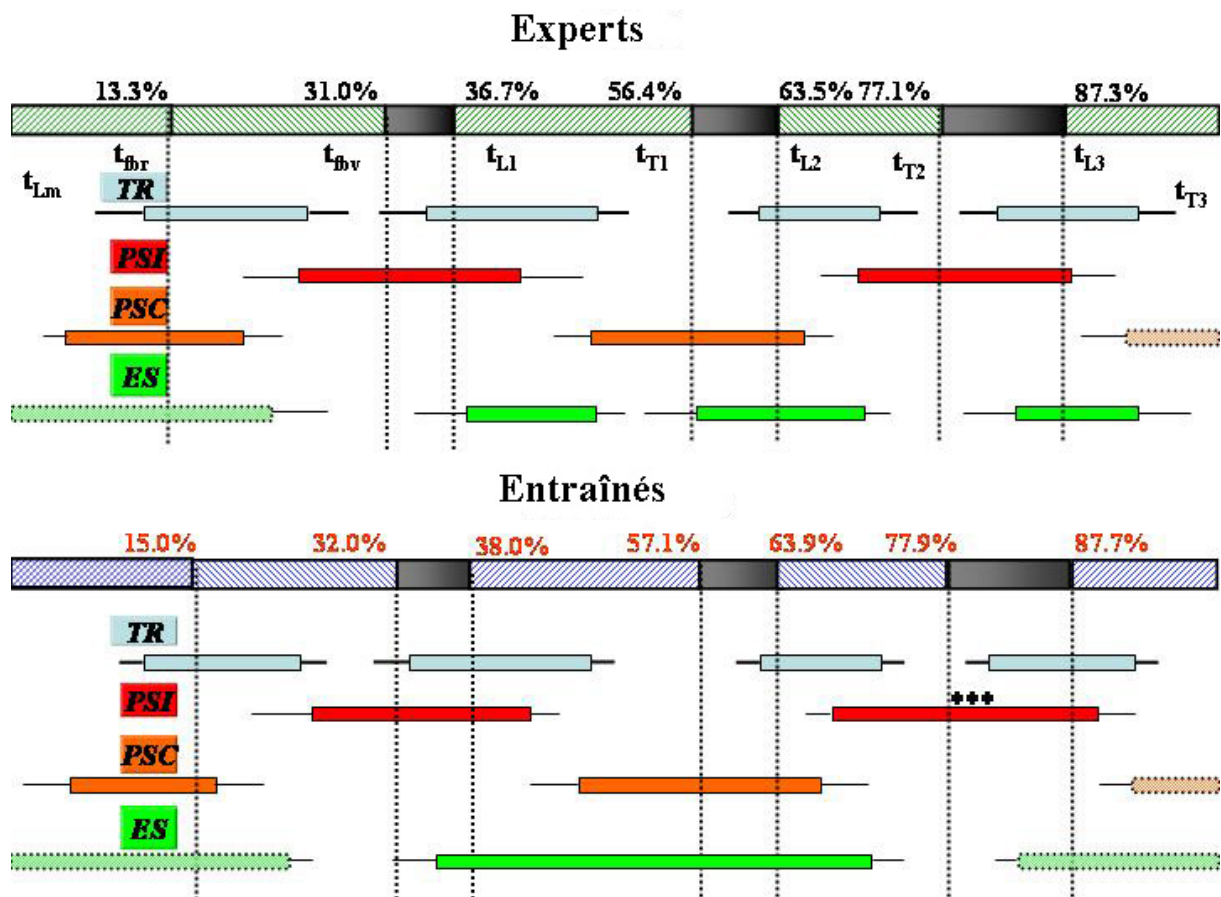


Figure 59 : Comparaison des patrons d'activité musculaire du haut du corps

Moyennes et écart-types des bouffées en temps relatif, situées dans les phases normalisées du mouvement déterminées d'après les événements liés aux appuis ; [TR] : trapezius ipsilatéral ; [PSI] : pectoralis superior ipsilatéral ; [PSC] : pectoralis superior controlatéral ; [ES] : erector spinae ipsilateral ; t_{lm} : lever des mains ; t_{br} : quitter du pied du bloc arrière ; t_{bv} : quitter du pied du bloc avant ; t_L : poser de l'appui ; t_T : quitter de l'appui ; 1, 2, 3 : indices chronologiques ; *** : différence significative de la durée de l'activité.

Pour [PSC], la comparaison statistique ne révèle aucune différence statistique. Cependant, au regard du patron d'activité du muscle, on remarque que la première bouffée n'intervient pas au même instant pour les deux niveaux d'expertise. Pour les experts, on observe que l'activité se prolonge longtemps dans la phase de simple appui de la « phase de

blocs » alors que pour les entraînés elle se termine peu après le quitter du pied arrière, voire au quitter. Afin de confirmer ce résultat, nous avons testé la différence entre la fin de l'activation et l'instant du quitter du pied arrière. La comparaison statistique ne montre pas de différence significative car la variation inter-individuelle est trop importante. Pour [ES], il existe une différence importante d'organisation du patron d'activité : les entraînés présentent une bouffée unique qui débute dans la 1^{ère} phase aérienne et qui se termine dans le 2nd appui ; alors que les experts présentent deux bouffées d'activité musculaire. La Figure 59 montrant les activations incomplètes dans l'intervalle de temps considéré, on remarque que les experts présentent une 3^{ème} bouffée d'activation qui se termine avant le quitter du 3^e appui alors qu'elle se prolonge après cet instant pour les entraînés. Ces résultats montrent que le contrôle de l'inclinaison du tronc s'opère différemment en fonction du niveau d'expertise. Les chutes du tronc observées lors des appuis seraient provoquées par un relâchement de l'activité des érecteurs pour les experts et accompagnées par des contractions pour les entraînés, peut être pour les minimiser.

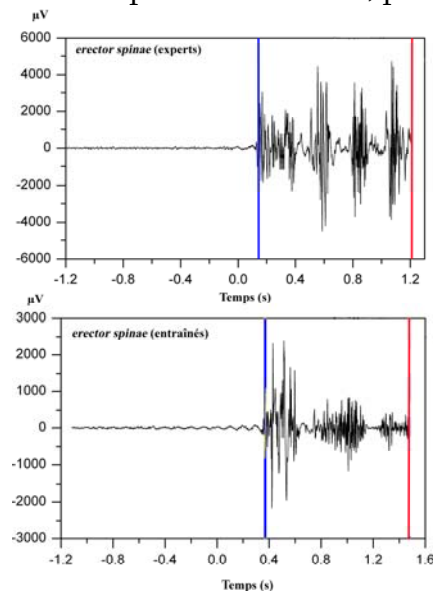


Figure 60 : Exemple de tracé EMG de l'*erector spinae* d'un expert (en haut) et d'un entraîné (en bas)

Ligne bleue : instant du lever des mains (t_m : $E = 0,145$ s et $T = 0.37$ s) ; ligne rouge : instant du quitter du troisième appui (t_{T3} : $E = 1.21$ s et $T = 1.469$ s).

Tableau 20 : Comparaison de la répartition des quantités électriques du [PSI]

	RMSn*				Student	
	T		E		E vs T	
	Moyenne	DS	Moyenne	DS	t	p
Bouffée 1	47.4	3.6	51.6	6.7	2.265	0.028
Bouffée 2	52.6	3.6	48.4	6.7	-2.345	0.025

T : entraînés ; E : experts ; DS ; déviation standard ; en gras : le test t de Student montre un effet entre les populations (valeurs du t et du p).

En résumé, le patron général de l'activité des muscles du haut du corps montre que les synergies mises en place s'organisent de manière similaire pour les muscles contrôlant essentiellement l'action des bras. En revanche, le muscle responsable du redressement du tronc présente des activations différentes entre les deux niveaux d'expertise. Ce muscle

semble donc intervenir différemment dans le contrôle de l'inclinaison du tronc en fonction du niveau d'expertise.

5. DISCUSSION

Notre analyse biomécanique du départ d'une population de sprinters de haut niveau avait pour objectif de permettre d'appréhender l'organisation de la gestion de la double contrainte (**se redresser et avancer**) s'opérant lors du départ en starting-blocks. Les résultats présentés tentent d'atteindre ce but. Lors de cette étude, nous avons aussi mis en exergue les différences qui apparaissent sur les variables d'étude entre deux niveaux d'expertise. Rappelons que l'expertise des sujets porte sur la tâche demandée et non sur leur quantité d'entraînement, leur sexe ou leur âge.

La discussion de la validité des hypothèses s'organise selon un plan en trois points.

(1) La réalisation d'un départ en starting-blocks est un mouvement très complexe, car les athlètes s'élancent depuis une position en quadrupédie. Cette configuration posturale initiale imposée par le règlement permet la création d'une base de sustentation importante sur laquelle les sprinters s'équilibrent. Elle est favorable à la production des forces horizontale et verticale nécessaires à la progression du corps vers l'avant et à son redressement mais s'avère différente entre les deux niveaux d'expertise. Nous discuterons donc de la manière dont est gérée la double contrainte lors du départ et des paramètres de cette gestion qui semblent propres au départ en starting-blocks et ceux propices à la performance.

(2) Les résultats des experts suggèrent que l'évolution du corps, lors de la « phase de blocs » et lors des premiers appuis, est sous le contrôle de synergies musculaires spécifiques qui permettent la mise en place d'un mouvement cyclique et asymétrique. Nous discuterons donc de la gestion de cette double contrainte à partir du plan de coordination musculaire des experts et de sa distinction avec celui des entraînés.

(3) Le mouvement étudié a pour plan principal de déplacement le plan sagittal. Cependant des forces externes et internes sont produites, dès la posture en quadrupédie (qui est à l'origine de la double contrainte), pour produire un mouvement, bientôt cyclique (chaque cycle, à ce stade, est non reproductible) et d'emblée asymétrique. Ainsi, ce mouvement se déroule nettement dans un espace tridimensionnel. Nous discuterons donc de l'influence de cette troisième dimension sur la performance du départ.

5.1. GESTION DE LA DOUBLE CONTRAINTE

La posture initiale en quadrupédie adoptée par le sprinter au moment du commandement « prêt », permet de positionner le corps en équilibre. Lorsque cette position initiale est rompue par le lever des mains, le recul du centre des pressions vers les pieds engendre un déséquilibre important qui favorise une chute du centre de masse si aucune action contraire n'est effectuée. Ce déséquilibre potentiel peut être accentué, volontairement, par l'athlète pour rendre le départ plus performant. L'avantage mécanique de la posture initiale réside dans la création de ce couple de déséquilibre potentiel. Plus le couple de déséquilibre est important, plus les forces développées, notamment par le pied arrière

peuvent être optimales (Natta & Brenière, 1998). Il est d'autant plus important, que les variables calculées et mesurées concernant la position initiale du corps indiquent que le sprinter expert favorise un placement global proche de la ligne de départ. En effet, en position initiale, les deux niveaux d'expertise présentent une configuration antéropostérieure différente. Les entraînés se placent dans une conformation géométrique qui porte leur centre de masse dans le premier tiers de la base de sustentation (soit 31,4%) alors que les experts le portent dans le premier quart (soit 22,6%). Cette posture, sur l'axe horizontal, implique une forte mobilisation musculaire des membres supérieurs. Baumann (1976) montre que les sprinters experts possèdent une plus grande force musculaire du haut du corps par rapport à des sprinters entraînés. Cette capacité à maintenir une plus grande pression sur les muscles des bras permet d'avancer le centre de masse par rapport à la ligne de départ. Effectivement, nos résultats semblent indiquer que les entraînés placent vraisemblablement leurs épaules moins au-delà de la ligne de départ et que le déséquilibre potentiel créé est moins important. Cette dernière hypothèse semble permettre de distinguer les deux niveaux d'expertise puisque nos sujets de chaque niveau d'expertise ne présentent pas nécessairement un développement musculaire différent, étant la plupart des sportifs de haut niveau. Cette posture d'équilibration peut être comparée à une stratégie d'équilibration différente entre les deux niveaux d'expertise (Amblard, 1998 ; Massion, 1994 ; Massion, 1998). Cette caractéristique permet d'affirmer que l'établissement du déséquilibre potentiel est de l'ordre de l'expertise du sujet et constitue le premier aspect de la gestion de la double contrainte. Au niveau segmentaire, nos résultats montrent que l'inclinaison du tronc est proche de l'horizontale et que cette valeur est toujours négative pour les deux populations qui ne se distinguent pas non plus par la hauteur initiale de leur centre de masse. Cette variable pourrait être un facteur dépendant du réglage des starting-blocks.

Bien que l'étude de Payne & Blader (1971) montre que les sprinters experts poussent de manière concomitante sur les blocs, nous avons trouvé que la structure temporelle du départ, quant à l'organisation des appuis de course, du signal de départ jusqu'au troisième appui, n'est pas identique entre les deux niveaux d'expertise. En effet, le début de la poussée dans le bloc arrière est concomitant avec celui de la poussée sur le bloc avant pour les entraînés (0,171 s *vs* 0,170 s) alors que les experts débutent par une poussée sur le bloc arrière nettement différenciée de celle sur le bloc avant (0,139 s *vs* 0,155 s). Ces différences de temps de réaction entre les deux niveaux d'expertise peuvent être expliquées par la différence de posture initiale. En effet, Zattara & Bouisset, (1986) et Horak & Nashner (1986) montrent que les variations du temps de réaction (fonction du mouvement à venir) dépendent de la composante posturale initiale et de facteurs cognitifs. Les experts seraient plus aptes à produire un temps de réaction court car ils adoptent une posture initiale plus favorable.

L'analyse multifactorielle regroupant les variables de la posture initiale, du redressement initial et de la performance montrent que les paramètres de la posture ne présentent pas de relation directe avec la performance chez les experts. Toutefois, le redressement initial effectué dans les starting-blocks présente, lui, un fort lien de corrélation avec la vitesse atteinte au troisième appui. La performance du départ pourrait être un compromis entre une posture initiale accentuée vers l'avant et une amplitude de redressement importante.

En effet, la transition posture-mouvement (« phase de blocs ») est accompagnée d'une montée du centre de masse importante par rapport à celle enregistrée lors des premiers appuis de course. Néanmoins, les résultats de l'analyse multifactorielle concernant l'élévation verticale du centre de masse et la vitesse angulaire de redressement du tronc révèlent que la performance du départ s'obtient par un redressement qui est en fait modéré chez les experts par rapport aux entraînés (23,7% vs 27,3% de la longueur de jambe) mais rapide (187,17 deg.s⁻¹ vs 167,71 deg.s⁻¹) dans la « phase de blocs ». Ces deux variables présentent une relation négative entre elles. Les analyses multifactorielles nous informent que la gestion de la double contrainte est fonction du niveau d'expertise. Plus les entraînés s'avancent par rapport à la ligne, moins ils se redressent et ces deux facteurs sont favorables à une bonne performance pour cette population. En revanche, pour les experts, nous trouvons que plus ils avancent leur centre de masse, plus ils se redressent, et que cette organisation contraire est aussi favorable à la performance. Ces deux résultats nous montrent que le redressement est indispensable et favorable, mais dans une certaine limite. En effet, l'analyse de l'ensemble des essais des deux populations montre que ce « plus » grand redressement des experts se situe dans une fourchette de valeurs inférieures à celles du « moins » grand redressement des entraînés et que ces limites lorsqu'elles sont dépassées, aboutissent au résultat inverse. Si bien que, les entraînés doivent être dans la partie basse de leur fourchette de redressement pour aboutir à une bonne performance, tandis que les experts doivent être dans la partie haute de leur fourchette de redressement pour améliorer leur performance. Le modèle des entraînés nous montre un découpage dans l'organisation du changement de configuration posturale, en : se redresser dans un premier temps et partir ensuite, alors que les experts gèrent cette dualité par rapport au déséquilibre potentiel créé en posture initiale. Ces résultats indiquent que la performance est le résultat d'une gestion optimale de ces paramètres de redressement, mais que les caractéristiques de cette gestion optimale se déterminent à l'intérieur d'une classe d'expertise donnée.

La double contrainte s'organiserait donc, dès la posture initiale, dans le but d'optimiser le redressement du corps dans le changement de configuration posturale. La stratégie mise en place, lors de la posture initiale, pour réaliser un départ semble s'apparenter à celle de l'initiation de la marche où une phase posturale préparatoire est réalisée. Dans l'initiation de la marche, une inclinaison globale du corps est effectuée pour faciliter son accélération et son déplacement vers l'avant (Dietrich, 1990 ; Dietrich, Breniere & Do, 1994). De plus, après la rupture de l'équilibre, facilitée par l'inhibition des muscles extenseurs du pied, survient une chute vers l'avant du centre de masse permettant de générer des forces propulsives. Cette phase préparatoire pendant la phase posturale initiale présente les mêmes caractéristiques que celle relevée lors du départ en starting-blocks. L'étude de Maton & Bouisset (1975) montre que ce processus postural semble être préprogrammé au niveau du système nerveux central.

La posture en quadrupédie adoptée lors du commandement « prêt » s'étend jusqu'au lever des mains. Cette phase représente 15,3% de l'intervalle de temps compris entre le signal de départ et le quitter du troisième appui chez les experts. Cet instant du lever des mains est précédé des débuts de poussée (avant et arrière) dans les blocs. Les forces produites dans les starting-blocks montrent une différence d'organisation entre les deux populations.

Bien que les entraînés produisent une impulsion aussi importante que les experts (203 N.s vs 208 N.s), ils utilisent moins bien la poussée sur le bloc arrière (le pic de force enregistré est deux fois moins important) et ces poussées sont moins efficaces, car produites dans un temps plus long. Ces résultats sont en accord avec ceux de l'étude d'Harland & Steele (1997) et montrent que les experts sont capables de produire une plus grande force horizontale que des sprinters de moins bon niveau, lors des premiers appuis de course. Nos résultats montrent que, dans l'intervalle de temps compris entre le signal de départ et le quitter du troisième appui, la « phase de blocs » compte pour près de 40% (soit 0,500 s) pour les experts. Cette durée importante permet d'imprimer une vitesse horizontale au centre de masse qui dépasse les 3 m.s⁻¹ à l'éjection du sprinter des starting-blocks. L'analyse du vecteur vitesse à l'instant du quitter du pied avant confirme que, dans un temps court, les athlètes s'organisent pour produire des forces majoritairement orientées vers l'avant qui répondent au but de la course : se déplacer le plus vite possible. Le vecteur vitesse d'éjection, dans le plan sagittal, présente une norme plus importante pour les experts mais une orientation identique entre les deux populations. Soulignons cependant, que c'est la norme de ce vecteur qui est fortement liée à la performance au sein des deux niveaux d'expertise. Ceci montre que, lors de la sortie des starting-blocks, ce serait le rapport entre les composantes verticale (indicatrice du volet redressement dans la double contrainte) et horizontale (indicatrice du volet avancement dans la double contrainte) qui serait un paramètre contrôlé de la course de vitesse. Ceci pour des niveaux d'expertise différents mais présentant tous des capacités des membres inférieurs et supérieures à produire des forces musculaires importantes, pouvant être considérées comme équivalente puisque d'autres travaux, comparant des sprinteuses expertes à une population STAPS, ne montraient pas ce même rapport (Natta, 1990). En revanche, nous pouvons dire que l'organisation de la poussée est une gestion spécifique du niveau d'expertise. Ces événements qui surviennent très tôt semblent permettre la création de la progression du corps tout en lui conservant son équilibre lors de la première partie de la « phase de blocs ». Ceci semble être en accord avec les résultats des études de Gehery & Massion (1981) et de Breniere, Do & Sanchez (1981). Ces auteurs montrent qu'un programme moteur est déclenché lors de l'initiation de la marche. Au cours de ce mouvement, des phénomènes dynamiques interviennent avant la rupture de l'équilibre. Le départ en starting-blocks possède des caractéristiques motrices qui semblent montrer que le mouvement est programmé centralement pour un déroulement automatique des commandes effectrices.

Ces modifications cinétiques semblent permettre de minimiser l'action du redressement. En effet, les forces propulsives générées dans la « phase de blocs » débutent donc avant le changement postural et l'extension de la jambe arrière semble favoriser en partie le redressement du corps alors que l'extension de la jambe avant favoriserait son avancée (Natta, 1990). Les synergies musculaires enregistrées au cours de la « phase de blocs étendue » montrent que les muscles de la jambe arrière sont actifs dès le début de la poussée. Elles montrent que la double contrainte (**se redresser et avancer**) s'organise depuis le début des phénomènes cinétiques. La modification posturale est préparée avant le lever des mains qui lui, marque la rupture de l'équilibre en quadrupédie.

Après le lever des mains, l'athlète, pour partir, doit passer d'une position en quadrupédie statique à un mouvement volontaire rapide, érigé, dans un temps de réaction au signal le plus court possible. L'étude de Salo & Bezodis (2004), montrent, qu'au sein d'une population de six sprinters universitaires, le départ en starting-blocks ne permettrait pas de réaliser une performance supérieure qu'avec un départ debout et, que la différence serait effacée après quelques mètres de course (10 mètres). Si bien que, d'après ces auteurs, un départ en starting-blocks n'offrirait pas davantage mécanique. Pourtant, notre étude montre que le départ pieds décalés permet de produire des forces horizontales importantes qui vont se traduire par une impulsion horizontale moyenne de sortie de bloc de 208 N.s. La succession des appuis (rapportée à une valeur relative de temps) est plus tardive pour les entraînés. A partir des résultats concernant les durées des foulées, on remarque que la troisième foulée est plus longue au sein de la population des experts que des entraînés (19,3% vs 18,2%). Cette différence s'établit sur des durées, d'appui qui diminuent et, de phases aériennes qui augmentent (pour les deux niveaux d'expertise). Mais la troisième phase aérienne des entraînés est plus courte, ce qui induit la différence de la durée de la troisième foulée. L'analyse factorielle regroupant les deux populations permet de les distinguer sur la composante constituée de la durée de la « phase de blocs » et de la vitesse atteinte à l'instant de la pose du troisième appui. Les experts présentent également une relation entre la deuxième et la troisième foulée. Malgré une succession d'évènements identiques, la structure relative des appuis dévoile que la performance dans la gestion de la double contrainte est différente en fonction du niveau d'expertise. Le troisième appui est donc atteint plus précocement pour les experts (1,183 s vs 1,296 s). Ces résultats sont à rapprocher de ceux de l'étude de Neal, Abernethy, Neal, Morgan, & Parker (1990) qui montrent qu'au niveau du temps relatif d'un swing de golf, le temps passé dans les phases successives du mouvement n'est pas identique entre deux populations de niveaux d'expertise différents. Il semblerait que le temps relatif ne constitue pas un invariant de la tâche motrice.

L'analyse des vitesses antéropostérieures du centre de masse aux différents appuis de course confirme que la population des experts est plus performante sur ce paramètre. Lors de l'étude sur les experts, l'analyse multifactorielle a fait ressortir une organisation propre à ce niveau d'expertise qui permet de distinguer un appui charnière. Cette même analyse pour la population des entraînés est fondamentalement différente. La distinction en deux regroupements des vitesses atteintes aux appuis disparaît en faveur d'une relation plus forte entre la performance et la vitesse à l'instant du poser du premier appui. Lorsque l'on regroupe tous les essais des deux populations, l'on constate que les niveaux d'expertise se distinguent par rapport à la performance chronométrique et par rapport à la vitesse au premier appui. Ces résultats font la preuve qu'une gestion de l'avancement serait fortement dépendante de la gestion du premier appui.

Lors du premier appui, les résultats indiquent que l'impulsion nette (l'impulsion de propulsion moins l'impulsion de freinage) horizontale est de la même intensité pour les deux niveaux d'expertise. Cependant, elle est réalisée avec un temps plus long pour la population des entraînés. La différence la plus importante se situe donc sur l'axe vertical et montre que les entraînés développent une impulsion verticale supérieure aux experts. Par conséquent, la vitesse verticale du centre de masse est plus importante pour les entraînés.

Cette différence montre que le redressement est un paramètre de la double contrainte qui est gérée de manière plus efficiente par le niveau d'expertise élevé. Ces affirmations semblent être confirmées par l'analyse des vecteurs vitesse au minimum de la descente du centre de masse et à son maximum de remontée, lors du premier appui. Dans la première phase de l'appui (descente du centre de masse), on remarque que les deux populations ne se distinguent pas, dans le plan sagittal. Par contre, à l'instant de la remontée, les entraînés présentent une composante verticale plus importante. Cette composante qui distingue les deux populations semble être, dans le premier appui, un paramètre lié à l'expertise des sujets. Pour réaliser un départ performant, les athlètes doivent créer et maintenir de la vitesse horizontale tout au long de la phase d'accélération. Afin d'entretenir le couple de déséquilibre du corps, l'athlète va créer des forces propulsives dont la résultante se rapproche d'un angle de 45° dans le plan sagittal chez les experts.

Lors des premiers appuis de course, les experts présentent des pics de vitesse de chute du tronc. Nous retrouvons ces pics au sein de la population des entraînés. Cependant, les résultats montrent que le pic survenant dans le premier appui n'apparaît pas au même instant au sein des deux niveaux d'expertise. En raison de cette différence, ces chutes du tronc ne peuvent avoir les mêmes fonctions ou dépendre des mêmes causes, puisqu'elles ne surviennent pas aux mêmes instants dans l'appui. Les différentes analyses multifactorielles nous indiquent que la performance du départ est en relation avec le pic de la vitesse angulaire de chute survenant au deuxième appui, seul pic de vitesse de chute réalisé dans le même temps de l'appui pour les deux populations. La répartition des individus sur les différentes composantes de l'analyse montre une grande variabilité inter- et intra-individuelle. Toutefois, ces chutes paraîtraient nécessaires à la gestion de la performance. Nous pouvons émettre l'hypothèse que ces mouvements du tronc participent à la progression du genou de la jambe libre pour les experts et par conséquent à l'avancée du centre de masse lors des appuis. Lors des premières foulées de la course, le tronc serait alors un segment contrôlé dans la gestion de la double contrainte pour les experts, plutôt qu'un segment qui serait maintenu dans une certaine inclinaison comme on peut supposer que c'est le cas pour les entraînés. Ces mouvements étant réalisés au sein des deux niveaux d'expertise, ils peuvent être caractérisés comme des actions qui structurent une gestion différenciée de la double contrainte entre les deux niveaux d'expertise.

5.2. SPECIFICITES DU PREMIER APPUI DE COURSE

La structure temporelle établie par rapport aux appuis ne montre pas un processus linéaire dans le déroulement des foulées. Les durées des foulées ne sont pas organisées dans un continuum qui les verrait se modifier temporellement dans le même sens au fur et à mesure des appuis. Les résultats montrent une diminution de durée entre la première et la deuxième foulées et une augmentation entre la deuxième et la troisième foulées (respectivement 21,6%, 17,4% et 19,3% pour les experts). Ces variations sont obtenues alors qu'il existe une relation entre la diminution des durées d'appui et une augmentation de la durée des phases aériennes qui les précèdent. L'analyse multifactorielle consacrée à la mise en relation des durées d'appui avec la performance confirme ces résultats. En effet, nous constatons que les sprinters de haut niveau recherchent un compromis dans le rapport

entre la deuxième et la troisième foulées pour atteindre une grande vitesse. La « phase de blocs » et le premier appui sont en relation mais n'influencent pas la performance des athlètes. La construction d'une structure temporelle stable s'établirait donc à partir du deuxième appui mais s'organiserait à partir de la « phase de blocs » et de sa conséquence directe : le premier appui.

Dans notre étude, la première foulée semble présenter un caractère important dans la performance de course. En effet, elle est la conséquence directe des actions réalisées dans les starting-blocks. Sa durée est influencée par l'action des jambes sur les blocs mais également par le redressement du tronc lors de cette phase.

L'analyse de la structure temporelle a dévoilé que le premier appui de course présente une construction particulière. Il serait une transition entre la « phase de blocs » et les autres appuis de la phase d'accélération. Tout d'abord, les données cinématiques montrent qu'après le changement de configuration posturale, le centre de masse poursuit son élévation dans le premier appui par rapport au deuxième appui (0,146 m *vs* 0,051). Alors que le centre de masse est maintenu haut durant le deuxième appui, comme le montre l'étude de Jacobs & van Ingen Schenau (1992). Le changement de configuration se poursuit donc dans le premier appui. Cette interprétation peut être soutenue par l'analyse de la chute du tronc lors des appuis. La répartition temporelle des vitesses angulaires de chutes du tronc traduit une modification s'opérant entre le premier appui et le deuxième. En effet, on observe qu'un pic de vitesse de chute du tronc survient à 78% de la durée du premier appui. Au cours du deuxième appui de course, on remarque que le maximum de vitesse angulaire de chute du tronc survient au milieu de l'appui (54%) et qu'il n'intervient pas en réaction à la pose de l'appui. Dans le troisième appui d'étude, le même événement apparaît plus tôt dans l'appui (20%) et pourrait survenir en réaction à la pose de l'appui. Il semble donc que le deuxième appui soit un appui de transition. Cette hypothèse peut être vérifiée car deux analyses multifactorielles mettent en exergue qu'il existe une relation entre les vitesses du centre de masse à différents instants de course et le redressement. On distingue alors un groupe de variables qui réunit la vitesse d'éjection à la sortie des starting-blocks et les vitesses au quitter du 2^e appui et au poser du 3^e appui, puis un autre groupe qui réunit les vitesses au 1^{er} appui (poser et quitter) ainsi que celle au poser du 2^e appui. Ce deuxième groupe se situant temporellement au milieu du premier groupe. Le dernier élément en faveur de cette transition concerne la montée du centre de masse. On remarque, une fois encore, que le découpage s'opère autour du deuxième appui. En effet, l'élévation du centre de masse est moins importante dans le 2^e appui que lors du premier (5,3% *vs* 15,4%). La double contrainte (se redresser et avancer) est donc organisée sur un appui charnière qui permet de créer le lien entre une réponse posturale importante et la course. L'activité de course semble donc se mettre en place à partir de cet élément charnière.

5.3. SYNERGIES MUSCULAIRES

L'analyse des synergies musculaires permet de comprendre, en partie, comment la double contrainte est contrôlée au niveau des efforts internes.

La performance dans la phase d'accélération a souvent été décrite comme la capacité de produire de grandes extensions des articulations de la hanche, du genou et de la cheville (Delecluse, 1997). Les résultats de cette étude font état d'activités musculaires précoces des muscles de la jambe arrière. Dans notre étude, la répartition des quantités électriques du *gluteus maximus* et du *gastrocnemius* indique une très faible activité en posture initiale. Cette dernière traduit une activation mécanique due à la position de la jambe arrière. L'augmentation de l'activité de ces muscles débute à l'apparition des phénomènes dynamiques. Cette activité semble être favorisée par le placement asymétrique des pieds. Ce résultat est en accord avec les études de Mero & Komi (1990) et de Guissard (1991). En effet, ces auteurs montrent que la position pieds décalés permet aux muscles extenseurs des jambes de produire une poussée horizontale favorable à un temps de réaction court. Chronologiquement, on constate que pour chaque appui réalisé par la jambe ipsilatérale, il existe une préactivation musculaire du *gluteus maximus*, du *gastrocnemius* et dans une moindre mesure du *rectus femoris*. Elle permet une fixation articulaire de la cheville et de la hanche et aussi une rigidification du membre inférieur. Cette action minimise la phase de freinage et favorise l'extension de la jambe. Ces activités musculaires vont alors permettre de produire des forces propulsives dirigées vers l'avant. On remarque que le patron d'activité des trois muscles est globalement identique pour les deux niveaux d'expertise. Il nous permet d'envisager que la fonction des activités musculaires débutant avant l'appui serait de maintenir la rigidité de la jambe d'appui afin de faciliter la propulsion du corps pour nos deux populations (Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier & Lacour, 2002 ; Farley & Ferris, 1998 ; Kuitunen, Komi & Kyrolainen, 2002).

Cependant, lors du premier appui de course, le *gluteus maximus* présente une fin d'activation, en temps relatif, plus tardive chez les entraînés (55,5% vs 48,1%). Cette différence semble s'expliquer par une extension de la jambe qui débiterait plus tardivement dans cette population que chez les experts. Ce phénomène serait en partie dû à une gestion de la pose du premier appui différente entre les deux niveaux d'expertise. En effet, Natta & Réga (2001) montrent qu'au sein d'une population de sprinters, la phase de freinage présente deux organisations différentes. Elle est gérée, chez les meilleurs athlètes, par une flexion de cheville importante alors que l'articulation du genou est en extension continue, ou, chez des sprinters de moindre expertise, par une flexion de genou préalable à son extension. Ce deuxième cas de figure semble répondre au patron d'activité des entraînés de notre étude.

D'autre part, on remarque une activité musculaire plus importante du *rectus femoris* chez les entraînés en posture initiale. Cette différence pourrait s'expliquer par la position du centre de masse plus en retrait de la ligne pour cette population, qui semblerait les contraindre à des flexions de hanche et de genou plus importantes que celles des experts. On remarque également que la bouffée qui débute à la fin de la « phase de blocs » est plus précoce pour les entraînés que pour les experts. Cette différence peut être due à la nécessité d'un retour plus hâtif de la jambe arrière afin de palier au lever des mains et rééquilibrer plus rapidement les masses corporelles. Enfin, ce muscle présente une dernière activation qui semble débiter et se terminer plus précocement pour les entraînés. La grande variabilité intra-individuelle de cette population ne permet pas de faire émerger de différences significatives. Cependant, le patron d'activité laisse à penser que les

entraînés présentent une extension de jambe plus précoce dans la phase aérienne précédant le troisième appui. Nous pouvons émettre l'hypothèse que les entraînés ne seraient pas capables de monter le genou aussi haut que les experts à l'attaque du troisième appui et, de ce fait, étendraient la jambe plus tôt, soit volontairement, soit parce qu'elle tombe vers le sol. En revanche, chez l'expert, nos résultats mettent en évidence que le *rectus femoris* participe très activement au retour de la jambe arrière entre deux phases d'appui. La flexion de la hanche qui s'opère permet d'amener le genou en avant pour faire avancer le centre de masse en avant de l'appui. La jambe, dans cette configuration, est placée de manière propice à poser l'appui en arrière du centre de masse (Jonhagen, Ericson, Nemeth & Eriksson, 1996).

Pour le *gastrocnemius*, nous observons qu'après le quitter du pied arrière, la quantité électrique produite par les experts dans la « phase de blocs » est plus importante que celle produite par les entraînés. Il semblerait que cette différence soit essentiellement due à une extension de cheville qui se prolonge dans le début de la phase de retour pour les sprinters de haut niveau.

Au regard du plan de coordination musculaire du haut de corps, la comparaison des patrons permet de montrer que sur une organisation musculaire globalement commune, des différences s'établissent entre les deux populations. Les muscles étudiés se distinguent en deux groupes. Le premier, composé du *trapezius* et des *pectoralii superior* (ipsilatéral et controlatéral), participe au mouvement asymétrique des bras. Le second, représenté par l'*erector spinae* participe à l'activité de redressement du tronc.

Dans notre étude des experts, le *trapezius* présente une activation durant la phase en posture quadrupédique. Il assure le rôle de blocage articulaire des omoplates. Il stabilise donc la ceinture scapulaire et facilite l'avancée du centre de masse près de la ligne de départ. Lors du changement de configuration posturale (après le lever des mains), il s'opère un silence d'activité qui serait annonciateur du changement de fonction du *trapezius*. Dans ce deuxième temps, il permettrait la mise en action asymétrique du mouvement des bras (Bhowmick & Bhattacharyya, 1988 ; Mann, 1981). En effet, les bouffées d'activité musculaire suivantes surviennent en couplage avec les activations des pectoraux. Ce groupe de muscles contrôlerait alors la montée des épaules (en avant et en arrière) lors d'un mouvement de balancer du bras et une même activation comprendrait à la fois un étirement et une contraction des muscles. Ils prendraient donc une part importante dans le contrôle du mouvement asymétrique des bras. Cette action se retrouve à l'identique pour la population des entraînés. Ces muscles accompagnent donc l'activité cyclique des bras dès le début du mouvement.

Dans la « phase de blocs », la répartition des quantités électriques du *pectoralis superior* ipsilatéral suit les mêmes rapports pour les deux populations. On constate que les entraînés présentent un *quasi* silence à l'instant du début de la poussée (tout comme le *trapezius*). Il semblerait que ces deux muscles agissent de la même manière. Ils seraient tout deux influencés par le changement de configuration posturale et passeraient d'une action stabilisatrice de la ceinture scapulaire à une action dynamique. Ces actions musculaires qui débutent avant le changement de configuration posturale peuvent être rapprochées des ajustements posturaux anticipateurs et être le produit de la complexité de la tâche et/ou de

l'équilibre final et non le produit de la position initiale. Les ajustements posturaux anticipateurs sont aussi dus aux contraintes biomécaniques du mouvement (inertie et vitesse). Le système nerveux central (SNC) anticipe la programmation et l'exécution de la tâche en fonction de la complexité du mouvement à réaliser (Aruin, Forrest & Latash, 1998 ; Bouisset & Zattara, 1981 ; Le Pellec & Maton, 2000). Ces éléments permettraient de comprendre les différences observées entre les niveaux d'expertise. On pourrait également émettre l'hypothèse que les entraînés résistent moins à l'action de pousser dans les blocs. Ces muscles auraient alors une action différente en fonction du niveau d'expertise.

Pour le *pectoralis superior* controlatéral, le patron d'activité est le même pour les deux niveaux d'expertise et ne montre aucune différence. Ceci semble indiquer que l'activité cyclique des bras est un paramètre de course qui ne serait pas liée à la performance.

Les actions des muscles des segments libres semblent permettent un allègement du corps et de résister aux forces gravitaires. En effet, l'étude de Chang (2000) montre l'importance des forces de gravité sur la mécanique de course. Ainsi, la diminution des forces de gravité, correspondant à un allègement de 25 % du poids de corps, engendre un pic de force verticale réduit à 38 % soit 662 N (entre 0,45 et 0,93 fois le poids du corps). Dans notre étude, le mouvement de balancer des bras et de la jambe libre semble permettre cette action d'allègement favorable au développement des forces propulsives.

L'activité de redressement est une gestion spécifique du niveau d'expertise. En effet, les activations de l'*erector spinae* montrent que le contrôle de l'inclinaison du tronc est plus maîtrisé pour les experts. D'une part, la répartition des quantités électriques lors du départ présente une forte augmentation après le lever des mains pour les entraînés alors qu'elle est mieux répartie pour les experts. D'autre part, entre le premier et le deuxième appuis, les experts présentent deux activations distinctes alors que les entraînés n'en présentent qu'une. L'*erector spinae*, participe donc au redressement du corps par le contrôle de l'inclinaison du tronc, chez les experts, et non à sa rigidification. Le contrôle de l'inclinaison du tronc est donc fonction du niveau d'expertise.

En effet, l'étude d'Hodges, Cresswell, Daggfeldt & Thorstensson (2000) révèle que les mouvements du tronc survenant lors d'actions de bras (flexion et abduction) présentent un patron d'activités musculaires qui prépare les mouvements du tronc dans les trois plans de l'espace. L'analyse EMG de l'*erector spinae* indique, tout comme dans l'étude de Chabran, Fourment, Maton & Ribreau (1999), qu'il participe au contrôle du mouvement du tronc et non à son maintien, en raison des silences qui se produisent aux instants des chutes du tronc. Cette étude montre également que l'inclinaison du tronc est une variable contrôlée qui permet une modulation du centre de masse.

Ces indications nous amènent à penser que le patron d'activité de l'*erector spinae* participant à l'inclinaison du tronc permet non pas de maintenir une orientation spécifique, mais de faciliter la progression, sur les trois axes, du centre de masse lors de la « phase de blocs » et des premiers appuis de course. Le plan d'activité musculaire du haut du corps (*erector spinae*) mis en avant, accompagné de l'analyse segmentaire du tronc permet de conclure que la gestion de la double contrainte est une gestion optimale du redressement du corps. Les athlètes sont amenés à contrôler un redressement important lors de la « phase de blocs » ainsi que lors des chutes du tronc s'opérant au cours des

appuis. Des études montrent qu'à de petites vitesses de course, les flexions minimales du tronc s'opèrent au moment du poser de l'appui. Lorsque la vitesse augmente, ces flexions surviennent lors de la phase aérienne qui précède l'appui (Thorstensson, Carlson, Zomlefer & Nilsson, 1982 ; Thorstensson, Nilsson, Carlson & Zomlefer, 1984). Ces résultats tendent à montrer que la vitesse de déplacement joue un rôle important dans les mouvements du tronc. Il semblerait que lors du départ, ces mouvements soient aussi influencés par la vitesse de course. Cependant, la coordination entre le tronc et le bassin, dont les flexions-extensions sont corrélées lors de la course (Schache, Bennell, Blanch et Wrigley, 1999), ne semble pas être respectée lors du départ. Il semblerait donc que les mouvements du tronc aient une autre fonctionnalité que son maintien dans la gestion de la double contrainte.

Enfin, on remarque que l'activité de l'*erector spinae* débute avant le lever des mains qui est la première manifestation du redressement du tronc. Ces résultats indiquent que la transition posture-mouvement est gérée avant la manifestation mécanique de la perte d'appui. Cependant, le changement de configuration posturale impose que la composante de redressement soit principale. Les actions (mécaniques et musculaires) à la base de la modification de la posture sont sources du déséquilibre. Nous pouvons dire que ces actions sont des activités posturales qui sont effectuées afin de répondre à l'objectif de la tâche (Bouisset, 1991). Ces conditions semblent être réunies afin de créer et d'accentuer la vitesse de déplacement. Cette affirmation rejoint celles faites lors de l'analyse de l'initiation de la marche. En effet, Breniere & Do (1986) montrent que les paramètres qui gèrent l'initiation de la marche sont des conditions invariantes du mouvement et ceci quelque soit la vitesse demandée. En d'autres termes, les conditions initiales du mouvement volontaire sont à l'origine de son déroulement.

Ces résultats montrent que l'activité musculaire n'est pas une fonction linéaire et qu'elle est dépendante du niveau d'expertise. L'étude menée par Abernethy *et al.* (1990), montre l'analyse électromyographique qualitative de golfeurs experts et de novices. Même s'il existe de fortes variations inter-sujets parmi leurs experts, ceux-ci montrent des patrons individuels d'activité musculaire très reproductibles d'un essai à l'autre lorsque la tâche demande un tir complet. Les novices, quant à eux, montrent une moins grande reproductibilité dans la coordination de leur activité musculaire par rapport aux experts, en particulier lorsque le tir n'est pas complet. Les résultats de cet article ne montrent pas l'existence d'une fonction linéaire dépendante du niveau d'expertise. Cela se traduit par le fait qu'il peut exister des invariants au niveau de l'activité musculaire mais qui ne sont pas nécessairement évidents dans les observables du mouvement.

5.4. LA DIMENSION LATÉRALE ET LA DOUBLE CONTRAINTE

L'analyse des données dans le plan transverse permet de comprendre comment cette dimension intervient dans l'organisation de la gestion de la double contrainte.

L'analyse de la posture initiale révèle une asymétrie des pieds (décalés dans les starting-blocks), et une symétrie des bras (mains alignées derrière la ligne) communes aux deux populations. Cette dernière se prolonge d'une symétrie de la ceinture scapulaire et du

bassin indiqué par un alignement du bassin et des épaules chez les experts qui est significativement différente de celles des entraînés ($3,3^\circ$ vs $8,4^\circ$). Ce résultat semble montrer que la position du bassin est influencée par la position du pied arrière pour les entraînés. Alors que cette symétrie du tronc chez les experts, contradictoire avec le positionnement des jambes et le mouvement à venir, permettrait de maintenir le centre de masse en avant. Nous pouvons également émettre l'hypothèse que les sprinters de haut niveau favorisent un tel placement de bassin afin de trouver un point de fixation des actions musculaires produites lors de la phase de poussées.

Les synergies musculaires mettent en évidence que le mouvement asymétrique des bras débute dès le lever des mains. Pour autant, la complète asymétrie entre les bras et les jambes ne débute qu'après le quitter du pied avant. En effet, alors que l'activation des pectoraux et du trapèze permet une dissociation du mouvement des bras, l'athlète est en bipédie dans les starting-blocks. L'évolution de l'angle entre les épaules et le bassin montre que la première amplitude maximum est réalisée peu de temps avant le quitter du pied avant. Les amplitudes maximums de cet angle sont organisées suivant le mouvement des bras. Les résultats montrent que les amplitudes réalisées chez les experts lorsque le bras ipsilatéral va en arrière sont maximums ($-23,49^\circ$ et $-21,44^\circ$). L'analyse multifactorielle concernant ces paramètres pour cette population indique que la performance est un compromis entre les angles obtenus des deux côtés. Il semblerait que ces amplitudes de l'angle entre les épaules et le bassin soient effectuées afin de produire une même quantité de rotation.

Alors que la population des entraînés présente, à l'inverse, des amplitudes maximums lorsque le bras controlatéral est en arrière. L'analyse multifactorielle nous montre que les relations établies pour les deux populations ne suivent pas le même modèle. La gestion des rotations des épaules et du bassin semble plus cohérente pour la population des experts. En effet, le modèle pour les experts (à savoir que la performance se présente comme un compromis entre les amplitudes maximums et les amplitudes minimums) est celui qui persiste lorsque tous les individus sont mêlés. La gestion de la quantité de rotation du haut du corps en vue de la performance, dans le plan transverse, semble une gestion nécessaire à la performance du départ. Cette gestion serait stabilisée au sein de la population des experts.

L'analyse des vecteurs vitesse, dans le plan transverse, a permis de montrer que les premiers instants de course ne sont pas orientés uniquement sur le plan sagittal. En effet, les angles formés par ces vecteurs nous indiquent que les experts utilisent la composante latérale.

Le vecteur d'éjection présente une relation positive forte entre sa norme et son angle avec la performance. Les sprinters de haut niveau orientent leur déplacement du côté de la jambe ipsilatérale à l'instant du quitter du bloc avant. Ce vecteur vitesse d'éjection des starting-blocks, dans le plan transverse, montre des différences de norme (experts : $3,14 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ vs entraînés : $3,02 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et d'angle (experts : $3,9^\circ$ vs entraînés 2°) entre les deux niveaux d'expertise. Ce résultat peut être rapproché des valeurs de l'angle entre les épaules et le bassin en posture initiale, ainsi que de l'évolution de cette variable à l'instant du quitter du pied arrière. La position initiale du bassin des entraînés et la faible amplitude du

côté controlatéral semblent contraindre leur articulation coxo-fémorale. De ce fait, ils ne peuvent exploiter le plan transverse afin de produire davantage de vitesse.

Lors du premier appui cette orientation est différente. En effet, les vecteurs vitesses aux instants du minimum de vitesse de descente et au maximum de vitesse de remontée du centre de masse présentent des orientations du côté de la jambe controlatérale. Cependant, lors de l'appui, seul le vecteur à l'instant du minimum de descente présente une relation avec la performance chez les experts. Ces résultats montrent que les sprinteurs de haut niveau orientent leur déplacement dans le plan transverse afin de produire une plus grande vitesse. Le vecteur vitesse à la remontée du centre de masse, dans le plan transverse lors du premier appui, présente un modèle commun pour les deux niveaux d'expertise. Ce modèle met en exergue que l'angle et la norme de ce vecteur sont en relation avec la performance mais d'une manière non stabilisée. Il semble donc que les déplacements dans le plan transverse aient un impact sur la performance mais qu'un travail spécifique devrait être réalisé afin d'optimiser la performance par une meilleure gestion de cette dimension qui s'impose aux sprinters.

Il semble que la population de haut niveau utilise ce plan afin de créer de la vitesse de déplacement tout en minimisant la montée du CoM. Nous pouvons émettre l'hypothèse que les athlètes experts développent des forces dans ce plan afin de créer de la vitesse tout en répondant aux contraintes morphologiques induites par la configuration anatomique et géométrique du corps, notamment du bassin. En effet, dans cette première phase de course, le tronc et les jambes sont en flexion sur le bassin, qui se trouve donc moins libre pour des rotations latérales. Il est donc sûrement plus aisé de lancer les jambes rapidement vers l'avant dans le respect de l'axe de l'articulation coxo-fémorale qui est orientée vers les côtés (Hoster & May, 1978).

6. CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

6.1. CONCLUSION GENERALE

Le problème posé par le départ en starting-blocks est la gestion de la double contrainte. Nous avons analysé la contribution du haut du corps dans l'organisation du redressement et de l'avancement sur les trois premiers appuis de la course de vitesse et ceci dans les différentes dimensions de l'espace du mouvement. Pour cela, nous avons réalisé deux études. La première se focalise sur l'analyse des caractéristiques du mouvement d'une population d'un niveau d'expertise élevé. Cette étude permet de renforcer les données déjà établies sur le départ de sprint et de les enrichir en apportant un point de vue nouveau. Ce dernier tente d'éclairer les mécanismes intervenant sur le haut du corps et dans la dimension latérale du mouvement. La seconde étude se focalise sur la mise en exergue, de manières distinctes, des paramètres invariants du mouvement et de ceux, propres à l'obtention d'une performance sportive. Pour cela, nous avons réalisé une étude comparative de deux niveaux d'expertise différents.

L'analyse de la population des sprinters experts permet de caractériser la gestion de la double contrainte qui s'impose au sprinter partant dans des starting-blocks. L'étude des

experts révèle que la performance du départ s'organise dès la posture initiale et la création d'un déséquilibre potentiel important. Ce déséquilibre devient effectif à l'instant du lever des mains qui marque la rupture de la position quadrupédique. Cependant, avant cet instant, les forces externes et les activations musculaires se manifestent afin de préparer le corps à la perturbation à venir. Elles permettent de minimiser le redressement et dans le même temps organise la progression du corps vers l'avant. Nous avons également montré que le haut du corps participe activement à l'organisation de la gestion de la double contrainte. En contrôlant le changement postural, il permet de faciliter l'évolution du centre de masse sur les premiers appuis de course. L'incursion dans le plan transverse dévoile que cette composante influence la performance des sprinters. Ils évoluent sur cet axe, d'une part, pour répondre aux contraintes de la posture initiale et, d'autre part, pour créer davantage de vitesse de déplacement.

La difficulté du départ en starting-blocks réside dans la recherche de compromis entre un redressement progressif et des forces orientées vers l'avant, des quantités de rotations entre les côtés ipsilatéral et controlatéral et des orientations de déplacement entre les plans sagittal et transverse. Ces compromis ont pour objectif de créer la plus grande vitesse de déplacement possible dans le temps le plus court, i. e. la plus grande accélération.

L'analyse comparative des deux populations de niveaux d'expertise différents montre que la gestion de la double contrainte présente des paramètres propres à la tâche demandée et des paramètres spécifiques de la performance sportive. Les invariants du mouvement se retrouvent dans le patron d'activité musculaire qui montre des plans de coordinations similaires et dans les pics de vitesse de chute du tronc survenant dans les premiers appuis de course. Le patron d'activité musculaire et l'évolution des rotations des épaules et du bassin nous informe que le mouvement asymétrique débute dès le lever des mains alors que les pieds ont déjà débuté leur poussée. Néanmoins, il faut attendre la fin de la « phase de blocs » pour que le mouvement soit complètement dissocié. L'activité des muscles de la jambe arrière nous informe que chaque appui ipsilatéral est préparé afin de minimiser la phase de freinage au profit de la phase de propulsion. Cet élément permet une augmentation de la vitesse du centre de masse sur les premiers appuis de course. La comparaison des deux populations, nous révèle également que certains paramètres sont spécifiques de la performance sportive. Il en est ainsi du contrôle de l'inclinaison du tronc lors du premier appui qui est nettement différent entre les deux populations. D'une part, le maximum de vitesse de chute du tronc survient plus tardivement pour les experts que pour les entraînés et, d'autre part, cette chute est sous le contrôle permanent de l'activité de l'*erector spinae* pour les entraînés. Nous avons également constaté que l'orientation du déplacement dans le plan transverse permettrait aux experts de créer davantage de vitesse que les entraînés. Les experts sont plus à même de gérer les contraintes posturales que les entraînés afin de rendre leurs actions plus efficaces.

6.2. PERSPECTIVES

Ce travail, qui se focalise sur des aspects encore peu étudiés a soulevé beaucoup de nouvelles questions auxquelles il faudra répondre dans l'avenir. Pour cela, il serait intéressant d'envisager un protocole de perturbations qui permettrait de renforcer les

hypothèses sur les différences de synergies motrices nécessaires à la réalisation de cette tâche particulière et celles construites par des experts accédant à l'excellence dans cette spécialité sportive. Ces perturbations pourraient avoir comme objectif de faire avancer le centre de masse par rapport à la ligne de départ, afin d'augmenter le déséquilibre potentiel. On observerait alors ce qui perdure dans l'organisation de la gestion de la double contrainte pour les différents niveaux d'expertise.

Nous envisageons également de dépasser le cadre de la démarche scientifique afin de travailler dans le domaine de l'entraînement et de faire davantage profiter les entraîneurs et les athlètes. Des résultats de cette étude, nous allons donc tenter de trouver des indices de performance qui traduirait l'optimum autour duquel des techniques d'entraînement pourraient être mises en place. Cette démarche aura pour objectif l'amélioration de la performance et se basera sur des tests pré- et post-expérimentation. Nous focaliserons notre attention essentiellement par exemple sur la gestion du redressement du tronc de l'athlète. Au fur et à mesure de l'avancée des travaux, les entraîneurs et les athlètes ont été destinataires de retour d'informations et de résultats dès la fin de leur participation aux expérimentations. Ces résultats étaient individuels, mais comparés d'emblée aux résultats de l'ensemble du groupe d'entraînement (lorsqu'il existait pour les experts) ou aux résultats des meilleurs sprinters (lorsqu'il s'agissait d'entraînés ou d'experts dont le « groupe » n'avait pas participé, au moins en partie, aux expérimentations). Ils étaient fournis sous forme d'une présentation PowerPoint sur support Cd-rom ou par envoi Internet puis donnaient lieu à une réunion pour explication et discussion. Néanmoins, il ne s'agissait encore que de valeurs de variables assez isolées et pas encore de modélisation des comportements, parce que ces derniers résultats supposent d'être différés dans le temps et la mise en place d'une collaboration plus suivie pour être pleinement exploités.

Enfin, il serait également intéressant d'investir d'autres disciplines de sprint tels que le 110 mètres haies ou le 200 mètres. Ces deux épreuves utilisent également le départ en starting-blocks mais la gestion de la double contrainte peut être modifiée en raison de la préparation à l'obstacle pour le 110 mètres ou le départ en virage pour le 200 mètres, c'est-à-dire, en raison d'une modification des caractéristiques de la tâche.

CHAPITRE 4 : ANALYSE DE LA COURSE A VITESSE STABILISEE

1. CADRE D'ETUDE DE L'ANALYSE RYTHMIQUE DES PAS

Précisons, dans un premier temps, ce que nous allons définir sous le terme « courses de vitesse », étant donné que l'objectif de toute course est l'obtention de la plus grande vitesse de déplacement, quelle que soit la distance parcourue.

Dans cette étude, nous traiterons de la vitesse « maximale » (i.e. la vitesse au maximum de la performance de course), et donc des distances de compétitions athlétiques permettant de l'évaluer. On considère généralement que toutes les courses jusqu'au 200 mètres méritent cette appellation de « course de vitesse ». Il faut souligner toutefois les limites d'une telle classification fondée uniquement sur les distances à parcourir. En effet, le temps nécessaire pour franchir une distance peut varier de façon considérable suivant le niveau du coureur; ceci signifie que le « support énergétique employé peut être différent pour une même course » (Hubiche & Pradet, 1993).

1.1. CONCEPT DE LA VITESSE

Du point de vue de la Physique, la vitesse est la rapidité avec laquelle un corps se déplace. Par conséquent, elle dépend de deux variables : l'espace parcouru et le temps mis pour parcourir cet espace.

L'application de ces paramètres au mouvement sportif permet de mesurer : (1) la vitesse instantanée d'un corps à un instant donné, (2) la vitesse moyenne durant le parcours et les variations de vitesse qui s'y produisent (accélérations ou décélérations).

D'après une étude réalisée par García Manso, Navarro Valdivielso, Ruiz Caballero, & Martín Acero (1998) auprès d'étudiants en Éducation Physique et de différents niveaux, l'accélération (incrément de vitesse) dans les 30 premiers mètres de la course est fortement corrélée ($r = -0,95$; $p < 0,001$) à la vitesse maximale atteinte durant le parcours.

D'un point de vue fonctionnelle, la vitesse peut être définie comme la capacité à réaliser des actions motrices en un minimum de temps et avec le maximum d'efficacité, c'est-à-dire la faculté à mettre en œuvre plusieurs paramètres, tant physiques, techniques que psychologiques, pendant un court espace de temps, tout en les gérant de manière à éviter l'apparition de la fatigue. Au niveau de la chaîne pluri-articulée du membre inférieur, la vitesse maximale de son extrémité, celle du pied, résulte de la décomposition des vitesses

conférées aux différents segments. Elle est fonction de facteurs physiologiques (vitesse de raccourcissement des muscles) et biomécaniques (orientation des actions dans l'espace). L'efficacité du mouvement est appréciée par son adéquation au but recherché (« courir vite »). Ainsi, l'efficacité de la course pourra être évaluée par les caractéristiques de la performance, c'est-à-dire en termes de maîtrise technique (précision: Fitts & Posner, 1967; Fitts, 1964) et de vitesse (performance finale évaluée par le temps chronométrique). Parmi ces caractéristiques, certaines sont des grandeurs cinématiques, comme le déplacement, la vitesse et l'accélération de l'extrémité de la chaîne articulée. En revanche, l'analyse des grandeurs cinématiques permettant de caractériser le déplacement des autres segments de la chaîne articulée n'est pas de l'ordre de la performance, mais de celui du mouvement de la chaîne articulée qui la rend possible.

Dans le cadre du mouvement sportif, la vitesse est une qualité dite « hybride » conditionnée par le développement de l'ensemble des facteurs physiques (force, résistance, mobilité) et techniques (attitude de course). Il reste difficile de déterminer précisément la contribution de chacun de ces facteurs à l'obtention de la vitesse maximale. Cependant, la force est peut-être le facteur le plus déterminant de la vitesse du mouvement (García Manso *et al.*, 1998) ; ceci explique que les actions explosives (développement rapide de la force) soient associées à celles de vitesse (Grosser, 1992). La résistance, quant à elle, conditionne la possibilité d'enchaîner des actions exécutées à une grande vitesse sans diminution du rendement. En outre, la technique d'exécution est un facteur primordial dans la réalisation d'un mouvement rapide, opérant à travers les deux facteurs précédemment mentionnés (force et résistance).

1.2. VITESSE DES MOUVEMENTS CYCLIQUE

La vitesse des mouvements cycliques (ou « vélocité ») consiste à réaliser le plus grand nombre de fois possible un même mouvement pendant chaque unité de temps. Elle dépend de facteurs psychologiques (volonté, concentration), neuronaux (recrutement, capacité d'excitation-inhibition, vitesse de conduction des stimulus, innervation préalable), composantes musculo-tendineuses (type de fibres, vitesse contractile du muscle, viscosité, température des muscles, élasticité), et du niveau technique.

García Manso, Navarro Valdivielso, & Ruiz Caballero (1996) ont examiné les facteurs déterminants de la performance au cours d'une épreuve de 100 mètres chez 27 étudiants dont 15 hommes et 12 femmes. Ces paramètres ont été obtenus sur cinq épreuves hautement spécifiques réalisées sur deux jours : (1) course de 100 mètres (temps électroniques à chaque intervalle de 10 mètres), (2) squat-jump (SJ), (3) squat-jump contre une charge équivalente au poids corporel (SJ_{BW}), (4) course de 300 mètres et (5) de 2000 mètres. Le diagramme de la Figure 61 révèlent la complexité des interactions entre les paramètres conditionnant la performance au 100 m, et souligne l'importance de chacune des phases d'une course de vitesse.

Au regard des résultats de cette étude, la vitesse maximale qu'un sportif est capable de développer est le facteur le plus important pour atteindre les meilleurs registres dans les courses de vitesse (VMx : $r = -0,98$). La capacité d'accélération dans les premiers mètres de la course, qui elle-même est intimement liée à la « force explosive » ($r = -0,82$), est aussi

fondamentale pour atteindre de bons résultats dans des courses de haute intensité et de courte durée (A-10 : $r = -0,82$; T-30 : $r = 0,97$). Pour sa part, la résistance anaérobie est un facteur déterminant dans la dernière phase de la course afin d'éviter une chute brutale de la vitesse dans les derniers mètres (T-300 : $r = 0,96$ et DVI : $r = -0,86$). Cette dernière donnée démontre que sur des distances plus grandes, l'importance de cette qualité est multipliée.

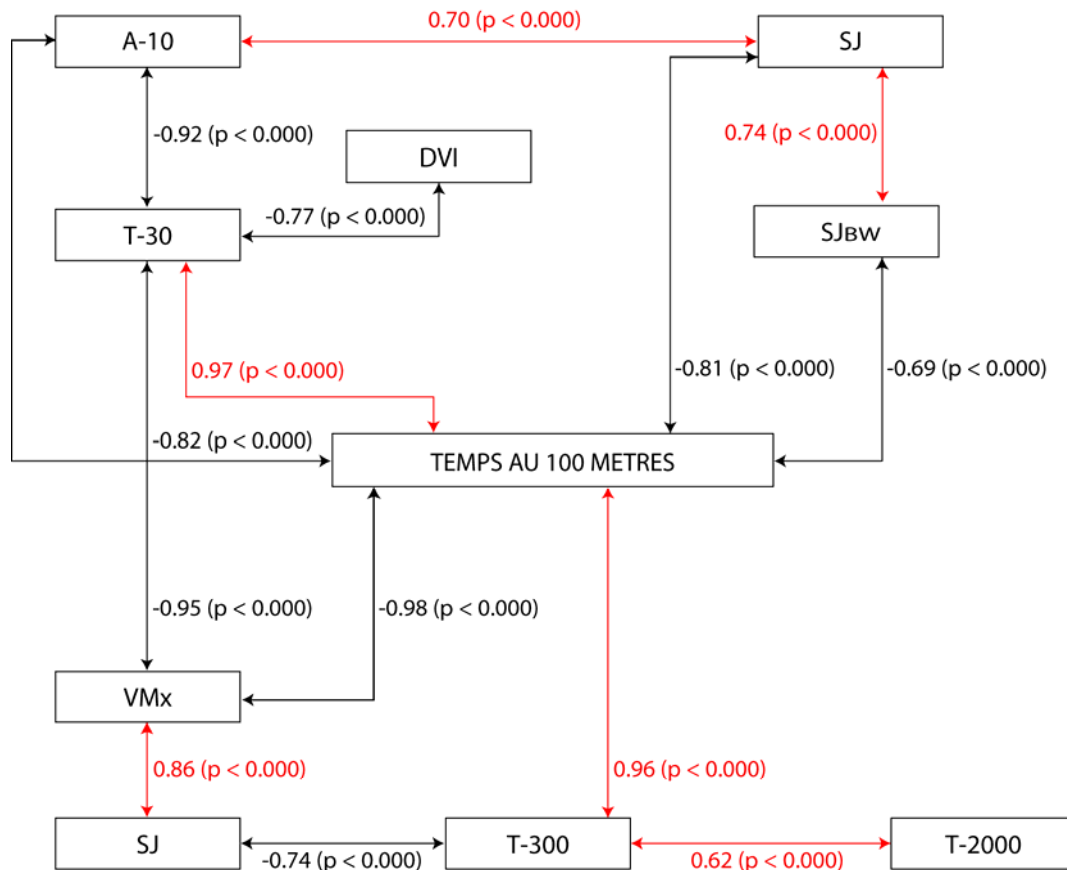


Figure 61 : Facteurs déterminants de la performance du sprinter au cours d'une épreuve de 100 m

A10 : accélération dans la mise en action (10 premiers mètres) ; *DVI* : perte de vitesse initiale ; *SJ* : force explosive (squat-jump) ; *SJ_{Bw}* : force maximale dynamique relative au poids de corps (squat-jump contre une charge équivalente au poids corporel) ; *T-100* : temps sur 100 mètres ; *T-2000* : résistance aérobie (course de 2000 mètres) ; *T-30* : accélération dans la première phase de la course (30 premiers mètres) ; *T-300* : résistance anaérobie (course de 300 mètres) ; *VMx* : vitesse maximale. D'après Garcio Manso et al. (1996).

1.3. DIFFERENTES PHASES D'UNE COURSE DE 100 METRES

De nombreux travaux ont mis en évidence quatre phases dans une course de 100 mètres, clairement différenciées tant dans leurs paramètres cinématiques que cinétiques, énergétiques et techniques (Brüggeman & Glad, 1990; Moravec *et al.*, 1988; Murase, Hoshikawa, Yasuda, Ikegami, & Matsui, 1976; Van Coppenolle, Delecluse, Goris, Diels, & Kraayenhof, 1990) : (1) la mise en action incluant le temps de réaction et la sortie des starting-blocks, (2) la phase d'accélération, (3) la phase de maintien de la vitesse maximale, (4) et la phase de décélération avec une perte de vitesse de 1-2 % entre le 80^e et le 90^e mètre, et un peu supérieure dans les 10 derniers mètres du parcours. Le Tableau 21 met en

évidence que chacune de ces phases contribue, de manière différente, dans le résultat d'une épreuve de vitesse sur 100 mètres (Télléz & Doolittle, 1984).

Tableau 21 : Pourcentage d'importance des différentes phases d'une course de 100 m

<i>Phase</i>	<i>Pourcentage</i>
Temps de réaction	1 %
Sortie des starting-blocks	5 %
Accélération	64 %
Vitesse maximale	18 %
Décélération	12 %

Les valeurs ont été obtenues à partir de la durée de chacune des phases ; en rouge : pourcentage d'importance de la phase de vitesse maximale. Source : Télléz (1984).

Cependant, en analysant les pourcentages de contribution apportés par d'autres auteurs, on observe que ces derniers peuvent varier, selon une plus ou moins grande proportion, si l'on considère spécifiquement la distance de l'épreuve (Tableau 22).

Tableau 22 : Pourcentages d'importance de chaque phase dans différentes courses de vitesse

<i>Phase/Distance</i>	60	100	200	400
Mise en action	20 %	5-10 %	1-5 %	--
Accélération	40 %	40 %	25-30 %	15-20 %
Vitesse maximale	40 %	40 %	30-40 %	30-40 %
Décélération	--	10-15 %	30-40 %	50-60 %

En rouge : pourcentage d'importance de la phase de vitesse maximale dans une course de 100 m. Source : Popov, adapté par García Manso et al.(1998).

Le plus souvent, la courbe d'évolution de la vitesse au cours d'une épreuve de 100 mètres est obtenue à partir d'un « découpage » tous les 10 mètres. Cependant, d'après Delecluse, Van Coppenolle, Willems, Van Leemputte, Diels & Goris (1995), les intervalles de mesure pourraient ne pas être suffisamment rapprochés pour identifier précisément les différentes composantes de la performance en sprint. De plus, les résultats de ces études ont clairement différencié selon le sexe et le niveau de performance des sujets.

D'autres auteurs (Henry & Trafton, 1951; Henry, 1954; Volkov & Lapin, 1979) ont tenté de simuler le patron global vitesse versus temps par une modélisation mathématique. Henry & Trafton (1951) ont proposé un modèle bidimensionnelle avec une première composante pour la phase d'accélération, et une seconde pour la phase à vitesse maximale. Étant donné que ce modèle ne pouvait simuler une vitesse décroissante, Henry (1954) le compléta en y ajoutant un facteur de fatigue. Comme beaucoup d'auteurs en accord avec le fait que la course de 100 mètres est une habileté multidimensionnelle, Van Coppenolle, Delecluse, Goris & Diels (1990) ont proposé une méthode pratique pour quantifier le niveau de performance dans chaque phase d'une course de sprint. Trois paramètres directement mesurables ont été sélectionnés par analogie avec le modèle d'Henry : l'accélération moyenne durant les 10 premiers mètres (A10), la vitesse de course maximale (Vmax), et la perte de vitesse durant les 40 derniers mètres du parcours exprimée en pourcentage de la vitesse de course maximale (Vloss).

Peu de temps après, Delecluse et al. (1995) se sont proposés de confirmer la structure de la performance multidimensionnelle sur 100 mètres, et de définir les différentes dimensions. A partir de 171 courbes de vitesse d'étudiants en STAPS, 50 variables de vitesse ont été recueillies : une après chaque 2 mètres de courses. Une Analyse en Composantes

Principales à partir de ces 50 variables a permis d'extraire trois composantes principales (CP) correspondant à trois éléments fondamentaux de la course de vitesse, relativement indépendants. La première composante (CP1) révèle la faculté du coureur à maintenir des vitesses de course élevées entre le 36^e et le 100^e mètre. Les deux autres composantes sont relatives à la phase d'accélération : CP2 représentant la capacité à accomplir une accélération initiale élevée sur les 10 premiers mètres, et CP3 correspondant à la capacité à atteindre des vitesses élevées dans la phase de transition entre la phase d'accélération initiale et la phase à vitesse maximale. Ensuite, les auteurs ont mis en relation les résultats de l'ACP avec les quatre paramètres A10, Vmax, Vloss et T100 observés dans l'étude de Van Coppenolle *et al.* (1990)¹⁹. Une vitesse de course élevée dans la seconde partie de la course (CP1 dominante de V36 à V100) est liée à une vitesse maximale (Vmax) élevée ($r = 0,72$) et une perte de vitesse (Vloss) limitée ($r = -0,72$). La capacité à développer de la vitesse dans la seconde partie de la phase d'accélération (CP2 dominante de V12 à V34) est corrélée à une Vmax élevée ($r = 0,64$) mais à des difficultés pour maintenir une vitesse de course élevée (Vloss élevée) en fin de parcours ($r = 0,64$). La corrélation élevée entre A10 et CP3 ($r = 0,88$) indique que cette dernière traduit bien la capacité à réaliser une accélération initiale élevée. Toutes les composantes ont une corrélation négative avec T100 : $r = -0,76$ pour CP1, $r = -0,52$ pour CP2, $r = -0,38$ pour CP3. Le temps sur 100 mètres (T100) diminue (s'améliore) si les deux parties de la phase d'accélération (CP3 et CP2) et la phase de décélération (CP1) sont élevées. T100 est fortement corrélé à CP1 puisque cette dernière représente une grande partie de la course (V36 à V100). L'extraction de deux composantes relatives à la phase d'accélération soutient la proposition de plusieurs auteurs (Bartonietz & Güllich, 1992; Disch, 1979; Fuchs & Lames, 1990; Joch, 1988) de diviser cette phase en deux secteurs : une phase de grande accélération (PGA) et une phase de faible accélération (PFA). Chaque paramètre est spécifique dans sa relation aux trois composantes. L'entraînement peut avoir des effets positifs sur A10 mais des effets négatifs sur Vmax ou vice-versa. D'où la difficulté dans la planification de l'entraînement à améliorer toutes les composantes ou dimensions de la course.

Dans ce contexte, Kapfer (2002) s'est proposé de comparer l'effet de trois types d'entraînement centrés sur : (1) la phase d'accélération (incluant PGA et PFA), (2) la phase de maintien de vitesse²⁰, (3) et les deux phases simultanément. Cette étude révèle que l'entraînement spécifique joue un rôle incontestable pour améliorer l'efficacité de la performance dans un secteur précis de la course, à condition de respecter les principes établis de l'entraînement (Hubiche & Pradet, 1993; Platonov, 1988; Pradet, 1996; Réga, Patoret, & Amorin, 2000). La performance dans les autres secteurs de la course est aussi améliorée, mais dans une moindre mesure. En conséquence, l'amélioration de la performance finale s'obtient en réalisant un entraînement prenant en compte l'ensemble des secteurs. En outre, l'auteur a observé un « lissage » de la courbe d'évolution de la

¹⁹ A10 (m.s⁻²) : V10 divisé par le temps pour parcourir les 10 premiers mètres ; Vmax : la plus grande valeur parmi des 50 valeurs de vitesses : V2, V4, ..., V100 ; Vloss (%) : $100 - (100 \cdot ((V60 + V62 + \dots + V100) / (21 \cdot Vmax)))$; T100 (s) : temps final aux 100 mètres calculées à partir de la courbe distance-vitesse.

²⁰ D'après la définition de l'auteur, la phase de décélération globale débute dès la fin de la phase d'accélération et comprend deux sous-phases : une phase de maintien de vitesse (PMV), suivie d'une phase de décélération (PD) marquée.

vitesse (moins « accidentée ») au fur et à mesure de la progression de l'athlète. Ce phénomène pourrait constituer un bon indicateur pour les entraîneurs afin d'estimer les secteurs de la course sur lesquels l'athlète doit travailler.

1.4. PHASE DE MAINTIEN DE LA VITESSE MAXIMALE

Toutes les phases de la course ont été analysées lors de compétitions internationales comme les Jeux Olympiques de Séoul en 1988 (Brüggeman & Glad, 1990), les Championnats du Monde de Rome en 1987 (Moravec *et al.*, 1988), de Tokyo en 1991 (Ae, Ito, & Suzuki, 1992) et d'Athènes en 1997 (Ritzdorf, 1997). Au cours de ces différentes compétitions, la vitesse moyenne de course par intervalles de 10 mètres a été étudiée, et l'utilisation d'un système laser aux Championnats du Monde d'Athènes a permis de connaître le déplacement du coureur en fonction du temps tous les 0,02 secondes.

Tableau 23 : Vitesses instantanées des sprinters masculins dans la finale de la course du 100 m des CM en 1997

	<i>Greene</i>	<i>Bailey</i>	<i>Montgomery</i>	<i>Fredericks</i>	<i>Boldon</i>	<i>Ezinwa</i>	<i>Moyenne</i>	<i>DS</i>
10 m	8.71	8.90	8.82	8.77	8.67	8.55	8.737	0.122
20 m	10.47	10.55	10.34	10.35	10.36	10.21	10.38	0.117
30 m	11.14	11.28	11.14	11.02	11.03	11.08	11.11	0.096
40 m	11.50	11.63	11.54	11.43	11.41	11.38	11.482	0.094
50 m	11.67	11.76	11.62	11.60	11.50	11.52	11.612	0.096
60 m	11.80	11.80	11.61	11.72	11.54	11.51	11.663	0.128
70 m	11.68	11.70	11.54	11.52	11.34	11.42	11.533	0.141
80 m	11.57	11.55	11.42	11.43	11.20	11.30	11.412	0.143
90 m	11.51	11.38	11.25	11.27	11.05	11.07	11.255	0.177
100 m	11.30	11.00	10.95	10.97	10.46	10.36	10.840	0.358

Vitesses instantanées (en mètres par seconde), à intervalles de 10 m, des sprinters masculins dans la finale de la course du 100 m des Championnats du Monde à Athènes (1997) ; DS : déviation standard ; valeurs surlignées en rouge : maximum de vitesse instantanée par individu.

Dans le Rapport Final du Projet de Recherche Biomécanique mené à Athènes (Brüggemann, Koszewski, & Müller, 1997), sont reportées les vitesses de course horizontales instantanées recueillies pendant la finale du 100 mètres. Le Tableau 23 présente les profils de vitesse d'athlètes de haut niveau masculins. Bien que Donovan Bailey ait réalisé une accélération extraordinaire durant les 60 premiers mètres pour atteindre une vitesse maximale (11,80 m.s⁻¹) équivalente à celle de Maurice Greene, ce dernier se distingue des autres sprinters par sa capacité à résister à la vitesse maximale dans les 20 derniers mètres (Greene : perte de vitesse de 2,33 % entre le 80^e et le 100^e mètre versus Bailey : 4,76 %). Les six finalistes atteignent une vitesse supérieure à 10 m.s⁻¹ avant le 20^e mètre du parcours, et supérieure à 11 m.s⁻¹ après le 30^e mètre. L'analyse du Tableau 24 révèle que les finalistes masculins atteignent leur vitesse maximale vers le 60^{ème} mètres. Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus au Championnat du Monde à Rome en 1987 et aux Jeux Olympiques de Séoul en 1988. La plus grande vitesse dans cette finale a été mesurée à 11,87 m.s⁻¹ chez les hommes (Maurice Greene et Donovan Bailey).

Les médaillés masculins couvrent plus de 70 mètres avec une vitesse de course supérieure à 11 m.s⁻¹ (Tableau 25). Greene réalise plus de la moitié de la course à une vitesse supérieure à 11,5 m.s⁻¹, sa vitesse étant encore supérieure à 11 m.s⁻¹ lorsqu'il franchit la

ligne d'arrivée. Bailey démontre la plus grande capacité d'accélération atteignant le premier les vitesses de 11 et 11,5 m.s⁻¹. Cependant, en comparaison à Greene, il est aussi le premier à quitter cette zone de vitesse.

Tableau 24 : Vitesse maximale à laquelle la vitesse maximale est atteinte durant la course à Athènes

<i>Hommes</i>	V_{max}	$V_{max} \text{ at}$
Greene (USA)	11.87	58.10
Bailey (CAN)	11.87	62.30
Montgomery (USA)	11.67	60.20
Fredericks (NAM)	11.74	59.20
Boldon (TRI)	11.66	60.80
Ezinwa (NGR)	11.56	61.90
Moyenne	11.728	60.417
SD	0.113	1.460

V_{max} : vitesse maximale (en mètre par secondes ; $V_{max} \text{ at}$: distance (en mètres) à laquelle la vitesse maximale est atteinte durant la course, lors des finales de la course du 100 m des Championnats du Monde en 1997.

Tableau 25 : Distances parcourues à une vitesse supérieure à 11 m.s⁻¹ et 11,5 m.s⁻¹

<i>Athlètes masculins</i>	$V > 11 \text{ m.s}^{-1}$			$V > 11.5 \text{ m.s}^{-1}$		
	DEBUT (m)	FIN (m)	DIFF. (m)	DEBUT (m)	FIN (m)	DIFF. (m)
Greene	28.64	100.00	71.36	40.20	90.36	50.16
Bailey	24.26	95.90	71.64	36.24	82.75	46.51
Montgomery	27.78	97.91	70.13	37.73	76.91	39.18
Fredericks	29.62	97.63	68.01	43.15	74.02	30.87
Boldon	30.09	92.70	62.61	44.35	68.44	24.09
Ezinwa	28.86	93.55	64.69	43.96	63.99	20.03
Moyenne	28.208	96.282	68.073	40.938	76.078	35.140
SD	1.911	2.541	3.392	3.124	8.736	11.104

Distances parcourues à une vitesse supérieure à : 11 m.s⁻¹ et 11,5 m.s⁻¹ respectivement, chez les athlètes masculins, lors des finales de la course du 100 m des Championnats du Monde à Athènes, 1997.

En guise de conclusion, l'analyse des compétitions indique que la vitesse maximale de course se situe entre le 50^e et le 60^e mètre pour la plupart des sprinters de niveau mondial, certains mêmes montrant des capacités d'accélération jusqu'au 80^e mètre. A 30 mètres de course, ces sprinters atteignent déjà environ 90 % de leur vitesse maximale. En outre, les finalistes du 100 mètres masculin (Athènes, 1997) sont capables de maintenir une vitesse proche de leur valeur maximale (supérieure à 11 m/s⁻¹) pendant 20 à 50 mètres. Autant que la vitesse maximale absolue atteinte pendant la course, la capacité à prolonger une vitesse élevée caractérise les meilleurs sprinters.

1.5. FREQUENCE ET AMPLITUDE DES PAS A VITESSE MAXIMALE

C'est précisément dans la phase de vitesse maximale d'une course de 100 mètres que les paramètres d'amplitude et de fréquence du pas atteignent leurs valeurs optimales. Il convient donc de s'attarder dans l'étude de ces deux paramètres mécaniques qui composent la vitesse de course. A vitesse constante, la relation entre l'amplitude et la fréquence du pas est de caractère hyperbolique. En outre, les coûts énergétiques, pour un mètre parcouru à une même vitesse, mais avec des combinaisons différentes de l'amplitude

et de la fréquence du pas, ne sont pas équivalents (une combinaison optimale existe dans laquelle le coût est minimal).

Dans le Rapport Final des Championnats du Monde d'Athènes (Brüggemann *et al.*, 1997), les deux composantes de la vitesse, amplitude et fréquence du pas, ont été recueillies dans trois secteurs de la finale du 100 mètres masculin. Les valeurs sont résumées dans le Tableau 26, où les données de Carl Lewis, Leroy Burrell et Ben Johnson, ont été incluses à titre de comparaison. Chez la plupart des athlètes, la fréquence atteint une valeur maximale durant l'intervalle des 30-60 mètres, et a tendance à décroître dans le dernier tronçon du parcours. Il apparaît que la diminution générale de la vitesse dans les derniers mètres peut principalement être attribuée à une diminution de la fréquence des pas ; l'amplitude étant augmentée pour beaucoup d'athlètes.

Tableau 26 : Fréquence et amplitude moyennes des pas par tranche de course

Intervalle (mètres)	Fréquence des pas (Hertz)				Amplitude des pas (mètres)			
	0-30	30-60	60-100	0-100	0-30	30-60	60-100	0-100
Greene	4.29	5.00	4.73	4.65	2.00	2.22	2.31	2.18
Bailey	4.29	4.64	4.57	4.49	2.00	2.31	2.42	2.25
Montgomery	4.72	4.81	4.89	4.81	1.76	2.31	2.25	2.09
Fredericks	4.43	5.00	4.67	4.67	1.94	2.22	2.29	2.15
Boldon	4.17	4.81	4.30	4.39	2.00	2.31	2.50	2.27
Ezinwa	4.44	4.64	4.65	4.57	1.88	2.31	2.33	2.16
Surin	4.31	4.81	4.37	4.47	1.94	2.31	2.40	2.21
Marsh	4.10	4.63	4.15	4.26	1.88	2.40	2.61	2.28
Johnson (1987, 9.83)	4.50	4.96	4.73	4.72	1.79	2.34	2.45	2.22
Johnson (1988, 9.79)	4.26	5.02	4.74	4.76	1.80	2.36	2.44	2.22
Lewis (1987, 9.93)	4.12	4.71	4.49	4.40	1.94	2.46	2.60	2.36
Lewis (1988, 9.92)	4.15	4.73	4.42	4.40	1.93	2.46	2.60	2.36
Lewis (1991, 9.86)	4.36	4.64	4.52	4.51	1.92	2.51	2.61	2.37
Burrell (1991, 9.88)	4.34	4.45	4.41	4.40	1.95	2.59	2.62	2.41

Finale du 100 m masculin des Championnats du Monde à Athènes (1997) ; tranche de course : e.g. 0-30 : de zéro à 30 mètres ; au bas du tableau : valeurs des 1^{er} et 2nd médaillés aux Championnats du Monde de Rome (1987), aux Jeux Olympiques de Séoul (1988), et aux Championnats du Monde de Tokyo (1991).

Un sous-groupe de trois athlètes illustre des profils variés (Tim Montgomery, Donovan Bailey et Davidson Ezinwa). Leur fréquence reste la même que celle qui a été atteinte dans l'intervalle des 30-60 mètres. Tandis que l'amplitude du pas de Montgomery diminue entre l'intervalle des 30-60 mètres et celui des 60-100 mètres, celle de Bailey et, dans une bien moindre mesure, celle d'Ezinwa est augmentée. Il est intéressant de souligner que ce sont les trois médaillés qui ont atteint les plus grandes fréquences. Les valeurs issues des Championnats du Monde de Rome (1987), des Jeux Olympiques de Séoul (1988), et des Championnats du Monde de Tokyo (1991) montrent que Ben Johnson et Carl Lewis ont un profil de rythmicité (patron d'évolution du rapport amplitude-fréquence) très proche (même si les deux courses ont eu lieu à un an d'intervalle). La comparaison avec les valeurs de Maurice Greene souligne l'importance d'une haute fréquence des pas, notamment dans l'intervalle des 30-60 mètres. Ben Johnson a été capable de courir le meilleur temps, jamais mesuré, avec la fréquence la plus élevée de tous les concurrents. Cependant, cet athlète a été disqualifié après la course ; ainsi cette valeur de fréquence extraordinaire n'était possible à l'époque que lorsque l'on quittait les limites physiologiques humaines. Seul

Greene et Fredericks ont pu atteindre une pareille valeur de fréquence dans la finale du 100 mètres à Athènes. Pour Brüggemann *et al.* (1997), l'hypothèse que ce dernier sprinter (Fredericks), initialement spécialisé sur l'épreuve du 200 mètres, n'a pas réussi à atteindre un compromis amplitude-fréquence optimal sur une distance de course plus courte (100 mètres) pourrait être émise. En outre, Carl Lewis n'a jamais atteint de telles fréquences, privilégiant davantage l'amplitude de ses pas (2,37 m versus 2,15 m pour Fredericks). Dans la finale de Tokyo (1991), Leroy Burrell obtient des valeurs d'amplitude équivalentes à celles de Carl Lewis, bien que ne pouvant pas atteindre des fréquences comparables à celles de ce dernier. Collectivement, ces résultats mettent en évidence que la fréquence des pas est privilégiée dans l'intervalle des 30-60 mètres, tandis que dans le dernier intervalle du parcours (60-100 mètres), c'est l'amplitude qui devient la composante dominante.

En guise de conclusion, la fréquence des pas apparaît comme un des facteurs déterminants dans la phase d'accélération (Gagnon, 1973; Plamondon & Roy, 1984). Dans les 10 premiers mètres, la fréquence moyenne des meilleurs sprinters représente déjà 80 % de sa valeur maximale, et l'amplitude moyenne 50 %. La fréquence moyenne peut atteindre 5 Hertz dans l'intervalle des 30-60 mètres. L'amplitude des pas augmente progressivement pendant toute la durée de la course ; chez certains sprinters, sa valeur peut s'élever à plus de 2,60 m dans les derniers mètres du parcours (Ae, Ito, & Suzuki, 1992; Moravec *et al.*, 1988). Il n'existe pas de différences significatives entre les sexes concernant la fréquence. En revanche, les sprinters masculins présentent de plus grands pas que leurs homologues féminines, ce qui explique leur plus grande vitesse de course (Mero & Komi, 1986).

De nombreuses discussions ont porté sur l'importance relative de la fréquence et de l'amplitude des pas sur la vitesse de course. Au cours d'épreuves de courte durée effectuées à vitesse croissante, Luhtanen & Komi (1978) ont mis en évidence qu'aux vitesses les plus élevées, la fréquence devient le facteur prépondérant de la performance : tandis que l'amplitude est stabilisée, la fréquence continue à s'élever. Ces résultats ont été complétés par des études comparant des sprinters de différents niveaux, établissant que les meilleurs d'entre eux se distinguaient par une fréquence supérieure, tandis que leur amplitude était sensiblement identique à celle des autres coureurs (Mann & Herman, 1985; Mann, 1986; Mero, Luhtanen, & Komi, 1982). Plus tard, l'étude menée par Mero & Komi (1986) confirme cette tendance en montrant que pour atteindre une vitesse supra-maximale (108,4 %), les sujets augmentent l'amplitude et la fréquence de leurs appuis de 1,5 % et 6,9 %, respectivement.

1.6. EFFET DE LA MORPHOLOGIE (LONGUEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS)

D'après les travaux de Carter (1982) réalisés sur 79 sujets de niveau olympique, les sprinters présentent un biotype « méso-ectomorphique » : 1,7 ($\pm 0,48$), 5 ($\pm 0,94$), 2,8 ($\pm 0,91$)²¹ ; c'est-à-dire des sujets musclés, pas très grands présentant un rapport taille-poids

²¹ La somatotypie est un outil de description et de classification de la conformation morphologique globale des individus. Le somatotype est subdivisé en trois composantes : l'endomorphie (i.e. l'adiposité relative de l'individu), la mésomorphie (la robustesse relative du système musculo-squelettique), l'ectomorphie (ou

équilibré. L'étude menée par Hoffman (1964), comprenant 56 sprinters de haut niveau (performance au 100 mètres comprise entre 10 et 11,4 secondes), a montré de fortes corrélations entre les données morphologiques et les deux composantes de la vitesse (amplitude²² et fréquence²³) mesurées entre le 50^e et le 60^e mètre de la distance parcourue. D'après l'auteur, l'amplitude des pas se trouverait plus directement liée à la longueur des membres inférieurs qu'à la taille des sujets. Les résultats de cette étude sont synthétisés dans les Tableau 27 et Tableau 28.

Tableau 27 : Valeurs de la longueur de jambe et des deux composantes de la vitesse (amplitude et fréquence)

	<i>Longueur mb inférieur</i>	<i>Amplitude des pas</i>	<i>Fréquence des pas</i>
Moyenne	94.5	1.98	4.6
Minimum	85	1.80	4.18
Maximum	103	2.19	5.13

Pour 79 sprinters de haut niveau. D'après Hoffmann (1964).

Tableau 28 : Rapports entre la stature, la longueur des jambes, l'amplitude et la fréquence des pas

<i>Caractéristiques M2</i>	<i>Caractéristiques M1</i>	<i>Groupe de sprinters</i>	<i>Indice M1/M2</i>	<i>Groupe de sprinters</i>	<i>Coefficient de corrélation</i>
Amplitude maximale des pas	Stature	Tous	1.24	Tous	0.59
		12 meilleurs	1.26	12 meilleurs	0.985
Amplitude maximale des pas	Longueur mb inférieurs	Tous	2.30	Tous	0.70
		12 meilleurs	2.33	12 meilleurs	0.90
Amplitude moyenne des pas	Stature	Tous	1.14	Tous	0.69
		9 meilleurs	1.2	15 meilleurs	0.82
Amplitude moyenne des pas	Longueur mb inférieurs	Tous	2.11	Tous	0.735
		10 meilleurs	2.14	--	--
Fréquence moyenne des pas	Stature	Tous	8.1	Tous	-0.49
		--	--	15 meilleurs	-0.81
Fréquence moyenne des pas	Longueur mb inférieurs	Tous	4.34	Non renseigné	0.76
		10 meilleurs	4.44		

Pour différents regroupements de sprinters (performances des meilleurs sprinters entre 10 et 10,7 s) ; coefficient de corrélation calculé pour chaque couple de caractéristiques : par exemple, l'indice amplitude maximale des pas (M1) / stature (M2) indique qu'une augmentation de 1 cm de M2 correspond à une augmentation de 1,26 cm de M1 chez les 12 meilleurs sprinters de l'étude (cf. deuxième ligne du tableau). D'après Hoffmann (1964).

Les résultats de l'étude de García Manso *et al.* (1998), présentés Tableau 29, confirment ceux de Hoffman (1964). Certaines de ces valeurs ont été obtenues sur une piste en cendré, ce qui a probablement influencé les résultats. Il reste néanmoins indéniable que ces deux études constituent une source de valeur inestimable en présentant des résultats comparables quant à la relation entre l'anthropométrie (stature et longueur des membres

linéarité relative calculée à partir de l'indice pondéral : taille/racine cubique du poids). Les valeurs de chacune des composantes, présentées dans l'ordre ci-dessus, s'étalent sur une échelle ouverte commune variant de 0 à 9 environ. Plus la valeur calculée est près de zéro, moins l'individu possède cette caractéristique et vice versa. Lorsque deux valeurs sont voisines, on fera alors référence à un somatotype mixte de type méso-ectomorphe, méso-endomorphe, ecto-mésomorphe, etc.

²² L'amplitude moyenne du cycle de jambe a été obtenue par le quotient suivant : longueur de la distance parcourue / nombre de cycles.

²³ La fréquence moyenne du cycle de jambe a été obtenue par le quotient suivant : nombre de cycles / durée de la course.

inférieurs) et les deux composantes de la vitesse (amplitude et fréquence). A titre de référence, le Tableau 30 présente les valeurs de stature et de poids de 30 sprinters de niveau mondial.

Tableau 29 : Ratios entre les composantes de la vitesse et les facteurs anthropométriques

<i>Paramètres</i>	<i>Hommes*</i>	<i>Femmes**</i>
Amplitude maximale du pas <i>vs</i> stature	1.24	1.24
Amplitude maximale du pas <i>vs</i> longueur des membres inférieurs	2.30	2.30
Amplitude moyenne du pas <i>vs</i> stature	1.14	1.14
Amplitude moyenne du pas <i>vs</i> longueur des membres inférieurs	2.11	2.16
Stature <i>vs</i> fréquence moyenne	8.1	7.49
Amplitude <i>vs</i> fréquence des pas	4.34	4.00

*Composantes de la vitesse : amplitude et fréquence ; facteurs anthropométriques : stature et longueur des membres inférieurs ; chez des athlètes masculins et féminins. *D'après Garcia Manso et al. (1998). ** D'après une étude de Hoffmann (cité par Garcia Manso et al.), menée en 1972, sur les 23 athlètes féminines du plus haut niveau de son époque (Wilma Rudolph, Irena Kirszenstein, WyomiaTyus, etc.), présentant une amplitude du pas de 2,078 m dans la phase de vitesse maximale, une amplitude moyenne sur l'ensemble du parcours de 1,942 m, et une fréquence moyenne de 4,48 Hz.*

Tableau 30 : Statures et poids de sprinters masculins haut niveau sur l'épreuve du 100 m

<i>Athlètes</i>	<i>Stature(m)</i>	<i>Poids(kg)</i>	<i>Athlètes</i>	<i>Stature(m)</i>	<i>Poids(kg)</i>
C. Lewis	1.88	80	De Loach	1.84	76
B. Johnson	1.78	77	H. Crawford	1.90	87
M. Lattany	1.75	73	E. King	1.75	76
L. Burrell	1.83	61	S. Floyd	1.78	74
C. Smith	1.76	66	M. Woronin	1.86	82
J. Hines	1.83	82	H. Glance	1.72	67
L. Christie	1.89	77	A. Cason	1.74	70
Surin	1.80	81	V. Borzov	1.83	80
C. Mitchell	1.73	68	L. Mcrae	1.75	77
R. Stewart	1.78	68	A. Simon	1.60	67
C. Imoh	1.88	77	S. Krylov	1.84	73
S. Leonard	1.73	60	S. Tilli	1.75	66
M. Witherspoon	1.90	87	A. Pavoni	1.82	70
B. Hayes	1.82	86	Drummond	1.75	72

2. CADRE D'ETUDE DE L'ANALYSE PROCUSTE DU CYCLOGRAMME

L'acte d'entraîner nécessite de savoir observer, découvrir les erreurs qui perturbent le geste efficace du sujet entraîné et d'être capable d'en identifier les causes. Il s'agit donc d'une évaluation quantitative et qualitative. Il faut être capable dans un premier temps d'établir le profil du sportif. Cette réalité conduit les entraîneurs à admettre que l'une des difficultés majeures qu'ils rencontrent dans l'exercice de leur métier est la nécessité de « bien connaître la technique de la spécialité » et, parallèlement « arriver à cerner la personnalité de l'entraîné et son fonctionnement ». (Maurice Houvion, entraîneur à l'INSEP, dans Les experts en question. Savoirs professionnels en matière d'entraînement, Krantz & Dartnell, 2001). Les entraîneurs travaillent sans cesse à la reconnaissance des bases techniques ou des « pré-requis », dans un souci d'efficacité et d'économie générale, mais également, dans une perspective prophylactique, afin que le sujet entraîné répète ces

« éléments fondamentaux » comme un pianiste répète ses gammes. Les sports qualifiés « d'habiletés fermées », tels l'athlétisme, sont très sensibles à une telle approche parce qu'il s'agit essentiellement de construire une habileté motrice qui va du simple au complexe, et qui se réglera davantage au fur et à mesure de l'acquisition d'un certain niveau de maîtrise.

2.1. DE LA CHRONOPHOTOGRAPHIE AU CYCLOGRAMME

La première véritable étude scientifique des mouvements du corps humain fut réalisée il y a plus d'un siècle ; elle est due à Etienne-Jules Marey, le savant dont la passion et les recherches portent sur l'analyse du mouvement, et Georges Demenÿ, l'oublié des origines du cinéma. Les deux hommes vont construire la Station physiologique du Parc des Princes, le premier laboratoire au monde de biomécanique, qui ressemble à un stade équipé pour tourner un film, treize ans avant l'apparition convenue du cinéma. Ils utilisent le « chronophotographe » à plaques de verre, l'ancêtre de la caméra, imaginé par Marey, réunissant « sur une même plaque une série d'images successives, représentant les différentes positions qu'un être vivant cheminant à une allure quelconque, a occupées dans l'espace, à une série d'instantanés connus. » Les mouvements de l'homme sont certainement les sujets les plus souvent traités par Marey. Pour obtenir de nombreuses positions intermédiaires du corps en mouvement, il a l'idée de « revêtir le marcheur d'un costume entièrement noir, sauf d'étroites bandes de métal brillant, qui, alignées le long de la jambe, de la cuisse, et du bras, signalent assez exactement la direction des rayons osseux de ses membres. » Marey présente le 25 juin 1883 une « photographie géométrique » de la course d'un homme à 60 images par seconde, dont il en tire une épure au trait noir en décalquant le cliché (Figure 62).

Sur la chronophotographie, l'intervalle de temps entre chaque image est le même. Dans ses expériences de balistique, Marey assimile le membre inférieur à un pendule articulé, qui oscille autour d'un pivot représenté par la hanche. Les mouvements des segments, « qui se combinent entre eux et réagissent les uns sur les autres, donnent une résultante extrêmement compliquée », illustrée par la Figure 63 (Marey, 1894).

Cette « résultante » évoquée par Marey est reprise par Blanqui, Pierre, Trouillon & Vaussenat (1982) à Grenoble qui émettent l'hypothèse que la performance lors d'une course de vitesse dépendrait étroitement de la qualité de l'action du membre oscillant : « la source principale d'énergie nécessaire à la propulsion ne serait-elle pas développée par le mouvement du membre oscillant ? ». Pour faciliter l'analyse du mouvement du membre oscillant, toutes les positions de hanche se trouvent superposées si bien que les positions de cheville forment une courbe fermée, que les auteurs appellent « poulaine » en raison de sa ressemblance avec les chaussures portées au Moyen-Âge par les Pages. De cette étude, il apparaît que « le membre oscillant ne se limite pas à des oscillations pendulaires simples, mais présente, pendant la phase d'appui du membre opposé, une trajectoire caractéristique pendant laquelle le mouvement propulsif est renforcé ».

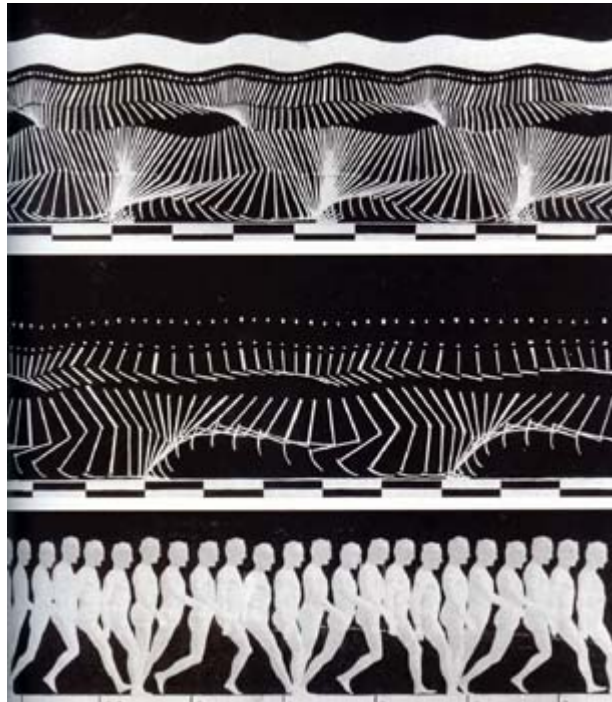


Figure 62 : Etienne-Jules Marey, « Etude chronophotographique de la locomotion humaine », 1886

De haut en bas : chronophotogrammes d'un marcheur, d'un coureur, et d'un sujet habillé de blanc qui ne montre du sujet que la partie blanche tournée vers l'objectif.

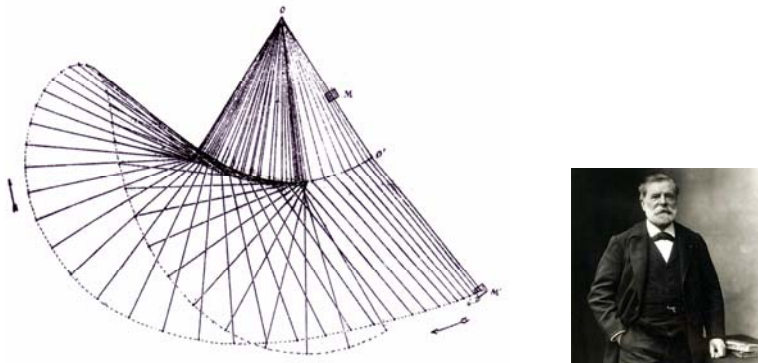


Figure 63 : Mouvement du membre inférieur autour d'un pivot constitué par une articulation proximale

Mouvement par rapport à la hanche (articulation coxo-fémorale). « Pendule articulé ; une oscillation de droite à gauche suivie d'une demi oscillation de gauche à droite », (Marey, 1894).

De nombreux autres travaux suivirent la même méthodologie pour caractériser soit différentes techniques de course (Objectivation de l'entraînement des athlètes de haut niveau avec la vidéo à grande vitesse : évolution du cyclogramme de la cheville, Piasenta, 1988), soit l'adaptation à différentes spécialités athlétiques (Etude comparative de la foulée du sprinter et du hurdler dans l'intervalle interobstacle. Conséquences pour le décathlonien, Pauly, 1991). Plus tard, dans le contexte des Jeux Olympiques d'Atlanta²⁴ en 1996, Krantz (1996) a proposé de comparer les cyclogrammes de la cheville de l'Américain Michael Johnson et de la Française Marie-José Pérec entre le 140^e et le 150^e mètre d'une

²⁴ Les Jeux Olympiques d'Atlanta (1996) ont été marqués : (1) par le doublé de Michael Johnson et de Marie-José Pérec sur 200 et 400 mètres ; (2) par l'enregistrement d'un record du monde en 19,32 secondes au 200 mètres accompli par l'Américain ; (3) par le style tout à fait opposé de ces deux coureurs.

course de 400 mètres (amplitude des pas : 2,32 versus 2,22 mètres ; durée des pas : 0,213 versus 0,238 secondes, respectivement) (Figure 64).

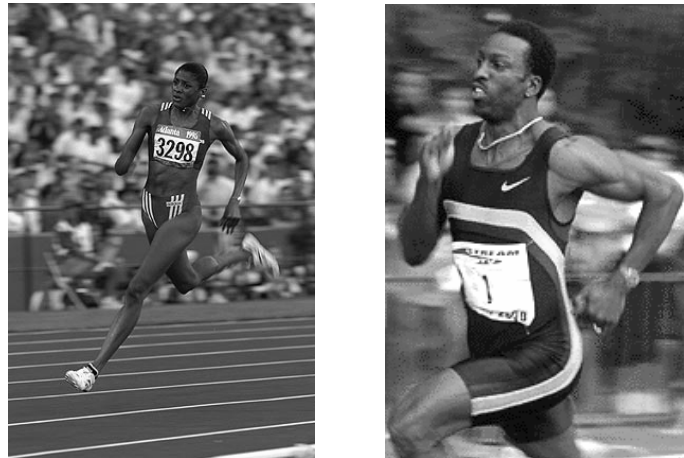


Figure 64 : Marie-José Pérec (à gauche) et Michael Johnson (à droite) : analyse comparée de la foulée. Efficacité et économie : quel système expert retenir ? (Krantz, 1996).

Le style de course de Michael Johnson est le même que celui de Jesse Owens (1936), et correspond également très curieusement à celui de Sanchez Félix (Championne du Monde Junior au 200 mètres en 1996). Le trajet de sa cheville se répartit de façon relativement équilibrée de part et d'autre de la projection verticale de sa hanche ; « l'épaisseur de la corne avant de la poulaine atteste d'un travail de la cheville qui vient de haut et de loin » avant la prise d'appui au sol. A contrario, « une cheville qui monte très haut derrière la hanche de Marie-José Pérec, qui demeure en phase de plateau un certain temps et qui chute brutalement avant son passage sous le bassin » explique « la minceur de la corne avant de la poulaine » de cette athlète.

Dans le même temps, Gager, Durey, Hanon & Thépaud-Mathieu (1995) ont proposé des indices basés sur des rapports pour normaliser les cyclogrammes, e.g. hauteur de la corne avant/hauteur du cyclogramme, longueur du cyclogramme/stature, etc. En outre, une analyse temporelle des deux phases d'appui et des deux phases de vol du cycle a été menée : c'est le temps global moyen de la durée du cycle qui est pris comme base pour normaliser la durée des différentes phases. Sur le plan fonctionnel, il est ainsi plus aisé de déterminer l'évolution du pourcentage de chacune de ces phases en fonction de l'évolution de la vitesse de course (e.g. sous l'effet de la fatigue). Les auteurs ont pu, à travers ces indices normalisés (en amplitude et/ou dans le temps), « appréhender des stratégies de rotation du pied vers une plus grande fréquence gestuelle ou vers une recherche d'économie de course ». C'est dans cette même perspective que se sont inscrits les travaux de Natta & Réga (2001) visant à préciser l'organisation motrice de l'expert, et à en déduire des hypothèses sur le contrôle « posturo-cinétique » du sprinter (Nougier & Blanchi, 1990). Les résultats de cette étude préliminaire ont démontré qu'à vitesse maximale stabilisée, la hanche du sprinter pouvait être assimilée au centre de masse corporel ($r = 0,94$ entre les coordonnées horizontales respectives). Ils révèlent aussi un indicateur particulièrement intéressant pour rendre compte du niveau d'expertise, appelé « indice de griffé ». Cet indice représente la distance horizontale entre l'extrémité avant du cyclogramme et la position du pied à la prise d'appui (36 ± 8 cm), rapportée à la longueur totale du cyclogramme (66 ± 5 cm). Un indice élevé s'accompagne d'une prise d'appui

proche de la projection verticale de la hanche ($r = -0,93$), et une grande vitesse relative du pied au poser dans le référentiel de la hanche ($r = -0,71$). De ces observations, il apparaît clairement que cet indice rend compte du comportement particulier du sprinter à vitesse maximale.

Si les indices classiques (distances, rapports) autorisent des comparaisons systématiques et objectives entre spécialités athlétiques ou niveaux d'expertise, la représentation euclidienne de la forme des cyclogramme reste incomplète. En effet, de tels indices décrivent « l'enveloppe » c'est-à-dire le rectangle dans lequel est inscrit le cyclogramme, sans définir ses propriétés géométriques. La forme du cyclogramme proprement dite est caractérisée par les points qui définissent son contour. La durée du cycle étant variable, le cyclogramme n'est pas bâti avec le même nombre d'images d'un individu à l'autre si bien qu'il n'y a pas de correspondance entre le second point du cyclogramme A et celui du cyclogramme B. Yokoi, Shibukawa, Ae & Hashihara (1987) ont eu l'idée de localiser huit points repères sur le cyclogramme. Chaque point correspond soit à un événement bien identifiable du cycle de course (e.g. la prise de contact du pied droit au sol), soit à la distance médiane entre deux événements successifs (e.g. mi-distance entre la prise et la perte de contact du pied droit au sol). Ils ont ainsi pu observer des différences cinématiques dépendantes de la stature des sprinters courant à vitesse maximale. L'étude a été réalisée sur huit athlètes âgés de 18 à 24 ans et classés selon deux groupes, les sprinters de haute stature ($1,80 \pm 0,028$ m) et ceux de petite stature ($1,68 \pm 0,021$ m). La vitesse de course, l'amplitude et la fréquence des pas, de même que le déplacement horizontal du centre de gravité pendant la phase aérienne (distance de vol), n'ont pas montré de différences significatives entre les deux groupes. Cependant, le déplacement horizontal du centre de gravité pendant la phase d'appui (distance de contact), rapporté à la longueur du membre inférieur, était significativement supérieur chez les sprinters de petite stature. Les temps de contact et de vol étant sensiblement les mêmes dans les deux groupes, les sprinters de petite stature sont capables d'une plus grande vitesse de rotation du membre inférieur à l'appui. Comme le rayon de giration du membre par rapport à l'axe transversal passant par l'articulation coxo-fémorale (hanche) est plus grand chez les sprinters de haute stature, l'inertie du membre est augmentée. En conséquence, ces derniers auraient tendance à préparer la prise d'appui en limitant l'oscillation de la cuisse pendant le lever. En revanche, le déplacement du CoM pendant l'appui n'est pas réduit du fait de la longueur de leurs membres.

2.2. DESCRIPTION DU CYCLE DE COURSE DU SPRINTER

L'activité des membres inférieurs est ici décrite pendant toute la durée du cycle de course chez le sprinter. Les éléments de description ont été empruntés aux travaux de Natta & Réga (2001). Comme il n'y a aucune interruption dans l'activité alternante des membres, on convient de commencer la description du cycle au début de la phase d'appui du membre inférieur gauche, comme illustrée à la **Figure 65**.

La *phase d'appui* du membre inférieur gauche commence à l'instant où le pied gauche prend contact avec le sol. Au cours de cette phase, la direction générale du membre portant d'abord oblique vers l'arrière, passe par la verticale de la cheville, puis s'incline

progressivement vers l'avant jusqu'à l'instant où le pied quitte le sol. Si la trajectoire du centre de gravité est descendante avant que le pied n'entre en contact avec le sol, elle prend un caractère ascendant précisément au moment de l'amortissement²⁵. Le moment de la réorientation du centre de gravité ne coïncide pas nécessairement avec le passage de celui-ci à l'aplomb de l'appui (soutien²⁶), mais peut s'achever avant le passage à la verticale (athlète expert) ou au-delà de cette verticale (athlète non-expert). Pour amortir le choc consécutif à la prise d'appui, le genou se fléchit, en moyenne, de $13,91^\circ (\pm 3,70)$, et la cheville de $22,73^\circ (\pm 4,86)$. L'articulation de la hanche s'étend tout au long de l'appui ; l'angle couvert par la cuisse entre le poser et le lever ($46,36^\circ \pm 6,19$) témoigne de cette extension. Tandis que l'extension du genou dans cette phase est de $12,64^\circ (\pm 5,80)$, celle de la cheville atteint plus du double ($28 \pm 8,07$). La phase d'appui du membre inférieur gauche prend fin quand la pointe du pied gauche quitte le sol.



Figure 65 : Chronophotographie (de droite à gauche) de Bruno Marie-Rose, détenteur du record du monde au 200 mètres (20,36 secondes) en 1987 (Piasenta, 1988).

La *phase d'oscillation* commence lorsque la jambe gauche quitte le sol pour osciller vers l'avant, et prend fin lorsque le pied gauche reprend contact avec le sol. Elle comprend deux phases aériennes distinctes, intervalles de temps pendant lesquels le corps ne dispose d'aucun appui au sol. Chacune d'elles est le résultat des efforts produits lors de la phase d'appui qui l'a précédée. Elle permet au coureur de réaliser des ajustements segmentaires favorisant le maintien de son équilibre et la préparation des actions motrices à venir (phase d'appui suivante). Au cours de la première phase, le membre inférieur gauche, qui vient de quitter le sol, s'étend au niveau de toutes les articulations. Le coureur atteint alors une ouverture maximale entre les deux cuisses, dont la valeur moyenne pour les sprinters masculins est de $104,64^\circ (\pm 6,02)$. Ensuite, la hanche et le genou se fléchissent simultanément ; le genou atteint, en moyenne, un angle de $40,45^\circ (\pm 3,42)$ au moment du poser du pied controlatéral (droit). A cet instant, le genou débute son extension, tandis que la flexion de la hanche se poursuit entraînant la montée du genou vers le haut et vers l'avant. La flexion de la hanche est maximale ($67,73^\circ \pm 6,80^{27}$) au moment du lever du pied droit (ou très légèrement après pour certains sprinters). La flexion de la hanche se stabilise un court instant avant de débiter son extension. Ainsi, le genou s'étend à partir d'une cuisse quasiment immobilisée. Au cours de la seconde phase aérienne, se produit l'action de « griffé » précédant la reprise de contact du pied gauche au sol : elle se traduit par un retour de la jambe vers le bas et vers l'arrière grâce à une extension de la hanche. Dans un premier temps, la hanche et le genou s'étendent en même temps. Ensuite, tandis que l'extension de la hanche se poursuit jusqu'au poser, le genou se fléchit pour préparer la

²⁵ L'amortissement débute à l'instant où le pied entre en contact avec le sol et se termine au moment où la projection verticale du centre de gravité (CG) coïncide avec la verticale de l'appui.

²⁶ Le soutien correspond au moment où le centre de gravité est à l'aplomb de l'appui au sol.

²⁷ Angle compris entre la cuisse et la projection verticale de la hanche.

reprise d'appui. L'angle maximum du genou avant le début de sa flexion est, en moyenne, de 159,36° ($\pm 7,96$).

2.3. TRAVAUX ANTERIEURS

Dans une première étude réalisée en 2001-2002 (Decker, Renous, Berge, Penin, & Natta, 2004; Decker, Berge, Renous, & Penin, sous presse), l'objectif était de comparer statistiquement les « styles » de course des sprinters et des coureurs de demi-fond afin de mieux cerner les caractéristiques spécifiques de la foulée de sprint. Ce travail se proposait d'adapter la méthode Procuste, initialement destinée à l'analyse quantitative de formes biologiques en morphométrie géométrique (Bookstein, 1991 ; Penin & Baylac, 1995; Rohlf, 1996, 1999 ; Penin, 1997; Penin & Baylac, 1999; Penin, 1999; Penin, 2000; Penin & Berge, 2001; Penin, Berge, & Baylac, 2002), à l'étude de formes « dynamiques » créées par les déplacements spatio-temporels des articulations au cours des cycles locomoteurs. Outre cette adaptation d'une méthode d'analyse de forme à l'analyse du mouvement, l'étude se proposait aussi d'identifier les avantages et les limites de cette approche pour l'interprétation des résultats sur le plan biomécanique.

De nombreuses études consacrées à la locomotion humaine (Gajer, Durey, Hanon, & Thépaut-Mathieu, 1997; Milliron & Cavanagh, 1990) et animale (Brinkman, 1980; Rocha Barbosa, Renous, & Gasc, 1996; Snyder, 1962; Sukhanov, 1968; Walker, 1971) ont montré l'intérêt de représenter le mouvement relatif des membres supérieurs et inférieurs pour caractériser les positions successives des chaînes articulaires des deux membres dans différents types d'allures. Ce mode de représentation, appelé « cyclogramme » (Rocha Barbosa *et al.*, 1996), offre une bonne visualisation des patrons de mouvements cycliques continus, mais reste limité à des analyses cinématiques essentiellement qualitatives. Il était donc intéressant d'appliquer la méthode Procuste (intégrant à la fois les aspects quantitatifs, visuels et statistiques) à la forme des cyclogrammes de la cheville et du genou des deux catégories de coureurs, en considérant comme fixe le repère mobile de la hanche. Les résultats de cette étude ont permis (1) d'identifier les composantes du mouvement qui présentaient le plus d'amplitude de variations entre les deux types de course, (2) de confirmer les données de la littérature mettant en évidence des différences significatives dans les stratégies de rotation du pied, du sprint au demi-fond. Ainsi, l'amorce du retour du pied vers l'avant après la perte d'appui au sol, et celle de la reprise active de l'appui au sol (qui s'effectue grâce à un mouvement rapide du pied dans le sens opposé du déplacement du centre de gravité corporel) se sont révélés les paramètres cinématiques les plus significatifs, caractéristiques du niveau d'organisation (motrice) du sprinter expert.

Une seconde étude réalisée en 2002-2003 (Decker, Renous, Berge, Penin, & Natta, 2005; Decker, Renous, Berge, & Penin, 2006), plus focalisée sur le sprint, se proposait de voir si des changements de forme du cyclogramme de la cheville étaient susceptibles de refléter des spécialisations à la course sur courtes (50-60 m au 100 m) ou longues (200 m au 400 m) distances. Contrairement à la première étude, les données cinématiques obtenues à partir de l'enregistrement vidéographique du mouvement dans le plan sagittal (250 images par seconde) ont été recueillies à vitesse maximale, et non à vitesse « spécifique » (correspondant à l'objectif chronométrique du coureur en compétition). La difficulté

résidait dans la mise en évidence des similitudes et/ou des différences fonctionnelles entre les spécialistes d'une même discipline, probablement moins manifestes qu'entre les sprinters et les coureurs de demi-fond.

La méthodologie du traitement statistique des données s'est alors appuyée sur des analyses multivariées élaborées, telles l'Analyse en Composante Principales, la régression linéaire multivariée (Berge & Penin, 2004; Kraznowski, 1988) et l'analyse de la variance (à un facteur), afin de rechercher les variables cinématiques susceptibles d'exprimer l'effet de la spécialisation du sprinter. Les résultats révèlent un changement de forme du cyclogramme de la cheville selon un continuum, allant des sprinters de 50-60 m aux sprinters de 100 m, 200 m, et 400 m. Les variations significatives, qui passaient jusqu'alors inaperçues avec les méthodes classiques, pouvaient ainsi être visualisées en les amplifiant. Elles concernent principalement la phase du lever du pied, et révèlent que les sprinters spécialisés sur la plus longue distance de sprint (400 m) expriment un cyclogramme proche de celui des coureurs de demi-fond (800 m). Il semble qu'ils profitent davantage de la réaction passive des muscles fléchisseurs du genou préalablement mis en tension par une extension vigoureuse durant la phase de poussée (Slocum & James, 1968). En outre, ils reprennent appui au sol avec une position du membre inférieur plus inclinée et plus tendue.

Ces premiers travaux, utilisant les concepts et les méthodologies de la morphométrie géométrique, constituent une approche quantitative originale et objective mettant en évidence des différences ou similitudes numériques. L'analyse Procuste, les procédures statistiques et les représentations graphiques ont été effectuées à partir du programme APS (Applied Procrustes Software) développé par Xavier Penin (2001).

3. PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES DE RECHERCHE

L'étude de la course du sprinter est ici centrée sur la « phase de maintien de la vitesse maximale ». Dans cette phase, la course est un processus périodique, stable et reproductible résultant de l'activité alternée des deux membres inférieurs, au cours de laquelle l'articulation coxo-fémorale est portée en avant. Notre étude vise à comparer les comportements adoptés par des sprinters de 100 mètres de niveaux d'expertise différents et des deux sexes afin d'identifier des différences éventuelles dans la gestion de la course par chacun de ces groupes, et de cerner ainsi les caractéristiques de la performance de haut niveau dans le sprint athlétique. Dans le champ des habiletés motrices sportives, le terme « expert » est réservé aux sportifs socialement reconnus comme accédant à l'excellence dans leur discipline, et le terme « non-experts » aux sportifs novices dans ce même domaine (mais pouvant être haut niveau dans d'autres disciplines). On émet l'hypothèse que la différence entre ces deux catégories de sportifs ne réside pas uniquement en une optimisation de capacités physiques ou de gestuelle technique ; autrement dit, il n'existerait pas un continuum entre ces deux populations. Il s'agirait plutôt de caractériser des niveaux d'organisation. L'étude systématique de l'expertise est importante pour un grand nombre de raisons. L'expertise est très recherchée car elle possède une forte valeur dans de nombreux domaines, dans le sport comme ailleurs (Abernethy, 1990). Elle ne s'acquiert pas facilement et demande, pour être manifeste, plusieurs années d'entraînement quotidien, voir même le plus souvent biquotidien (Ericsson *et al.*, 1993).

En conséquence, pour les athlètes et les entraîneurs, mais aussi pour des raisons financières, il serait souhaitable de trouver des moyens pour accéder, dans les meilleurs délais (et conditions), à l'expertise. L'observation des experts (et leur comparaison avec des sprinters moins confirmés ou non-experts) offre une opportunité de voir comment fonctionne l'apprentissage (i.e. processus à partir desquels on acquiert de l'expertise).

Le présent travail vise ainsi à comprendre comment s'opère le développement des habiletés motrices en sprint athlétique. Notre hypothèse générale est qu'il est possible d'inférer des régularités dans le comportement moteur se traduisant par des caractères invariants, dont la plupart sont d'ordre biomécanique (Bernstein, 1967). C'est ainsi que les progrès de l'habileté n'évoluent pas de manière anarchique mais selon une intégration progressive et ordonnée des « structures coordinatives » (Whiting, Vogt & Vereijken, 1992) c'est-à-dire des assemblages temporaires de synergies musculaires destinés à réduire les degrés de liberté contrôlés par le sujet.

Pour répondre à notre problématique, il s'agissait donc :

(1) de rechercher des invariants ou des variations systématiques des paramètres locomoteurs de sujets montrant des degrés d'habileté motrice distincts, en d'autres termes de niveaux d'organisation acquis par l'expérience ;

(2) de s'attacher à l'étude de la rythmicité et à l'organisation spatiale du mouvement par le choix d'un cycle locomoteur représentatif d'une phase de la course dans laquelle l'athlète se trouve à vitesse moyenne stabilisée.

Pour préciser davantage, notre objectif repose sur trois hypothèses :

(1) que la morphologie exerce une influence sur l'expression des patrons locomoteurs ;

(2) qu'il existe une relation entre les profils rythmiques et leur organisation spatiale ;

(3) que la trajectoire de l'extrémité distale de la chaîne articulaire qui intègre rythmicité, géométrie corporelle et cognition peut être une bonne représentation de l'organisation motrice du coureur.

L'étude de la phase de la course à vitesse maximale s'organise en deux parties.

3.1. BUT DE LA PREMIERE PARTIE DE L'ETUDE

La *première partie* a pour objet l'identification du secteur dans lequel le sprinter novice est capable de maintenir sa vitesse maximale dans une épreuve de 100 mètres. Cet aspect est essentiel répondant à un double objectif : d'une part, s'assurer que les modalités de réalisation de la tâche (i.e. déplacement à vitesse maximale « stabilisée ») sont respectées pour tous les sujets ; d'autre part, tenter d'identifier les différents modes de rythmicité rencontrés dans ce secteur. Plusieurs paramètres biomécaniques d'ordre spatio-temporel (comme l'amplitude et la durée des pas) ont été étudiés dans une approche qualifiée « d'objective » reposant essentiellement sur l'exploration et la modélisation statistique. L'analyse factorielle est utilisée conjointement à une méthode de classification pour avoir une première idée de la nature des liaisons entre les paramètres, et pour traiter avec prudence les paramètres corrélés et donc redondants qui risquent de charger inutilement les modèles statistiques. Les résultats de deux analyses exploratoires menées simultanément sont présentés : la première sur les paramètres « bruts » (usuellement utilisées par les entraîneurs), la seconde sur ces mêmes variables mais normalisées d'après

les formules décrites dans l'article de Hof (1996) afin d'explorer l'influence de la morphologie (longueur du membre inférieur) sur les résultats. A la fin de cette partie, le recours à l'Analyse Factorielle Discriminante vise à valider nos hypothèses formulées après la phase exploratoire, et à proposer des « classes » de sprinters, en termes de rythmicité à vitesse maximale dans une épreuve de 100 mètres.

3.2. BUT DE LA SECONDE PARTIE DE L'ETUDE

La *seconde partie* vient en complément de la précédente pour caractériser deux phases importantes du mouvement du membre inférieur : (1) la première phase d'appui du pied, dans laquelle on distingue deux sous-phases, l'amortissement et la propulsion ; (2) une deuxième phase caractérisée par l'oscillation²⁸ du membre inférieur. Dans ce but, on s'est intéressé au mouvement relatif du pied par rapport au repère du bassin (grand trochanter de la hanche), décrivant une courbe fermée : le « cyclogramme » (ou « poulaine »²⁹). Cette courbe décrit le profil de l'athlète en course à pied, aussi appelé « patron cinématique ». Le bassin a été choisi comme repère « mobile » car il représente la « clé de voûte » (Tardieu Hecquet, Barrau, Loridon, Boulay, & Legaye, *et al.*, 2006) du squelette locomoteur, unissant les différents maillons de la chaîne articulaire du système rachis-bassin-membres inférieurs. Il constitue le point de rencontre des forces de pesanteur venant du tronc (descendantes) et des forces de réaction issues du sol. La méthodologie utilisée combine la superposition Procuste (technique d'alignement) et la statistique exploratoire multidimensionnelle (analyse factorielle et classification, régression linéaire multivariée³⁰) pour identifier les profils existants (i.e. « styles de course »), et pour extraire les événements-clés du cycle (significativement) variables selon les différents niveaux d'organisation motrice. L'originalité de cette approche réside ainsi dans la possibilité de normaliser, d'évaluer et de visualiser les patrons cinématique dans un cadre mathématique et statistique.

Collectivement, les études précédemment relatées, montrent l'intérêt de la représentation du cyclogramme 2D, procurant des éléments de référence et de comparaison fiables et objectifs, pour apprécier l'organisation du sprinter à vitesse maximale. « Ces recherches sont des amplificateurs d'observables déjà définis par les entraîneurs experts et les indicateurs produits sont dans une lignée d'indicateurs déjà existants. » (Durey, 1997). Elles ont, d'ores et déjà, eu des retombées pratiques dans l'évaluation de la performance de l'athlète en focalisant le travail de l'entraîneur sur la recherche de repères visuels dont il en assure le suivi en fonction du programme d'entraînement et des objectifs.

²⁸ « Tout comme la marche, la course possède ses propres caractéristiques temporelles. (...) La phase de support n'est cependant divisée qu'en deux, la période de réception et la période de poussée, alors que la phase d'oscillation n'a pas de subdivision. » (Allard & Blanchi, 2000).

²⁹ Le terme « poulaine » a été introduit dans le langage des STAPS (Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives) par Blanqui, Pierre, Trouillon & Vaussenat (1982). Classiquement, la poulaine d'un point représente son tracé paramétrique selon deux axes (x et y), et est exprimée en cm. Dans la course à pied, les poulaines du pied et des bras ont été mises en rapport avec la dépense en énergie métabolique. Néanmoins, cette relation n'a pas été validée expérimentalement (Williams, 1985).

³⁰ Cf. Kraznowski (1988).

Jusqu'alors, l'analyse temporelle des cyclogrammes suppose de normaliser l'axe du temps en pourcentage de la durée du cycle. Comme nous l'avons énoncé précédemment, une telle normalisation présuppose une échelle (graduation) temporelle uniforme des cycles ayant différentes durées. Or, dans certaines conditions (e.g. étude comparative des niveaux d'expertise ou des variations de vitesse induites par la fatigue), les instants d'apparition des événements du cycle pourraient être décalés de même que la durée des phases et des sous-phases qui le composent. En outre, la normalisation en amplitude utilisant des nombres adimensionnels (rapports) est certes pratique, mais pose le problème du choix de la méthode correctrice de l'effet « taille » : quelle longueur (caractéristique) constante, aisément mesurable sur le sujet, reflète le mieux la « taille » de ce dernier ?

L'objet de cette partie est de proposer une nouvelle méthodologie permettant d'ajuster des cyclogrammes de forme similaire sans affecter leurs caractéristiques géométriques et temporelles. L'originalité de cette approche réside dans l'utilisation des concepts de la morphométrie géométrique pour caractériser deux phases importantes du mouvement du membre inférieur : (1) la première phase caractérisée par l'appui du pied, dans laquelle on distingue deux sous-phases, l'amortissement et la propulsion ; (2) la seconde phase caractérisée par l'oscillation du membre inférieur. Initialement destinée à l'analyse comparative de formes biologiques, l'application de la superposition Procuste à l'étude d'une forme « dynamique » nous conduit à revisiter les fondements théoriques de cette méthode. Cette technique d'alignement s'appuie ensuite sur des analyses statistiques multivariées (analyse factorielle et classification, régression linéaire multivariée³¹) pour identifier les profils cinématiques existants, et pour extraire les événements-clés du cycle (significativement) variables selon les niveaux d'expertise.

4. POPULATION ETUDIEE ET PROTOCOLE

4.1. POPULATION D'ETUDE

L'étude repose sur quatre populations expérimentales qui ont été choisies selon le critère de la performance. « La performance est un résultat, produit de l'activité, perçu, mesuré et évalué par le pratiquant ou un observateur extérieur » (Famose, 1993). La performance du sujet est située par rapport à une norme. En athlétisme, la norme en vigueur est un barème étalonnant les niveaux de performance en 12 catégories : de départementales à internationales. Ainsi, les sujets participants à cette étude ont été classés comme suit (Tableau 31) :

Les experts. Sprinters de niveau international (IB, IA) et national N1 (Entraîneurs responsables : Pierre Bonvin, Guy Ontanon, Hervé Stéphan, Christian Kapfer, Christophe Letellier & Hervé Stéphan) qui sont les sportifs reconnus dans la discipline comme accédant à l'excellence. La prestation de ces athlètes peut avoir valeur de démonstration conférant à leur pratique la dimension d'un « art ». Le statut d'expert consacre la capacité optimisée à s'organiser pour atteindre les meilleures performances dans les grandes compétitions nationales et internationales, compte tenu des limites physiques humaines.

³¹ Cf. Kraznowski (Kraznowski, 1988).

Leplat (1997) invoque l'existence de « compétences incorporées » c'est-à-dire intégrées par l'expérience, rapidement mobilisables et souvent peu verbalisables. Ces athlètes ont une charge d'entraînement quotidienne ou biquotidienne.

Les confirmés. Sprinters de niveau national N3, N2, régional ou départemental pour comprendre la nature de l'évolution des modes de coordination lors du processus d'apprentissage. La valeur technique de ces athlètes est intermédiaire et présente quelques lacunes. La charge d'entraînement est comprise entre 8 à 10 heures hebdomadaires. Cette population sert à examiner la nature de l'évolution des modes de coordination lors du processus d'apprentissage. L'expérience montre que « l'apprenant », bien qu'ayant accès à une représentation experte par l'observation d'athlètes élites, sera incapable de reproduire à l'identique le comportement de l'expert car il ne dispose pas des mêmes ressources que ce dernier, tant sur le plan morphologique que physiologique. Ces aptitudes physiques sont, en effet, potentialisées par entraînement. Il s'avère donc intéressant d'étudier l'organisation motrice intermédiaire entre la non-expertise et l'expertise afin d'identifier des indicateurs³² caractéristiques de cette phase transitoire.

Les entraînés. Sportifs non spécialisés au sprint athlétique mais présentant un niveau de prestation élevé dans des sports cycliques à dominantes physiques tels le football (américain), le rugby, le skeleton, pour examiner le processus de transfert d'apprentissage. Ces sportifs ont des qualités de vitesse, mais néanmoins différentes de celles des sprinters de 100 mètres, les conditions d'acquisition de la vitesse n'étant pas les mêmes. Les joueurs de sport collectif exécutent très rarement des sprints supérieurs à 40 mètres lors d'un match. En outre, leur centre de gravité est plus bas pour faciliter les changements de direction et d'appuis. Cette population sert à explorer l'influence de la pratique régulière de ces activités cycliques sur la prestation en sprint athlétique.

Tableau 31 : Caractéristiques des sujets masculins de la population d'étude

	<i>Individus</i>	<i>Essais</i>	<i>Temps</i>	<i>Masse</i>	<i>Âge</i>	<i>Stature</i>	<i>Mb. Inférieur</i>
ETUDE 1S	5 experts	12	10.59 (0.28)	83.74 (4.79)	24 (1.00)	1.81 (0.06)	0.99 (0.03)
	9 confirmés	18	11.88 (0.42)	73.11 (7.66)	23 (3.28)	1.80 (0.06)	0.97 (0.04)
	12 entraînés	24	13.04 (0.97)	75.38 (7.78)	22.92 (2.50)	1.76 (0.05)	0.93 (0.04)
	17 novices	31	13.39 (0.89)	75.80 (8.89)	25.35 (5.56)	1.78 (0.07)	0.95 (0.05)
ETUDE 2	12 experts	25	11.74 (0.46)	80.72 (9.88)	23.73 (3.07)	1.80 (0.06)	0.97 (0.04)
	19 confirmés	41	12.02 (0.64)	76.78 (8.19)	24.33 (6.45)	1.81 (0.06)	0.98 (0.05)
	12 entraînés	27	12.96 (0.33)	73.43 (8.53)	21.45 (3.36)	1.77 (0.08)	0.96 (0.07)
	10 novices	19	13.57 (0.90)	70.61 (7.74)	22.20 (3.77)	1.76 (0.07)	0.94 (0.05)

Unités de mesure : temps expérimentaux au 100 m en secondes, masse en kilogrammes, âge en années, stature et longueur du membre inférieur en mètres ; le poids est mesuré à l'aide d'une plate-forme de force ; la longueur du membre inférieur est la distance du grand trochanter jusqu'au sol. Remarque : les temps expérimentaux au 100 mètres sont sous-estimés dans la seconde étude, les athlètes ayant parcouru un peu plus de 100 mètres.

Les novices. Étudiants en STAPS pratiquant des disciplines sportives très variées avec une pratique quotidienne pour la plupart d'entre eux, pour étudier les caractéristiques fondamentales de la course. Leurs performances sur 100 mètres sont, en général, supérieures à 12 secondes chez les sujets masculins. Les novices constituent une « population de référence » si bien qu'en comparant leur organisation motrice avec celle

³² L'indicateur est une mesure effectuée sur le comportement.

des autres populations, nous pourrions mieux cerner les spécificités de l'expertise (de la spécialisation) par sa distinction de la non-expertise.

Au total, 126 athlètes (194 essais) dont 91 hommes (143 essais) et 35 femmes (51 essais) ont participé à la première étude « Analyse rythmique des pas à vitesse maximale »; 89 athlètes (266 essais) dont 77 hommes (231 essais) et 12 femmes (35 essais) ont participé à la seconde étude « Analyse Procuste du cyclogramme du sprinter à vitesse maximale ». Cependant, les données des femmes n'ont pas été incluses dans le présent rapport, elles le seront au travers de publications ultérieures. En outre, pour chacune des deux études, certains essais n'ont pas pu être traités. Dans la première étude, certains novices, bien qu'étant étudiants inscrits en STAPS (généralement, avec un potentiel physique important et une pratique quasi-quotidienne), ont présenté des performances à l'épreuve du 100 mètres trop insuffisantes (comparativement à l'ensemble du reste de la population d'étude) pour être inclus dans les analyses statistiques. Dans la seconde partie, la vitesse de déplacement du coureur occasionnait parfois la perte de marqueurs, notamment ceux situés à l'extrémité du membre inférieur, si bien que les essais n'ont pu être traités. Par ailleurs, certains sujets, en particuliers les plus novices, ne restaient pas toujours systématiquement dans l'alignement de la piste d'athlétisme (déviant latéralement sur un des deux couloirs contigus) si bien que la qualité de capture du mouvement en a été parfois affectée. Notre population n'inclut, ni enfants, ni adolescents ; le développement moteur étant soumis à deux processus qui interagissent en permanence : la croissance/maturation et l'expérience/apprentissage.

4.2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL ET CONSIGNES AUX SUJETS

Les athlètes ont été informés en détail des procédures expérimentales. Il leur a été demandé de s'abstenir de tout entraînement intense dans les 48 heures qui précédaient les tests. Les épreuves se sont déroulées sur deux sessions. Certains d'entre eux n'ont pas pu revenir aux dates de deuxième session proposées en raison de contraintes liées aux études ou aux échéances sportives. De plus, parmi les étudiants STAPS, plusieurs ont été blessés au cours de l'année, les empêchant de participer à la seconde session des tests.

Première session. Le protocole consistait à réaliser deux séquences de sprint sur une distance de 100 mètres avec une récupération complète et active entre chaque répétition. Les matériels mis en place ont été les systèmes Reactime et Optojump, les cellules photoélectriques et la plateforme de force. Deux journées ont été consacrées à des tests pré-expérimentaux pour mettre au point le site expérimental, et quatre journées aux tests expérimentaux.

Deuxième session. Le protocole diffère de celui de la première session. Chaque athlète a effectué deux séquences de sprint sur une distance de 80 mètres et une épreuve de 100 mètres (selon son état de forme). L'intérêt de réduire la distance à 80 mètres est de permettre à la plupart des athlètes de renouveler un essai supplémentaire. Ce choix a été retenu afin de disposer au minimum de deux essais par individu et pallier ainsi à d'éventuels aléas dans la zone de capture du mouvement (comprise entre le 47^e et le 55,5^e mètre de la distance parcourue). Les changements de luminosité ambiante au cours de la journée nous ont quelquefois amené à réitérer une procédure de calibrage des caméras. Les

matériels mis en place ont été les starting-blocks, les contacteurs mains et le système de synchronisation au départ, le chronomètre électrique à l'arrivée, la plateforme de force et le système Vicon dans la zone de capture. Deux journées ont été consacrées à des tests pré-expérimentaux pour tester le placement des caméras, vérifier les matériels et leur synchronisation, et onze journées aux tests expérimentaux.

5. RESULTATS DE L'ANALYSE RYTHMIQUE DES PAS A VITESSE MAXIMALE

5.1. DETECTION DE LA PHASE DE VITESSE MAXIMALE « STABILISEE »

Collectivement, les études précédemment citées ont permis de décrire, plus ou moins précisément selon la méthodologie mise en œuvre, l'évolution de la vitesse de course et de ses deux composantes lors d'une épreuve sur 100 mètres. En revanche, il existe peu de travaux ayant déterminé l'intervalle dans lequel des non-experts (non spécialisés) sont capables de maintenir leur vitesse maximale, en comparaison aux experts. Dans l'étude de Volkov & Lapin (1979), des sprinters, dont la performance finale au 100 mètres était en moyenne de 12 et 14 secondes, atteignaient leur vitesse maximale au 40^e et au 30^e mètre du parcours, respectivement. Ce résultat a été confirmé par Delecluse *et al.* (1995) qui ont observé, chez les 171 étudiants STAPS de leur étude (performance finale : 12,21 ± 0,40 secondes), une vitesse maximale atteinte à 36 mètres du départ.

L'objet de ce présent travail est de déterminer un intervalle de la course dans lequel tous les sujets de la population d'étude, spécialisés ou non au sprint, se déplacent à vitesse maximale « stabilisée ». Cette étude préalable est essentielle si l'on veut explorer, sans biais, la différence entre l'« expertise » et la « non-expertise » dans des conditions de réalisation de la tâche, identiques pour tous les sujets. L'identification de la phase « stabilisée » repose sur les valeurs de vitesse des pas recueillies entre le 18^e et le 78^e mètre d'une course de 100 mètres, à l'aide du système Optojump. Connaissant les temps de contact (T_c) et de vol (T_v) en secondes et l'amplitude (A) en mètre, on peut en déterminer la fréquence (F) calculée en Hertz, selon l'équation 2.

$$F = \frac{1}{(T_c + T_v)} \quad \text{Équation 2}$$

La vitesse (V) de chaque pas est le produit de son amplitude et de sa fréquence (Equation 3).

$$V = A \times F \quad \text{Équation 3}$$

La Figure 66 illustre la courbe d'évolution des valeurs de vitesse, d'amplitude et de fréquence obtenues chez un non-expert masculin (rugbyman) et une athlète féminine de haut niveau (entraînée à l'INSEP, performance finale : 11,24 s) lors d'une course de 100 mètres. Afin de déterminer objectivement le secteur dans lequel il existe une reproductibilité de la vitesse des pas, on utilise la pente de la droite de régression (linéaire simple) minimisant la somme des carrés des écarts (SCE) en y.

Il s'agit de rechercher l'équation de régression dont la pente est nulle (ou la plus proche de zéro) en utilisant une procédure itérative. Celle-ci a été automatisée sous le logiciel Origin (Version 6.1) par Antoine Couturier. L'algorithme consiste à faire glisser, le long de la

courbe, une fenêtre dont la taille est définie en nombre de pas. Chaque fois que la fenêtre est déplacée, l'algorithme calcule la pente de la droite de régression des valeurs de vitesse contenues dans la fenêtre. La taille de la fenêtre varie de 3 jusqu'au nombre total de pas recueillis dans l'intervalle de mesure [18-78 m]. L'opérateur recueille, pour chaque taille de fenêtre, le « numéro du pas » pour lequel la plus petite pente a été trouvée. Par exemple, pour une taille de fenêtre égale à 6, si le numéro du pas indiqué est 2, cela signifie que c'est à partir du pas 2 (i.e. pas 2, 3, 4, 5, et 6) que la pente d'ajustement la plus faible a été détectée. La taille de la fenêtre et la pente de la droite de régression constituent ainsi les deux critères retenus pour délimiter, de manière quantitative et objective, la phase de maintien de la vitesse maximale pour chaque individu. Dans l'exemple de la Figure 66, le coureur non-expert atteint une vitesse maximale de pas avant son entrée dans la zone de mesure, et commence à décélérer dès le 50^e mètre (diminution simultanée de la fréquence et de l'amplitude), tandis que la sprinteuse de niveau expert stabilise ses valeurs de vitesse à partir du 27^e mètre jusqu'au 70^e mètre de la course. Pour cette athlète, la chute de vitesse en fin de parcours résulte d'une diminution de l'amplitude, la fréquence étant conservée. En revanche il apparaît une légère augmentation de la variabilité de ce dernier paramètre, oscillant entre 4,27 et 4,78 Hz, dans les derniers mètres précédant la phase de décélération (celle-ci débute précisément à partir du 71,44^e mètre).

Le Tableau 32 précise le secteur parcouru à vitesse maximale chez les non-experts, en comparaison avec les sprinters de la population d'étude. Les résultats corroborent ceux de la littérature révélant que l'expertise se manifeste par un accroissement très net des phases d'accélération et de maintien de vitesse, et par une réduction de la phase de décélération. Les sujets non-experts des deux sexes atteignent leur vitesse maximale très tôt si bien qu'ils décélèrent un peu après la mi-parcours, approximativement au 55^e mètre de la course.

Tableau 32 : Valeurs moyennes de début et de fin du secteur parcouru à vitesse maximale « stabilisée »

<i>Phase de maintien de la vitesse maximale</i>	<i>Sprinters</i>		<i>Non-experts</i>	
	MASCULIN	FEMININ	MASCULIN	FEMININ
Début (m)	42.36	32.39	25.37	23.33
Fin (m)	> 78	67.28	54.22	55.03
Secteur parcouru (m)	> 35.64	34.89	28.85	31.70
Vitesse stabilisée des pas (m.s ⁻¹)	10.5	9.19	8.57	7.079

De ces observations, il apparaît une zone, commune aux non-experts et aux sprinters, dans laquelle la vitesse des pas est « stabilisée » pour tous les sujets étudiés (à quelques exceptions près). Cette zone est comprise entre le 42,4^e mètre correspondant à la fin de la phase d'accélération chez les sprinters (en moyenne) et le 54,2^e mètre correspondant à la fin de la phase de maintien de vitesse chez les non-experts (en moyenne). Il est à préciser que certains non-experts ont amorcé une décélération dès le 45^e mètre, toutefois ces derniers représentent une petite minorité (8 sujets). En conséquence, notre étude cinématique (décrite dans la seconde partie de cette étude) a été menée précisément dans cet intervalle de la course.

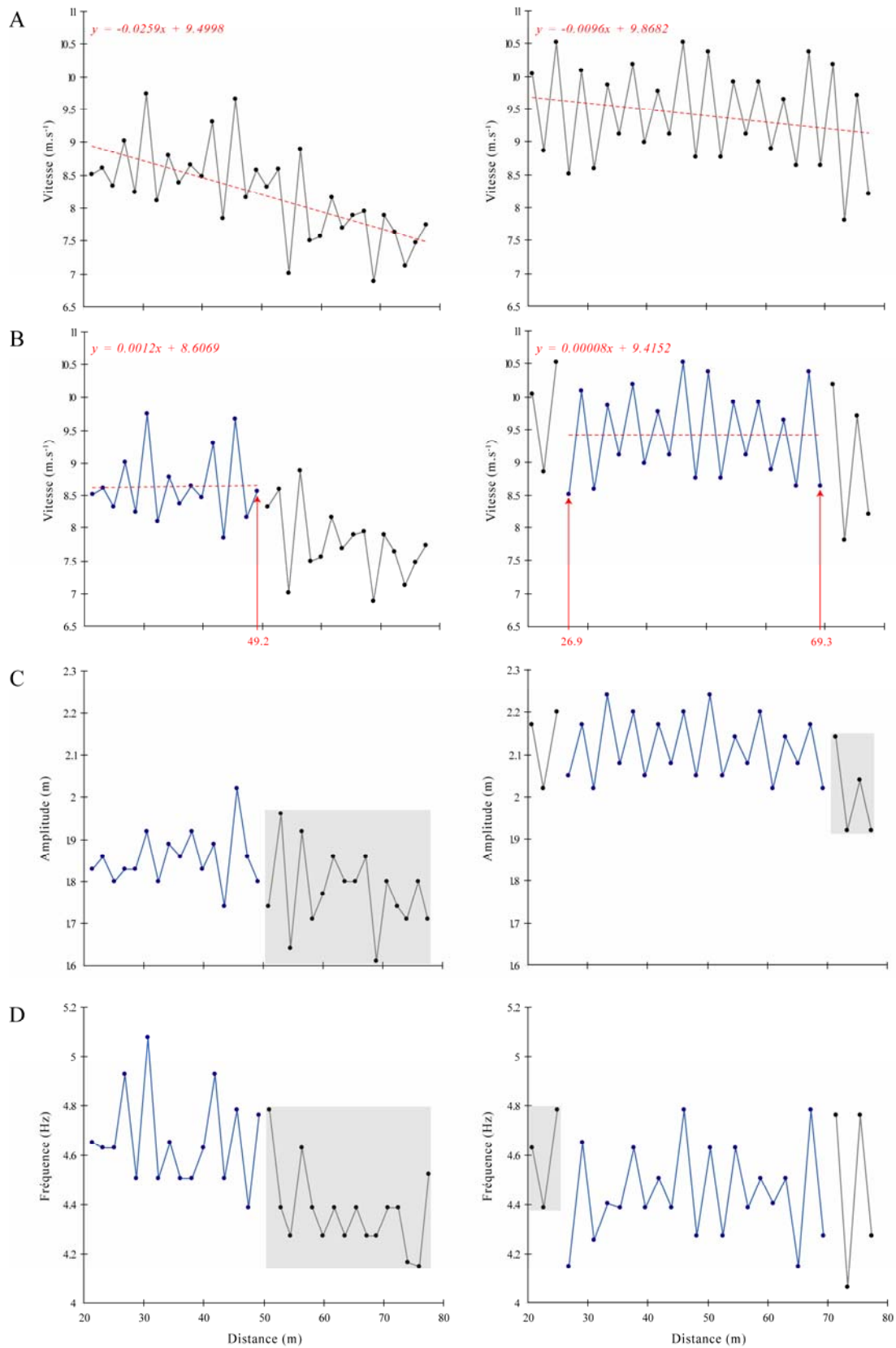


Figure 66 : Vitesse, amplitude et fréquence des pas entre le 18^e et le 78^e mètre d'une course de 100 mètres.

Chez un non-expert masculin dont la spécialité sportive est le rugby (à gauche), et une athlète féminine de haut niveau spécialisée sur le 100 mètre, s'entraînée à l'INSEP (à droite) ; à l'échelle microscopique (cf. intervalle des valeurs sur l'échelle des ordonnées), on observe des courbes en dents de scie ; ces irrégularités apparaissent nettement moins marquées à l'échelle macroscopique.

5.2. DESCRIPTION DES PROFILS RYTHMIQUES A VITESSE STABILISEE

5.2.1. Définition des sept indicateurs biomécaniques étudiés

Afin d'identifier des profils rythmiques dans la phase de vitesse maximale de la course, sept indicateurs biomécaniques ont été calculés à partir des données recueillies avec l'Optojump, puis normalisés d'après les formules décrites dans l'article de Hof (1996). Une exploration de l'ensemble de la base d'informations (88 sprinters masculins, 139 essais décrits par 7 variables)³³ est menée en utilisant conjointement l'Analyse en Composantes Principales et la Classification Ascendante Hiérarchique. Celle-ci est essentielle pour avoir une première idée de la nature des liaisons entre les variables, et pour traiter avec prudence les variables corrélées et donc redondantes qui risquent de charger inutilement les modèles statistiques. Les résultats de deux approches exploratoires (avant et après normalisation des variables) sont exposés conjointement afin d'explorer l'influence de la morphologie sur les résultats.

Tableau 33 : Indicateurs biomécaniques

<i>Indicateurs</i>	<i>Bruts</i>	<i>Normalisés</i>
TEMPS DE CONTACT	T_c	$T_{c_r} = \frac{T_c \times \frac{1}{F_r}}{(T_c + T_v)}$
TEMPS DE VOL	T_v	$T_{v_r} = \frac{T_v \times \frac{1}{F_r}}{(T_c + T_v)}$
FREQUENCE	$F = \frac{1}{(T_c + T_v)}$	$F_r = \frac{F}{\sqrt{g/l}}$
DISTANCE DE CONTACT	$D_c = \frac{T_c \times A}{(T_c + T_v)}$	$D_{c_r} = \frac{T_{c_r} \times A_r}{(T_{c_r} + T_{v_r})}$
DISTANCE DE VOL	$D_v = \frac{T_v \times A}{(T_c + T_v)}$	$D_{v_r} = \frac{T_{v_r} \times A_r}{(T_{c_r} + T_{v_r})}$
AMPLITUDE	A	$A_r = \frac{A}{l}$
VITESSE / NOMBRE DE FROUDE	$V = A \times F$	$V_r = \frac{V}{\sqrt{gl}}$

V : vitesse en $m.s^{-1}$; g : accélération due à la pesanteur ($9,81 m.s^{-2}$) ; l : longueur du membre inférieur, mesuré du grand trochanter jusqu'au sol (m), bruts (absolus) calculés à partir des données fournies par l'Optojump (temps de contact et de vol, amplitude), puis normalisés (relatifs) d'après les formules décrites dans l'article de Hof (1996) ; la vitesse (V) est ainsi convertie en nombre de Froude (V_r) ; g : accélération due à la pesanteur ($9,81 m.s^{-2}$). l : longueur du membre inférieur, mesurée du grand trochanter jusqu'au sol.

Le mouvement de course est une succession de phases d'appui unipodal et de phases aériennes. La phase d'appui correspond au moment où le pied du coureur est en contact avec le sol. La phase aérienne débute au moment où le pied de poussée quitte le sol et se termine au moment où l'athlète reprend appui : pendant cette phase, le coureur ne dispose

³³ Deux groupes d'individus indépendants ont été prévus, préalablement, avant toute analyse statistique, pour vérifier la stabilité des résultats des modèles : 43 individus de « travail » (85 essais) et 45 individus « tests » (54 essais).

donc d'aucun appui au sol. Le « pas » commence au contact initial d'un pied et se termine par le contact initial subséquent du pied controlatéral.

Hunter, Marshall & McNair (2004) ont proposé plusieurs paramètres simples permettant de caractériser le « pas » :

(1) l'amplitude ou la longueur du pas est la distance horizontale entre le contact initial d'un pied et le contact initial subséquent du pied controlatéral.

(2) la fréquence du pas est l'inverse de la durée d'un pas. Elle correspond au nombre de pas par seconde. L'unité de mesure est exprimée en Hertz.

(3) la vitesse du pas est le produit de son amplitude et de sa fréquence.

(4) le temps de contact et (5) le temps de vol correspondent à la durée des phases d'appui et de vol.

(6) la distance de contact et (7) la distance de vol correspondent au déplacement horizontal du centre de masse (CoM) durant les phases d'appui et de vol.

Le Tableau 33 présentent les formules de calcul des 7 indicateurs biomécaniques précédemment décrits, en valeurs bruts (absolues) et normalisées (relatives). La technique de normalisation utilisent des grandeurs sans dimension (Alexander & Goldspink, 1977; Gatesy & Biewener, 1991; Hof, 1996; McMahan & Bonner, 1983; McMahan, 1984; Zijlstra *et al.*, 1996). Cette technique admet l'hypothèse d'une similarité dynamique et géométrique entre les athlètes de petite stature (~1,60 m) et ceux de grande stature (~1,90 m). Ainsi, deux individus de tailles différentes, sont dynamiquement semblables si ces derniers adoptent strictement la même allure. Cette loi générale n'est valable que si les nombres de Froude sont égaux. Le nombre de Froude (V_r) correspond à l'équation 4.

$$V_r = \frac{V}{\sqrt{gl}}$$

Équation 4

Dans le cycle de mouvement d'un membre, il y a conversion d'énergies cinétique³⁴ ($\frac{1}{2} mV^2$) et potentielle³⁵ (mgh). Deux individus dynamiquement semblables ont aussi le même rapport entre les deux types d'énergies. Ce rapport $V^2/2gh$ est proportionnel au nombre de Froude (Renous, 1994).

5.2.2. Méthodes d'exploration des données

De manière à disposer d'une vue d'ensemble des profils rythmiques et de déterminer s'ils se structurent en classes, la Classification Ascendante Hiérarchique (CAH) est utilisée conjointement à l'Analyse en Composantes Principales (ACP). Dans un premier temps, seules la vitesse et ses deux composantes (amplitude et fréquence) ont été utilisées comme variables « actives » dans l'ACP. Celle-ci est menée parallèlement sur les valeurs absolues et relatives afin d'explorer l'influence des facteurs anthropométriques (en particulier, la longueur du membre inférieur) sur les résultats au regard du « compromis » amplitude-fréquence. Les facteurs de l'ACP laissant présager l'existence de groupes, la CAH est

³⁴ On retrouve l'énergie cinétique linéaire associée aux mouvements de translation et l'énergie cinétique angulaire propre aux rotations. Ces énergies sont directement proportionnelles au carré de la vitesse de déplacement. L'énergie cinétique (E_c) linéaire s'exprime par : $E_c = \frac{1}{2} mV^2$ où m : masse (kg), v : vitesse linéaire ($m \cdot s^{-1}$).

³⁵ L'énergie potentielle (E_p) est associée à l'énergie emmagasinée dans une masse par sa position en relation avec un référentiel : $E_p = mgh$ où m : masse (kg), g : accélération due à la gravité ($9,81 m \cdot s^{-2}$), h : hauteur (m).

utilisée pour les identifier. Dans un second temps, il apparaît judicieux d'explorer les ressemblances (ou dissemblances) entre les individus en se focalisant tantôt sur les indicateurs d'ordre temporel c'est-à-dire les temps de contact et de vol, et la fréquence, tantôt sur ceux d'ordre spatial c'est-à-dire les distances de contact et de vol, et l'amplitude ; la vitesse étant introduite dans les deux analyses. Là encore, les ACP sont réalisées sur les valeurs absolues et relatives avec l'hypothèse que les proximités (ou éloignements) entre les individus seront probablement influencé(e)s par la morphologie du coureur. Cette hypothèse sera également vérifiée en comparant les résultats d'une CAH réalisée à partir de l'ensemble des 7 indicateurs biomécanique exprimés en valeurs absolues à ceux d'une CAH réalisée sur ces mêmes indicateurs exprimés en valeurs relatives.

5.2.3. Description générale des données

Tableau 34 : Moyennes et écart-types de 7 indicateurs biomécaniques

<i>Absolu</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Ecart-type</i>	<i>Relatif</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Ecart-type</i>
Tc (s)	0.115	0.013	Tcr	0.370	0.044
Tv (s)	0.115	0.011	Tvr	0.368	0.034
F (Hz)	4.367	0.243	Fr	1.358	0.075
Dc (m)	1.019	0.080	Dcr	1.071	0.087
Dv (m)	1.026	0.153	Dvr	1.075	0.145
A (m)	2.045	0.150	Ar	2.146	0.129
V (m.s ⁻¹)	8.925	0.758	Vr	2.919	0.234

Obtenus sur l'ensemble de la population d'étude masculine dans la phase de vitesse maximale. Tc : temps de contact, Tv : temps de vol, F : fréquence, Dc : distance de contact, Dv : distance de vol, A : amplitude, V : vitesse. L'indice « r » signifie « relatif ». Fr : nombre de Froude (vitesse relative).

Tableau 35 : Matrices des corrélations entre tous les indicateurs bruts

<i>Absolu</i>	Tc (s)	Tv (s)	F (Hz)	Dc (m)	Dv (m)	A (m)	V (m.s ⁻¹)
Tc (s)	1						
Tv (s)	-0.453	1					
F (Hz)	-0.621	-0.415	1				
Dc (m)	0.703	-0.379	-0.374	1			
Dv (m)	-0.738	0.833	0.026	-0.303	1		
A (m)	-0.378	0.649	-0.173	0.225	0.860	1	
V (m.s ⁻¹)	-0.755	0.299	0.517	-0.075	0.775	0.752	1

Les valeurs en gras sont significativement différentes de 0 à un niveau de signification alpha de 0,05.

Tableau 36 : Matrices des corrélations entre tous les indicateurs normalisés

<i>Relatif</i>	Tcr	Tvr	Fr	Dcr	Dvr	Ar	Vr
Tcr	1						
Tvr	-0.476	1					
Fr	-0.684	-0.314	1				
Dcr	0.766	-0.544	-0.379	1			
Dvr	-0.778	0.803	0.172	-0.472	1		
Ar	-0.362	0.539	-0.060	0.138	0.808	1	
Vr	-0.752	0.196	0.645	-0.163	0.740	0.722	1

Les valeurs en gras sont significativement différentes de 0 à un niveau de signification alpha de 0,05.

La description univariée des 7 indicateurs biomécaniques bruts (absolus) et normalisés (relatifs) met en évidence le profil rythmique global des 43 sujets masculins (85 essais) de l'étude (Tableau 34). Les corrélations les plus fortes entre ces indicateurs sont présentées dans les Tableau 35 et Tableau 36.

5.2.4. Compromis amplitude-fréquence

Dans un premier temps, seules la vitesse et ses deux composantes (amplitude et fréquence) sont utilisées comme variables « actives » dans l'ACP. L'objet de ce paragraphe est d'examiner si les résultats de l'ACP₁ à partir des variables absolues V (vitesse), F (fréquence) et A (amplitude) sont comparables à ceux de l'ACP₂ à partir des variables relatives Vr (nombre de Froude), Fr et Ar (fréquence et amplitude relatives).

Inertie des facteurs. L'inertie totale de chacun des nuages (celui des individus et celui des variables) est égale au nombre de variables actives (ici, 3). Dans l'ACP₁, avec une inertie de 1,838, qui représente 61,274 % de l'inertie des nuages dans l'espace tout entier, le premier facteur est prépondérant. L'inertie du deuxième facteur vaut 1,161 (38,692 %). Les deux premiers facteurs totalisent ainsi 99,96 % de l'inertie totale. Les deux nuages de points (individus et variables) sont donc bidimensionnels : leur projection sur le premier plan factoriel en donne une représentation parfaite. On retrouve des pourcentages quasiment équivalents dans l'ACP₂ (Tableau 37).

Tableau 37 : Valeurs propres et pourcentages d'inertie cumulés des ACP₁ et ACP₂

	ACP ₁			ACP ₂		
	CP1	CP2	CP3	CP1	CP2	CP3
Valeur propre	1.838	1.161	0.001	1.939	1.060	0.001
Variabilité (%)	61.274	38.692	0.034	64.640	35.321	0.039
% cumulé	61.274	99.966	100	64.640	99.961	100

Étude des corrélations. Pour interpréter les axes factoriels, on dispose du coefficient de corrélation entre chaque variable initiale et chaque composante principale (Tableau 38). La représentation graphique de ces corrélations (« cercle des corrélations ») permet de visualiser les liens entre les trois variables initiales. Tous les angles entre les vecteurs représentant les variables étant inférieurs à un angle droit, les variables « vitesse », « amplitude » et « fréquence » (en valeurs absolues et relatives) sont corrélés positivement entre eux. Pour les deux ACP, le premier facteur (CP1) exprime la vitesse des pas, et le second le compromis amplitude-fréquence (A-F). Le cercle des corrélations de l'ACP₁ révèle que l'amplitude contribuerait à la vitesse davantage que la fréquence ($r = 0,591$ et $r = 0,332$, respectivement). Autrement dit, l'amplitude serait la composante « dominante » de la vitesse. Le cercle de l'ACP₂ révèle un meilleur compromis A-F (contribution équivalente à l'obtention de la vitesse) se traduisant par une amélioration de l'orthogonalité entre les deux composantes de la vitesse. On peut vérifier sur ce plan la représentation géométrique du coefficient de corrélation par le cosinus de l'angle entre les vecteurs représentant les variables. Par exemple, la corrélation entre l'amplitude et la fréquence vaut $r = -0,173$ dans l'ACP₁ et $r = -0,060$ dans l'ACP₂, ce qui correspond aux angles respectifs de 99,96 degrés (°) et 93,44°, angles que l'on peut mesurer sur le plan. Cette propriété, toujours vraie dans l'espace complet, ne se vérifie sur les plans factoriels que pour les variables parfaitement bien représentées (Figure 67, Tableau 38 et Tableau 40).

Tableau 38 : Coordonnées des points variables sur les trois premiers axes factoriels (ACP₁ et ACP₂)

	ACP ₁			ACP ₂		
	CP1	CP2	CP3	CP1	CP2	CP3
Fréquence	0.332	0.829	-0.450	0.460	0.746	-0.482
Vitesse	0.735	0.072	0.674	0.718	0.007	0.696
Amplitude	0.591	-0.555	-0.586	0.523	-0.666	-0.532

Variables actives : fréquence, amplitude et vitesse en valeurs absolues (ACP₁) et relatives (ACP₂).

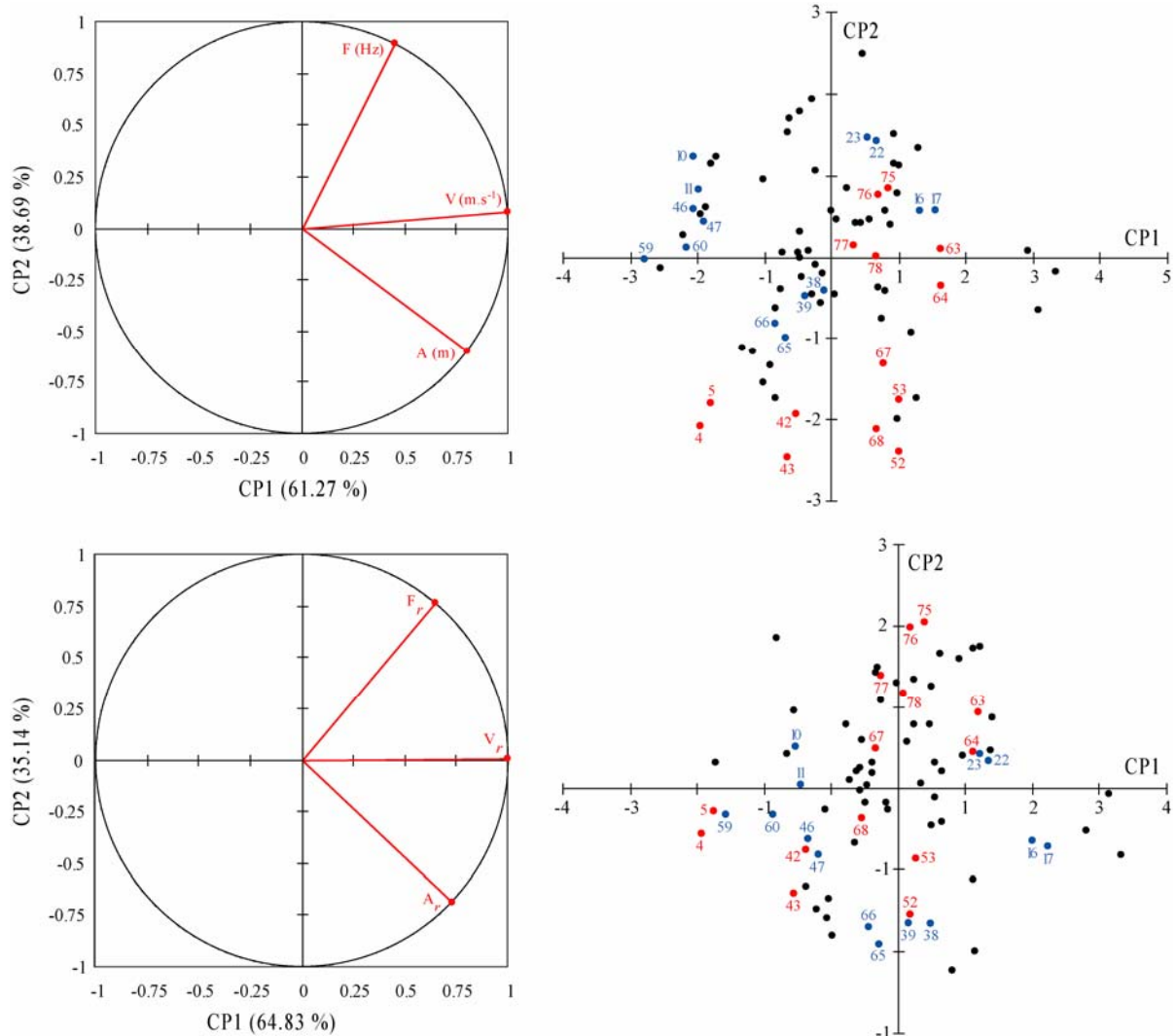


Figure 67 : Cercles des corrélations (à gauche) et cartes factorielles (à droite) issus des ACP₁ et ACP₂

Réalisées à partir des variables : (1) A , F et V exprimées en valeurs absolues (en haut) ; (2) A_r , F_r et V_r sans dimension (en bas) ; en rouge : individus de haute stature ($1,89 \pm 0,09$ m) ; en bleu : individus de petite stature ($1,71 \pm 0,03$ m) ; en noir : individus de stature intermédiaire.

Étude des plans factoriels. Compte tenu des relations entre les coordonnées des individus et celles des variables, appelées communément « relations de transition » (Escofier & Pagès, 1998), on s'attend à trouver, le long de l'axe 1, les sprinters experts du côté des coordonnées positives et les coureurs non-experts du côté des coordonnées négatives. C'est bien ce que l'on observe, l'axe 1 opposant principalement les sprinters de haut niveau (coordonnées positives sur CP1) et les étudiants STAPS (coordonnées négatives sur CP2). La position des individus proches de l'origine s'interprète dans le même esprit. La faible coordonnée, sur le premier axe, indique que la vitesse des pas est

moyenne (intermédiaire entre les plus lents et les plus rapides). Mais on ne peut en déduire des profils rythmiques (au sens du meilleur compromis A-F). En effet, deux coureurs, à vitesse de pas équivalente, peuvent présenter un compromis A-F différent, sinon contraire. Le deuxième facteur éclaire sur ce point.

De l'interprétation faite précédemment, on peut affirmer que les individus se trouvant dans le premier cadran ($x > 0$ et $y > 0$) correspondent aux sprinters les plus rapides utilisant les plus hautes fréquences, tandis que ceux situés dans le second cadran ($x > 0$ et $y < 0$) correspondent aux sprinters également rapides mais privilégiant l'amplitude. On peut ainsi représenter l'individu par son appartenance à un groupe et constater la présence éventuelle de sous-groupes. En outre, les proximités individuelles diffèrent entre l'ACP₁ et l'ACP₂ : l'exemple des essais 16 et 17 correspondant à un sprinter de niveau national est très révélateur à ce propos. Tandis que la fréquence de ses pas semble être la composante prédominante pour l'obtention de sa vitesse maximale dans l'ACP₁, c'est l'inverse qui se produit dans le plan factoriel de l'ACP₂. Ce résultat montre l'importance de « pondérer » l'interprétation d'indicateurs biomécaniques absolus au risque de considérer des individus en fréquence, alors qu'en réalité ils privilégient plutôt l'amplitude, ou inversement.

5.2.5. Relation entre les indicateurs d'ordre temporel et la vitesse

Dans un second temps, il apparaît judicieux d'explorer les ressemblances (ou dissemblances) entre les individus en utilisant comme « variables actives » dans l'ACP la vitesse et les indicateurs d'ordre temporel, c'est-à-dire les temps de contact et de vol, et la fréquence. L'objet de ce paragraphe est d'examiner si les résultats de l'ACP₃ à partir des variables absolues temps de contact (T_c) et de vol (T_v), fréquence (F), et vitesse (V) sont comparables à ceux de l'ACP₄ à partir des variables relatives correspondantes T_{cr}, T_{vr}, F_r et V_r.

Inertie des facteurs. Les pourcentages d'inertie cumulés montre que les deux premiers axes représentent 92,65 % et 92,858 % de l'inertie dans l'ACP₃ et l'ACP₄ respectivement. Or, si le nuage de points n'avait pas de direction privilégiée, chaque axe devrait représenter 25 % ($100 \div 4$) ou encore 50 % pour les deux premiers axes (Tableau 39). La projection sur le premier plan factoriel conservant ~93 % de l'inertie du nuage des variables (construit dans un espace de dimension 85), la déformation des longueurs et des angles des vecteurs représentant les quatre variables étudiées est presque négligeable dans les deux analyses. Les extrémités des flèches associées à ces variables n'atteignent pas toutes le cercle des corrélations de rayon 1 mais il s'en faut de très peu.

Tableau 39 : Valeurs propres et pourcentages d'inertie cumulés des ACP₃ et ACP₄

	ACP ₃				ACP ₄			
	CP1	CP2	CP3	CP4	CP1	CP2	CP3	CP4
Valeur propre	2.314	1.392	0.292	0.002	2.426	1.289	0.285	0.001
Variabilité (%)	57.861	34.791	7.310	0.038	60.642	32.216	7.118	0.024
% cumulé	57.861	92.652	99.962	100	60.642	92.858	99.976	100

Étude des corrélations. Les deux variables « temps de contact » et « vitesse » sont corrélées fortement au premier facteur dans les deux analyses, la première positivement ($r = 0,956$), la seconde négativement ($r = -0,897$). Étant ainsi liées à une même variable (CP1), elles sont très liées entre elles ; ceci peut aussi être constaté sur la matrice de corrélations : $r = -0,755$ (ACP₃) et $r = -0,752$ (ACP₄). Ce facteur exprime le fait que les

sprinters les plus rapides sont aussi ceux qui ont les temps de contact les plus brefs. La relation entre la fréquence et ses deux composantes (Tc et Tv) est relativement semblable dans les deux analyses (ACP₃ et ACP₄) : la fréquence peut être augmentée par la réduction du temps de contact (ACP₃ : $r = -0,621$; ACP₄ : $r = -0,684$) et/ou de vol (ACP₃ : $r = -0,415$; ACP₄ : $r = -0,314$). Il reste néanmoins que le temps de contact détermine prioritairement la valeur de la fréquence, et ce d'autant plus après normalisation des variables (Tableau 40).

Tableau 40 : Coordonnées des points variables sur les quatre premiers axes factoriels (ACP₃ et ACP₄)

	ACP ₃				ACP ₄			
	CP1	CP2	CP3	CP4	CP1	CP2	CP3	CP4
Temps contact	0.956	-0.136	0.259	0.024	0.948	-0.222	0.226	0.020
Temps vol	-0.310	0.944	-0.109	0.021	-0.263	0.963	-0.058	0.015
Fréquence	-0.707	-0.690	-0.154	0.023	-0.804	-0.559	-0.202	0.018
Vitesse	-0.897	0.072	0.435	-0.001	-0.900	-0.016	0.435	0.000

Variables actives : indicateurs d'ordre temporel (temps de contact, temps de vol, fréquence) et vitesse en valeurs absolues (ACP₃) et relatives (ACP₄).

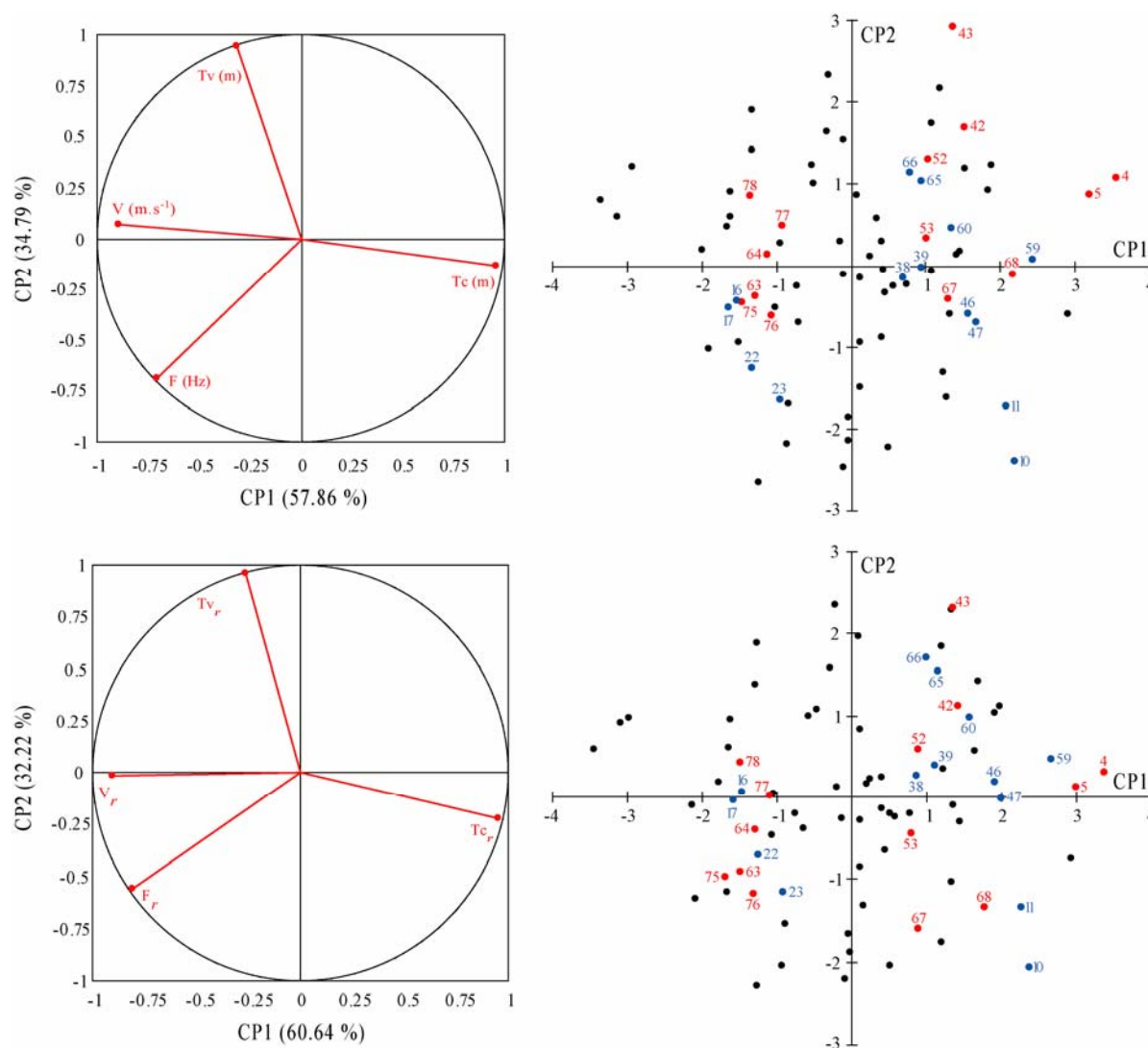


Figure 68 : Cercles des corrélations (à gauche) et cartes factorielles (à droite) issus des ACP₃ et ACP₄

Réalisées à partir des variables : (1) F , T_c , T_v , V exprimées en valeurs absolues (en haut) ; (2) F_r , T_{c_r} , T_{v_r} , V_r sans dimension (en bas) ; en rouge : individus de haute stature ; en bleu : individus de petite stature ; en noir : individus de stature intermédiaire.

Étude des plans factoriels. Compte tenu des relations de transition, on sait que les individus se trouvant dans le troisième cadran ($x < 0$ et $y < 0$) correspondent aux sprinters fonctionnant davantage en fréquence, ayant un temps de contact et, dans une moindre mesure, un temps de vol réduits. Il est intéressant d'observer que les sujets de haute stature (numérotés en rouge) ont tendance à se répartir dans la partie haute du plan factoriel de l'ACP₃ (et inversement pour les athlètes de plus petite stature (numérotés en bleu). Cette « subdivision » ne se retrouve plus si les données ont été préalablement normalisées : par exemple, les essais 67 et 68 correspondant à un non-expert de haute stature (1,92 m) sont proches de l'origine de l'axe 2 de l'ACP₃, indiquant que ce sujet possède une fréquence moyenne, comparativement aux autres coureurs. Or, sa position se trouve modifiée, de façon non négligeable, dans l'ACP₄ révélant que ce coureur fait partie, en réalité, de ceux présentant les fréquences les plus élevées. Bien que la position des individus de statures « extrêmes » soit altérée dans l'ACP₄, il apparaît néanmoins que tous les sujets de stature « intermédiaire » (indiqués en cercles noirs) conservent pratiquement leurs positions dans le premier plan factoriel (Figure 68).

5.2.6. Relation entre les indicateurs d'ordre spatial et la vitesse

Il s'agit, à présent, d'explorer les proximités (ou éloignements) entre les individus en utilisant, comme « variables actives » dans l'ACP, la vitesse et les indicateurs d'ordre spatial, c'est-à-dire les distances de contact et de vol, et l'amplitude. L'objet de ce paragraphe est d'examiner si les résultats de l'ACP₅ à partir des variables absolues distance de contact (Dc), distance de vol (Dv), amplitude (A) et vitesse (V) sont comparables à ceux de l'ACP₆ à partir des variables relatives correspondantes Dcr, Dvr, Ar et Vr.

Inertie des facteurs. Les pourcentages d'inertie cumulés montrent que les deux premiers axes représentent 93,33 % et 92,65 % de l'inertie dans l'ACP₅ et l'ACP₆ respectivement. On peut donc considérer que l'information apportée par les deux premiers axes factoriels suffit à expliquer le nuage des points (Tableau 41).

Tableau 41 : Valeurs propres et pourcentages d'inertie cumulés des ACP₅ et ACP₆

	ACP ₅			ACP ₆		
	CP1	CP2	CP3	CP1	CP2	CP3
Valeur propre	2.597	1.136	0.267	2.570	1.136	0.294
Variabilité (%)	64.936	28.395	6.668	64.244	28.406	7.350
% cumulé	64.936	93.332	100	64.244	92.650	100

La dernière composante principale (CP4) est nulle.

Étude des corrélations. Tous les angles entre les vecteurs (variables) étant inférieurs à un angle droit, les variables (excepté, Dc et Dv) sont corrélées positivement entre elles (Figure 69). Il existe une quasi-orthogonalité entre les variables « amplitude » et « distance de contact » (ACP₅ : $r = 0,225$ soit un angle de 76-99 % ; ACP₆ : $r = 0,138$ soit un angle de 82,07 %), et plus encore entre « vitesse » et « distance de contact » (ACP₅ : $r = 0,075$ soit un angle de 94,30 % ; ACP₆ : $r = -0,163$ soit un angle de 99,38 %). Les variables « vitesse » et « distance de vol » sont corrélées fortement et positivement au premier facteur dans les deux analyses (ACP₅ : $r = 0,955$ et ACP₆ : $r = 0,961$, Tableau 42). Ces deux paramètres sont donc très liés entre eux ; ceci est aussi observé sur la matrice des corrélations : $r = -0,775$ (ACP₅) et $r = -0,740$ (ACP₆).

Tableau 42 : Coordonnées des points variables sur les trois premiers axes factoriels (ACP₅ et ACP₆)

	ACP ₅			ACP ₆		
	CP1	CP2	CP3	CP1	CP2	CP3
D. de contact	-0.093	0.995	0.020	-0.304	0.953	0.010
D. de vol	0.955	-0.211	-0.207	0.961	-0.187	-0.206
Amplitude	0.927	0.317	-0.201	0.876	0.427	-0.225
Vitesse	0.904	0.001	0.428	0.887	0.107	0.448

Variables actives : indicateurs d'ordre spatial (distance de contact, distance de vol, amplitude) et vitesse en valeurs absolues (ACP₅) et relatives (ACP₆).

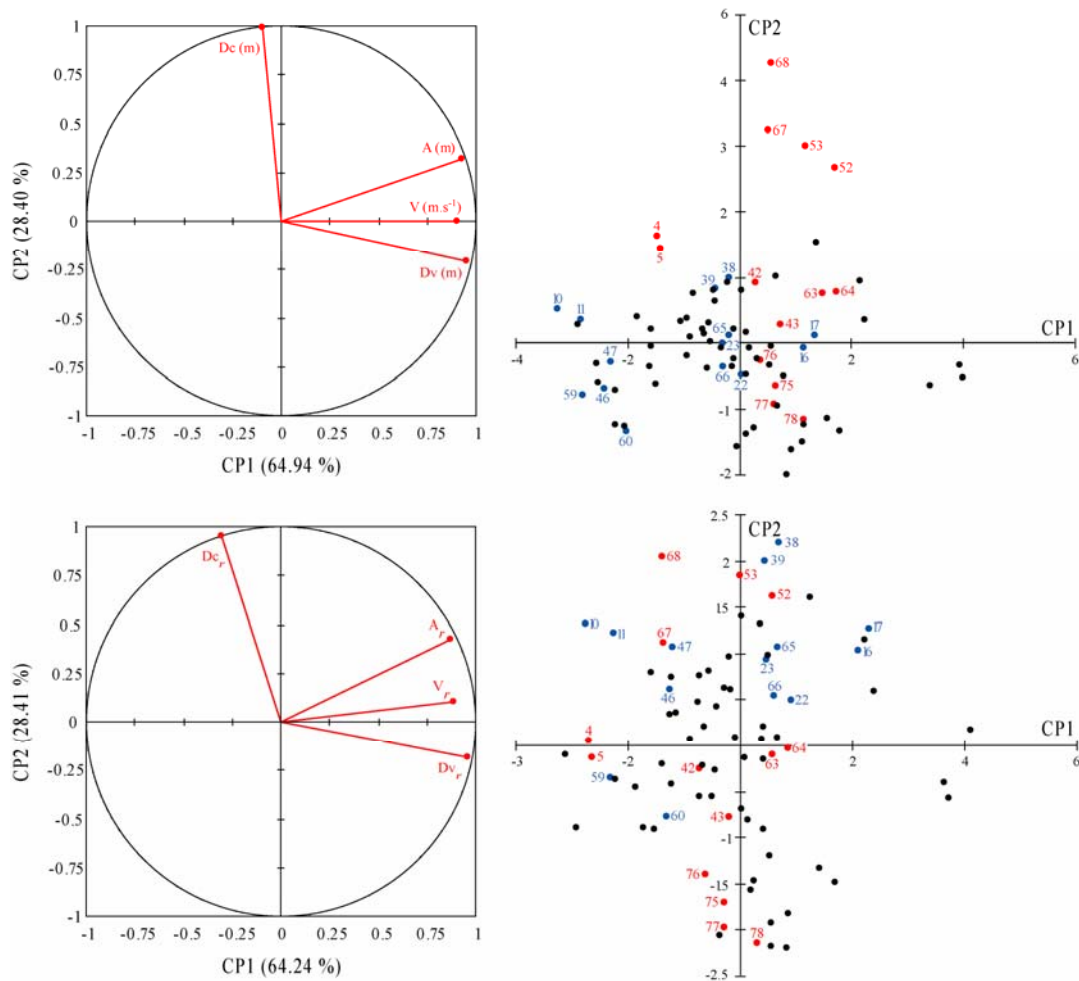


Figure 69 : Cercles des corrélations (à gauche) et cartes factorielles (à droite) issus des ACP₅ et ACP₆

Réalisées à partir des variables : (1) A, Dc, Dv et V exprimées en valeurs absolues (en haut) ; (2) Ar, Dcr, Dvr et Vr sans dimension (en bas) ; en rouge : individus de haute stature ; en bleu : individus de petite stature ; en noir : individus de stature intermédiaire.

Étude des plans factoriels. Les variables « vitesse », « amplitude » et « distance de vol » étant toutes corrélées positivement deux à deux, il existe un effet « taille » qui correspond à la situation dans laquelle certains individus ont des petites valeurs pour l'ensemble des variables, d'autres de grandes valeurs pour l'ensemble des variables, d'autres enfin occupent une situation intermédiaire entre ces extrêmes. Il existe donc, dans ce cas, une structure commune à l'ensemble de ces trois variables (c'est ce que traduit la première composante principale). En revanche, la distance de contact constitue une composante essentielle de l'amplitude permettant de séparer les sprinters ayant un grand déplacement horizontal du CoM pendant l'appui (cadrans $x > 0, y > 0$ et $x < 0, y > 0$) de ceux, au

contraire le limitant (cadres $x > 0, y < 0$ et $x < 0, y < 0$). Les sujets de haute stature (numérotés en rouge) ont tendance à se répartir du côté positif des axes 1 et 2 du plan factoriel de l'ACP₅ (valeurs d'amplitude et de distance de contact élevées). Les points-observations 67 et 68, et dans une moindre mesure, 57 et 58 contribuent largement à la détermination de l'axe 2 : l'examen des coordonnées factorielles (e.g. 67 : 10,93 % ; 68 : 18,89 % ; 57 : 4,13 % ; 58 : 2,705 % vs 65 : 0,011 % et 66 : 0,142 % qui sont proches de l'origine) ou la lecture du graphique sont très révélateurs à cet égard. Il en résulte une zone de densité assez forte à l'intersection des deux axes du plan factoriel de l'ACP₅. En utilisant les valeurs relatives (ACP₆), on obtient une répartition plus homogène des individus. Mais, ce qui paraît encore plus intéressant est la tendance des sujets de petite stature à présenter des valeurs de « distance de contact » relativement supérieures à la moyenne. Autrement dit, la distance horizontale parcourue par le CoM pendant la phase d'appui rapportée à la longueur de la jambe serait plus grande chez les sujets de petite stature (Figure 69).

5.2.7. Classification fondamentale à partir de la vitesse et du compromis amplitude-fréquence

Description de l'arbre

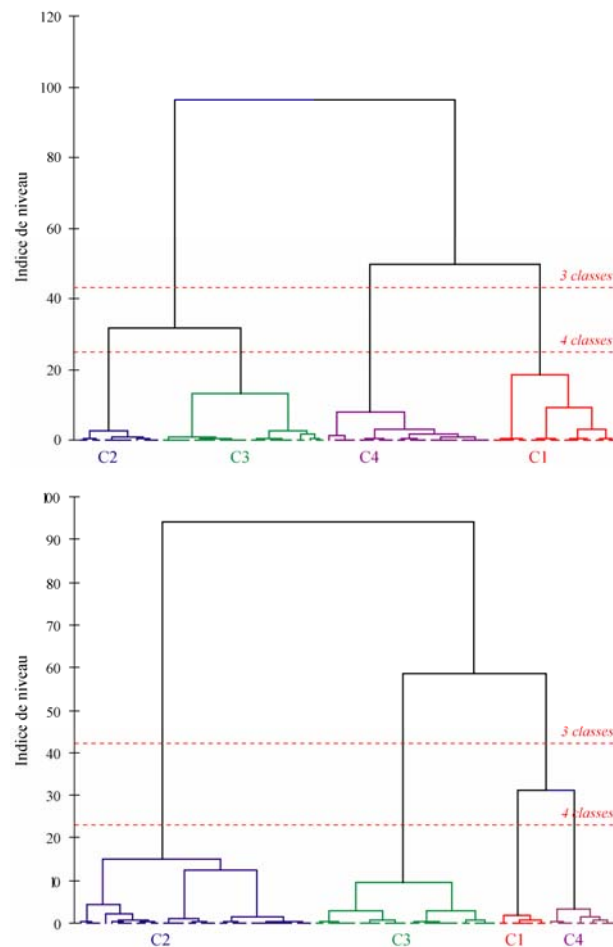


Figure 70 : Arbre hiérarchique issu de l'algorithme de Ward appliqué aux données du tableau croisant 85 essais (43 sujets masculins) et les variables « vitesse », « amplitude » et « fréquence »

Valeurs absolues (en haut) et relatives (en bas) ; deux niveaux de coupure de l'arbre : 3 ou 4 classes pour la CAH₁ et la CAH₂.

La Figure 70 représente deux arbres hiérarchiques obtenus en appliquant l'algorithme de Ward aux 85 essais décrits par les variables « vitesse » et ses deux composantes, « amplitude » et « fréquence », en valeurs absolues (CAH₁) et relatives (CAH₂). La lecture de ces arbres est intuitive et s'apparente à celle des arbres généalogiques : moins il faut monter haut dans l'arbre pour relier deux individus, et plus la « parenté » entre ces deux individus est grande (c'est-à-dire que leurs profils rythmiques sont proches).

Partitions de l'arbre

Un arbre hiérarchique peut être « coupé » pour faire apparaître une partition. Le niveau de coupure peut être matérialisé par une ligne horizontale. Ainsi, Figure 70, le niveau de coupure (ligne horizontale en pointillé rouge) fait apparaître une partition des individus en 4 classes (Tableau 43 et Tableau 44). Dans la CAH₁, la classe 1 (C1) correspond majoritairement aux experts et aux confirmés, C2 aux non-experts, C3 aux non-spécialistes (i.e. non-experts et entraînés), et C4 aux sprinters toutes catégories et aux entraînés. Dans la CAH₂, les classifications ne sont pas les mêmes : C1 correspond uniquement à des sujets experts et confirmés, C2 aux non-experts et (dans une moindre mesure) aux entraînés, C3 aux sprinters toutes catégories, aux entraînés et 3 non-experts, et C4 correspondrait, semble-t-il, à des individus « atypiques »³⁶ dans la mesure où ces derniers ont un profil rythmique proche de ceux des experts (C1), alors que la plupart d'entre eux sont classés, a priori, en non-spécialistes. Ces derniers se retrouvent dans la classe C1 de la CAH₁. En élevant le niveau de coupure, on peut faire apparaître une partition en deux classes : tandis que l'arbre issu de la CAH₁ regroupe C2 (non-experts) et C3 (non-spécialistes) vs C1 (experts et confirmés) et C4 (sprinters toutes catégories), celui de la CAH₂ sépare C2 (non-experts) des autres classes (C1, C3 et C4). En élevant le niveau de coupure à partir de la valeur 0, on met en évidence une suite de partitions emboîtées, depuis la partition la plus fine (dans laquelle chaque individu appartient à une classe distincte) jusqu'à la partition la plus grossière (dans laquelle tous les individus appartiennent à la même classe).

Tableau 43 : Répartition des essais par niveau d'expertise et par classe (C1 à C4) issues de la CAH₁

<i>Absolu</i>	<i>Experts</i>	<i>Confirmés</i>	<i>Entraînés</i>	<i>Non-experts</i>	<i>Total</i>
C1	6	8	2	4	20
C2			3	10	13
C3		3	9	14	26
C4	6	7	10	3	26

La CAH₁ est réalisée à partir des variables « vitesse », « amplitude » et « fréquence » en valeurs absolues.

Tableau 44 : Répartition des essais par niveau d'expertise et par classes (C1 à C4) issues de la CAH₂

<i>Relatif</i>	<i>Experts</i>	<i>Confirmés</i>	<i>Entraînés</i>	<i>Non-experts</i>	<i>Total</i>
C1	6	2			8
C2		3	10	24	37
C3	6	10	10	3	29
C4		3	4	4	11

Les classes sont réalisées à partir des variables « vitesse », « amplitude » et « fréquence » en valeurs relatives.

³⁶ Parmi ces athlètes, l'un d'entre-eux s'est spécialisé au sprint athlétique et a obtenu, après deux ans d'entraînement, un titre de Champion de France Junior sur 100 mètres.

Diagramme des indices de niveau

La Figure 71 représente les niveaux des nœuds des arbres issus de la CAH₁ et de la CAH₂ par deux diagrammes en bâtons.

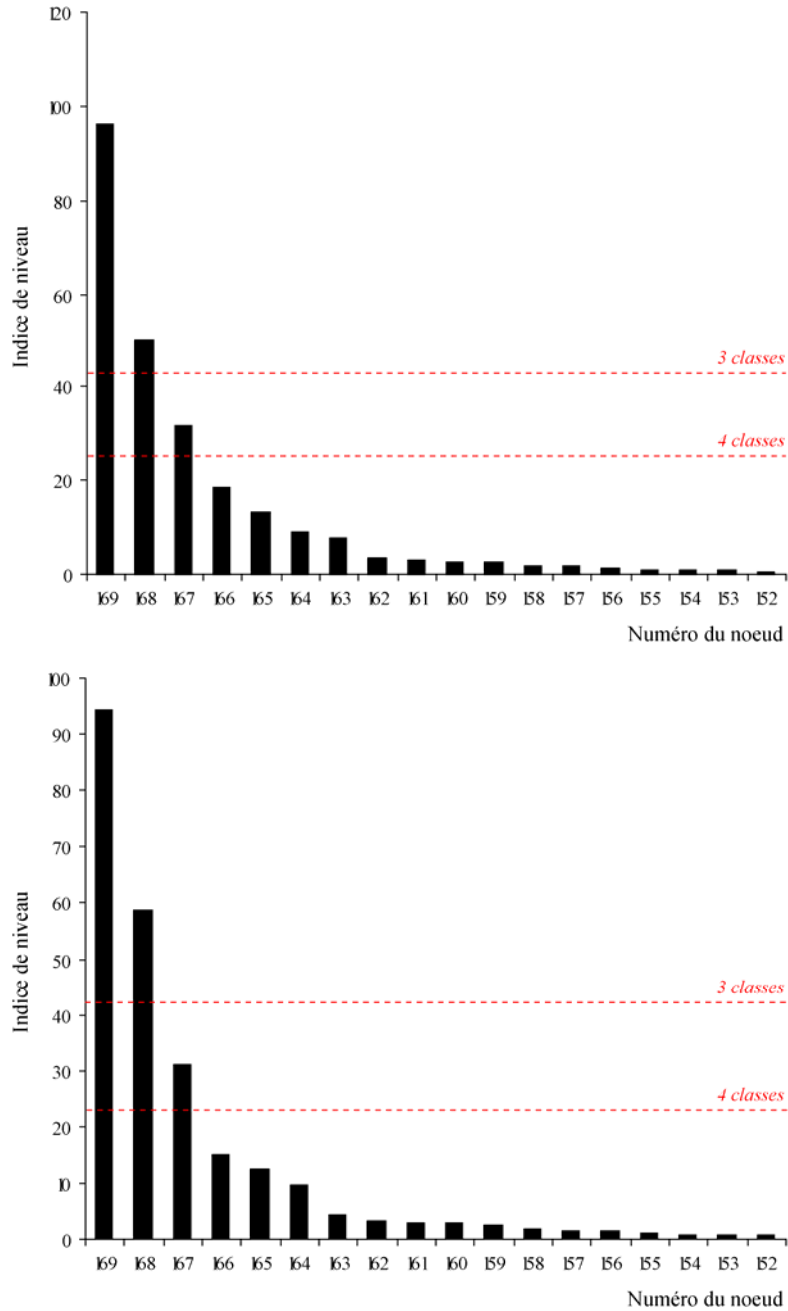


Figure 71 : Diagrammes des indices de niveau des arbres de la Figure 70

En valeurs absolues (en haut) et relatives (en bas). Les lignes horizontales en pointillés rouges matérialisent les niveaux de coupure en 3 ou 4 classes.

On illustre ainsi ce que l'on gagne (en inertie inter c'est-à-dire, en quelque sorte, en représentation des données) lorsque l'on passe d'une partition donnée à la partition « immédiatement » plus fine. L'allure de ces diagrammes suggère des niveaux de coupure privilégiés, ceux qui précèdent une décroissance rapide du gain en inertie inter. Le diagramme de la CAH₁, de même que celui de la CAH₂, suggère une coupure en 3 ou 4 classes. Le palier entre le 3^e et le 4^e indice est suffisamment important pour penser qu'il

existe une bonne partition en quatre classes. Ce constat est d'autant plus visible sur le diagramme des indices de niveau de l'arbre de la CAH₂.

Interprétation simultanée des plans factoriels et des arbres hiérarchiques

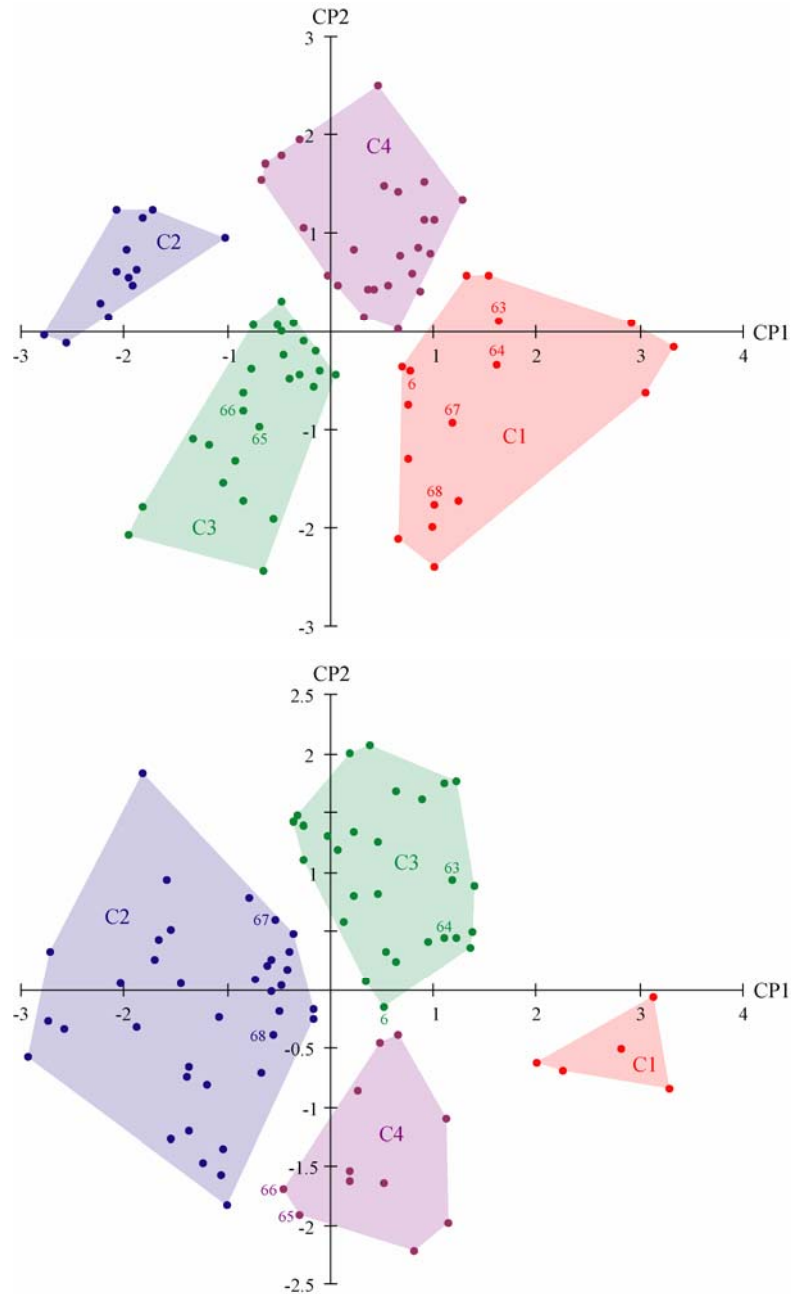


Figure 72 : Représentation simultanée d'une partition en 4 classes (cf. Figure 71) et du plan factoriel (cf. Figure 67) pour les deux analyses menées sur les valeurs absolues (en haut) et relatives (en bas).

L'examen simultané des résultats des ACP et des CAH consiste à faire apparaître, sur les plans factoriels, l'appartenance des individus aux classes de chacune des partitions, en délimitant les classes par leur contour (ce qui permet de laisser les identificateurs en clair). L'apport de la classification est, dans notre cas, décisif : la partition ne peut être construite sur la seule vue du plan factoriel. La Figure 72 représente sur un seul graphique une synthèse de l'ensemble des résultats : (1) les axes factoriels caractérisant de façon

synthétique les classes en termes de « vitesse » et de « compromis » amplitude-fréquence, (2) et les classes caractérisant les axes sur lesquels elles se séparent ; c'est dans cet esprit que l'on a dit, précédemment, que le premier axe oppose les experts aux non-experts ; la classification permet d'étayer de telles interprétations.

La classe 1 de la CAH₁ correspond exactement aux classes 1 et 4 de la CAH₂, à un individu près. Il s'agit d'un non-expert (points 67 et 68) de haute stature (1,92 m) pratiquant le basket-ball. Sa position est transférée de la classe 1 de la CAH₁ regroupant les sujets « rapides » et en « amplitude », à la classe 2 de la CAH₂ correspondant aux sujets les moins « rapides » de la population d'étude. En revanche, il se situe parmi les plus « rapides » dans cette dernière classe avec un compromis amplitude-fréquence équilibré relativement à sa stature. La classe 2 de la CAH₂ rassemble, quant à elle, les classes 2 et 3 de la CAH₁, là encore à un individu près. Il s'agit d'un sujet entraîné (points 65 et 66) de petite stature (1,69 m) qui est sportif de haut niveau en hockey sur glace. Il se déplace de la classe 3 de la CAH₁ à la classe 4 de la CAH₂ se rapprochant ainsi des sprinters confirmés privilégiant l'amplitude au détriment de la fréquence. Enfin, la classe 4 de la CAH₁ correspond à la classe 3 de la CAH₂, à l'exception de deux individus confirmés et de haute stature (63 et 64 : 1,89 m ; 6 : 1,81 m), dont les performances finales au 100 mètres sont de 11,40 et 10,79, respectivement. Il est remarquable de constater que le coureur le plus performant au 100 mètres (6) a une vitesse de pas inférieure à celle du second coureur considéré (63 et 64) ; ce qui suggère qu'il est vraisemblablement plus performant dans les autres phases de la course (mise en action et/ou accélération et/ou résistance à la vitesse).

Caractérisation directe des classes d'individus

Tableau 45 : Caractérisation des 4 classes de coureurs par les variables vitesse, amplitude et fréquence de la CAH₁

Classe 1	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	s	$s_{\bar{x}_q}$	$V.-test$
Amplitude	2.247	2.045	0.203	0.150	0.029	6.874
Vitesse	9.813	8.925	0.888	0.758	0.149	5.957
Fréquence	4.366	4.367	-0.001	0.243	0.048	-0.023
Classe 2	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	s	$s_{\bar{x}_q}$	$V.-test$
Fréquence	4.324	4.367	-0.042	0.243	0.062	-0.679
Vitesse	7.859	8.925	-1.066	0.758	0.195	-5.481
Amplitude	1.818	2.045	-0.227	0.150	0.038	-5.903
Classe 3	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	s	$s_{\bar{x}_q}$	$V.-test$
Amplitude	2.050	2.045	0.005	0.150	0.025	0.218
Vitesse	8.512	8.925	-0.413	0.758	0.125	-3.317
Fréquence	4.154	4.367	-0.212	0.243	0.040	-5.318
Classe 4	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	s	$s_{\bar{x}_q}$	$V.-test$
Fréquence	4.601	4.367	0.234	0.243	0.040	5.869
Vitesse	9.189	8.925	0.263	0.758	0.125	2.114
Amplitude	1.997	2.045	-0.048	0.150	0.025	-1.934

Pour chaque classe, les variables sont triées par valeurs-tests décroissantes. q correspond à la classe considérée. \bar{x} : moyenne générale. \bar{x}_q : moyenne des individus de la classe q . s : écart-type de la variable X . $s_{\bar{x}_q}$: variance de la distribution des valeurs attendues de \bar{x}_q . $V.-test$: valeur-test.

Pour chaque classe d'individus, on trie l'ensemble des variables par valeurs-tests décroissantes. On fait ainsi apparaître les variables qui caractérisent le mieux une classe donnée. Le Tableau 45 et le Tableau 46 fournissent directement la caractérisation des classes.

Tableau 46 : Caractérisation des 4 classes de coureurs par les variables « vitesse » (Vr), « amplitude » (Ar) et « fréquence » (Fr) de la CAH₂

<i>Classe 1</i>	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	<i>s</i>	$s_{\bar{x}_q}$	<i>V.-test</i>
Vitesse	3.417	2.919	0.497	0.234	0.079	6.271
Amplitude	2.397	2.146	0.251	0.129	0.044	5.727
Fréquence	1.420	1.358	0.061	0.075	0.025	2.413
<i>Classe 2</i>	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	<i>s</i>	$s_{\bar{x}_q}$	<i>V.-test</i>
Amplitude	2.082	2.146	-0.064	0.129	0.016	-3.959
Fréquence	1.306	1.358	-0.052	0.075	0.009	-5.615
Vitesse	2.722	2.919	-0.197	0.234	0.029	-6.779
<i>Classe 3</i>	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	<i>s</i>	$s_{\bar{x}_q}$	<i>V.-test</i>
Fréquence	1.432	1.358	0.073	0.075	0.011	6.456
Vitesse	3.010	2.919	0.091	0.234	0.036	2.557
Amplitude	2.100	2.146	-0.046	0.129	0.020	-2.342
<i>Classe 4</i>	\bar{x}_q	\bar{x}	$\bar{x}_q - \bar{x}$	<i>s</i>	$s_{\bar{x}_q}$	<i>V.-test</i>
Amplitude	2.299	2.146	0.153	0.129	0.037	4.173
Vitesse	2.982	2.919	0.063	0.234	0.066	0.947
Fréquence	1.296	1.358	-0.062	0.075	0.021	-2.924

Pour chaque classe, les variables sont triées par valeurs-tests décroissantes. *q* correspond à la classe considérée. \bar{x} : moyenne générale. \bar{x}_q : moyenne des individus de la classe *q*. *s* : écart-type de la variable *X*. $s_{\bar{x}_q}$: variance de la distribution des valeurs attendues de \bar{x}_q . *V.-test* : valeur-test.

Pour les deux analyses, CAH₁ et CAH₂, les individus de C1 se caractérisent par une amplitude et une vitesse bien supérieures à ceux des autres classes. Contrairement à la CAH₁, la CAH₂ distingue des autres sprinters les deux meilleurs experts (performance aux 100 mètres : 10,46 et 10,58 secondes, respectivement) et un confirmé (11,55 s au 100 mètres) par la vitesse relative de leur pas (leurs valeurs relatives d'amplitude et de fréquence étant supérieures à celles des sprinters de C4 dans la CAH₂). Si l'on s'intéresse plus particulièrement à cet athlète confirmé, de niveau régional à l'épreuve du 100 mètres mais national à celle du 50 mètres (6,10 s), il apparaît alors que ce dernier optimise la phase de vitesse stabilisée mais qu'il ne parvient pas à maintenir cette vitesse assez longtemps pour être performant sur des distances plus longues que sa spécialité (60 mètres). Il y aurait donc, pour ce jeune sprinter (18 ans), un travail à réaliser pour améliorer sa résistance à la vitesse maximale en développant sa capacité alactique. Une des solutions serait d'effectuer des exercices d'intensité maximale pendant une durée comprise entre 7 et 15 secondes, en observant des intervalles de récupération longs (5 à 6 minutes) et actifs (Hubiche & Pradet, 1993).

A l'opposé, les individus de C2 se caractérisent par une vitesse très inférieure à celle des autres coureurs. Tandis que les non-experts de C2 de la CAH₁ ont la plus faible amplitude, ceux de la CAH₂ ont, pour les deux composantes de la vitesse, les valeurs les plus petites (l'amplitude étant la composante la plus « optimisée »). Le regroupement des classes C2 et C3 de la CAH₁ en une seule classe dans la CAH₂ s'explique par une différence de stature entre les individus qui composent C2 (1,71 ± 0,03 m excepté deux individus de 1,79 et 1,80 m) et C3 (1,80 ± 0,05 m excepté un individu de 1,69 m).

Précédemment, nous avons vu que les individus de C4 dans la CAH₁ correspondent (à deux individus près) à ceux de C3 dans la CAH₂ : ils sont caractérisés par une très grande fréquence s'élevant à 4,60 Hertz. Si ces athlètes (sprinters toutes catégories et entraînés)

n'atteignent pas les vitesses des meilleurs experts, c'est sans doute parce qu'ils n'exploitent pas encore toutes les possibilités de leur géométrie corporelle pour se déplacer, leur amplitude relative étant bien inférieure à celle des sprinters les plus rapides (C3 de la CAH₂ : 2,10 ± 0,07 m contre C1 de la CAH₂ : 2,40 ± 0,04 m).

5.2.8. Classification fine à partir de l'ensemble des indicateurs biomécaniques

Si les variables « macroscopiques » de la rythmicité, que sont la vitesse et ses deux composantes (amplitude et fréquence), ont permis d'établir les principaux profils rythmiques, il s'avère intéressant de décrire plus finement cette classification « fondamentale » en explorant les composantes de la fréquence (temps de contact et de vol) et de l'amplitude (distances de contact et de vol). Ainsi, en considérant l'ensemble des 7 indicateurs biomécaniques, l'algorithme de classification devrait améliorer la partition.

La Figure 73 et la Figure 74 représentent les arbres hiérarchiques et les histogrammes des indices de niveau obtenus en appliquant l'algorithme de Ward aux 85 essais décrits par les 7 indicateurs biomécaniques, en valeurs absolues (CAH₃) et relatives (CAH₄).

Visuellement, l'arbre de la CAH₃ (valeurs absolues) fait apparaître 3 classes bien distinctes, mais néanmoins assez hétérogènes étant donné que les éléments d'une même classe se trouvent agrégés à des valeurs relativement élevées de l'indice. En essayant d'abaisser le niveau de coupure, on pourrait se poser la question d'une partition plus fine en 6 classes. Cependant, l'histogramme des indices tranche sur cette question en faisant observer un palier évident entre le 2nd et le 3^e indice, alors que le palier entre le 5^e et le 6^e indice (de même qu'entre le 6^e et le 7^e indice) est très nettement moins marqué. De plus, une partition en 6 classes semble davantage mettre en évidence des athlètes « atypiques » (C1 et C6), et aussi, créer des classes de faible effectif (C2 et C5 : 7 individus). Parmi les athlètes « atypiques », on distingue les 2 meilleurs experts (C1) et 2 non-experts de très haute stature (52 et 53 : 1,87 m ; 67 et 68 : 1,92 m). De ces observations, il apparaît qu'en introduisant les composantes non normalisées d'ordre temporel (temps de contact et de vol) et spatial (distances de contact et de vol), l'algorithme de classification n'améliore pas la partition (bien au contraire). Le Tableau 47 présente la composition des trois classes : C1 regroupe les experts et les confirmés (plus quelques entraînés et un non-expert), C2 les non-spécialistes (et 2 confirmés), C3 les non-experts (quelques entraînés et un confirmé).

Tableau 47 : Répartition des essais par niveau d'expertise et par classe (C1 à C3)

<i>Absolu</i>	<i>Experts</i>	<i>Confirmés</i>	<i>Entraînés</i>	<i>Non-experts</i>	<i>Total</i>
C1	12 (36.36 %)	15 (45.45 %)	5 (15.15 %)	1 (3.03 %)	33
C2		2 (8 %)	10 (40 %)	13 (52 %)	25
C3		1 (3.70)	9 (33.33 %)	17 (62.96 %)	27

Les classes sont issues d'une CAH₃ réalisée à partir des 7 indicateurs biomécaniques en valeurs absolues.

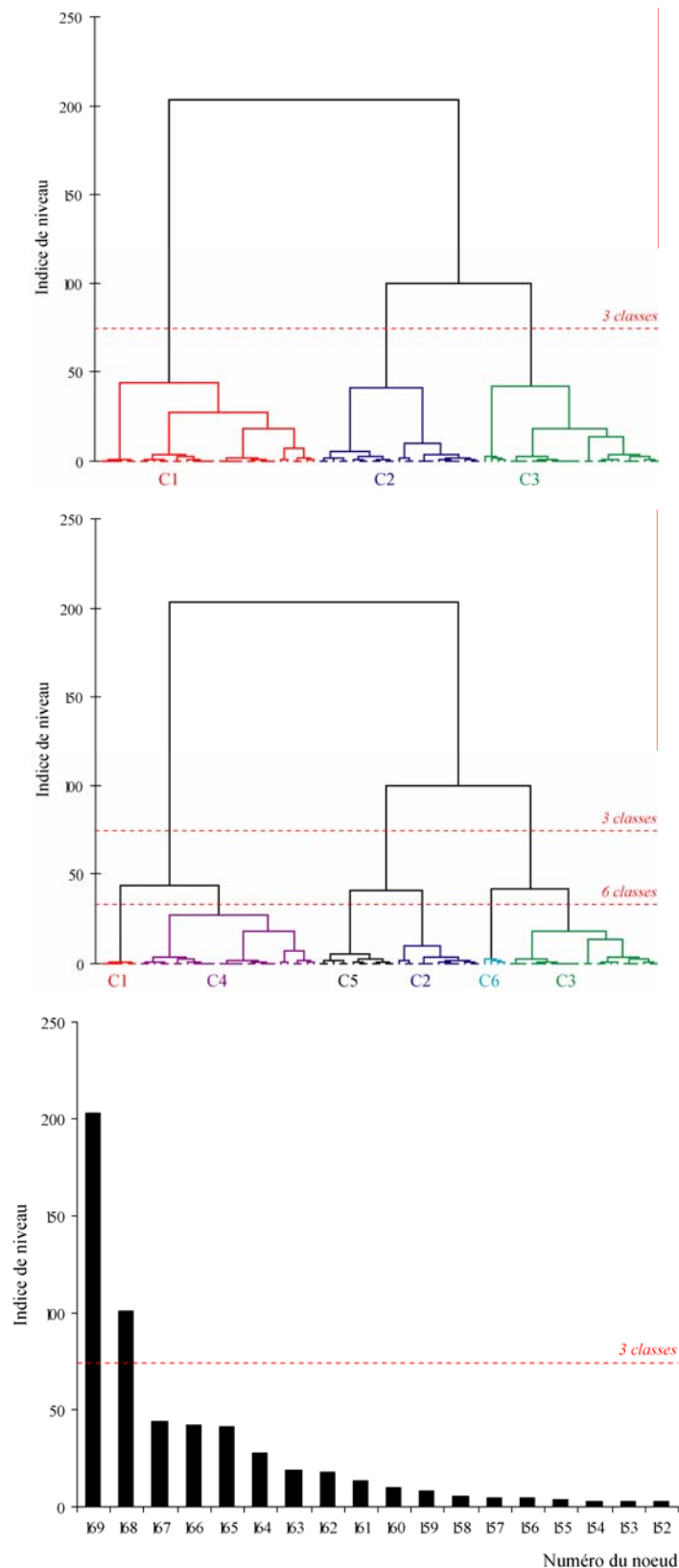


Figure 73 : Arbres hiérarchiques (en haut) et histogramme des indices de niveau (en bas) issu de l’algorithme de Ward appliqué aux données du tableau croisant 85 essais (43 sujets masculins) et les 7 indices biomécaniques en valeurs absolues (CAH₃)

Niveau de coupure de l’arbre : 3 classes, ou 6 classes (le dernier niveau de coupure n’est pas confirmé par l’histogramme des indices de niveau).

Si l'on considère, à présent, les valeurs normalisées, l'arbre hiérarchique fait apparaître une bonne partition en 2, puis en 5 classes. Cette observation est confirmée par l'histogramme des indices de niveau marquant deux paliers importants : l'un entre le 1^{er} et le 2nd indice ; l'autre entre le 4^e et le 5^e indice (Figure 74).

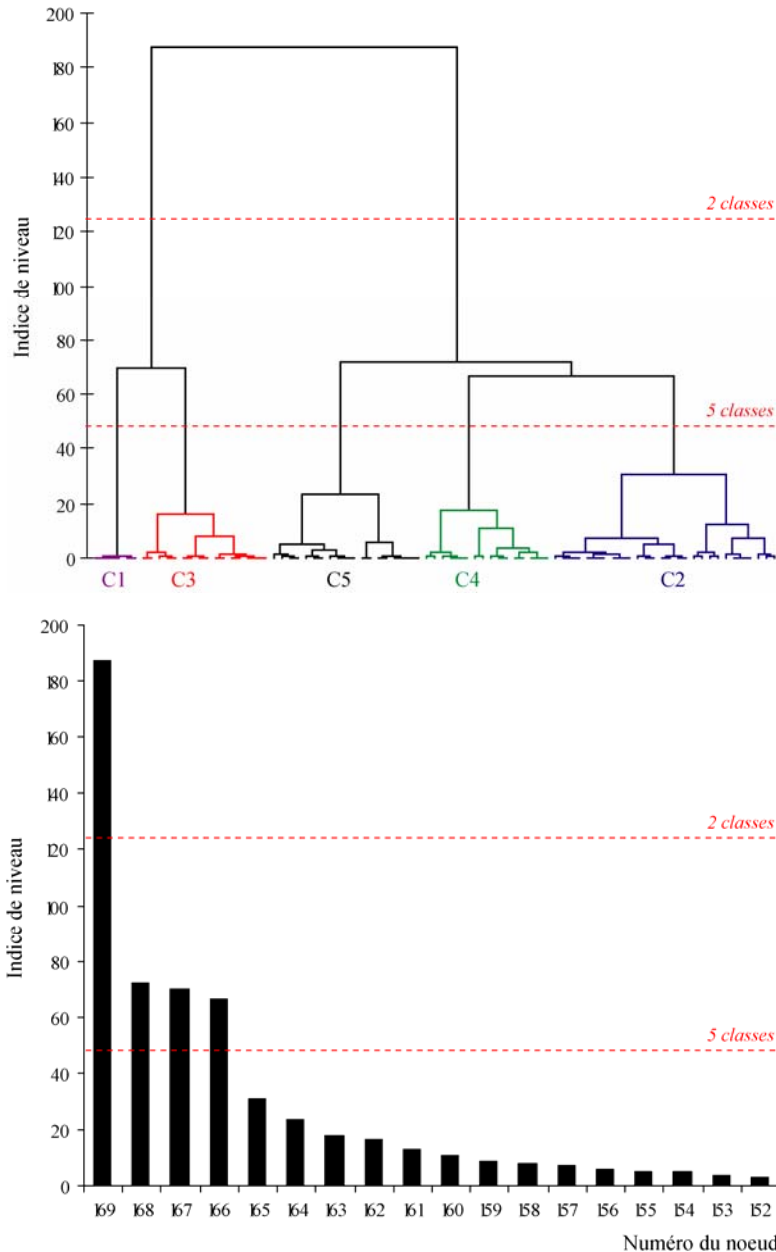


Figure 74 : Arbre hiérarchique (en haut) et histogramme des indices de niveau (en bas) issu de l'algorithme de Ward appliqué aux données du tableau croisant 85 essais (43 sujets masculins) et les 7 indices biomécaniques en valeurs relatives (CAH₄)

Niveau de coupure de l'arbre : 2 classes, ou 5 classes.

La partition en 2 classes sépare les experts et les confirmés des non-spécialistes. Toutefois, cinq confirmés (9 cyclogrammes) se retrouvent séparés des experts. En considérant la partition plus fine en 5 classes, il apparaît que les niveaux d'expertise sont répartis de façon bien plus homogène que dans la précédente étude (réalisée à partir des variables rythmiques « macroscopiques ») (Tableau 48).

Tableau 48 : Répartition des essais par niveau d'expertise et par classe (C1 à C3)

<i>Relatif</i>	<i>Experts</i>	<i>Confirmés</i>	<i>Entraînés</i>	<i>Non-experts</i>	<i>Total</i>
C1	6 (100 %)				6
C2		1 (3,57 %)	6 (21,43 %)	21 (75 %)	28
C3	6 (37,5 %)	9 (56,25 %)		1 (6,25 %)	16
C4		2 (12,5 %)	8 (50 %)	6 (37,50)	16
C5		6 (31,58 %)	10 (52,63 %)	3 (15,79 %)	19

Les classes sont issues d'une CAH₄ réalisée à partir des 7 indices biomécaniques en valeurs relatives.

Les classes {C1, C3} constituent une branche à part entière de l'arbre hiérarchique, C1 regroupant les meilleurs sprinters ($10,54 \pm 0,06$ s) et C3 les experts ($10,65 \pm 0,16$ s) et les confirmés ($11,14 \pm 0,32$). L'autre branche de l'arbre rassemble les classes {C2, C4, C5} : tandis que C2 regroupe la quasi-totalité des non-experts (à 6 individus et 10 cyclogrammes près), les classes {C4-C5} incluent tous les entraînés (sans exception). Si l'on examine de plus près ces deux dernières classes, il apparaît, pour les entraînés, une répartition différenciée des pratiques sportives (haut niveau) : C4 rassemblant des spécialistes en aviron, hockey sur glace, parachutisme, gymnastique et raid multisports, versus C5 en football, rugby, judo et athlétisme (sprint long/demi-fond court). Pour ces derniers (à l'exception du judoka), les séances d'entraînement (athlétisme) ou le sport lui-même (football et rugby) impliquent la répétition de sprints courts et intenses, ce qui pourrait expliquer leur proximité avec les confirmés. On pourrait émettre l'hypothèse que les expériences antérieures dans certaines pratiques sportives contribuent, d'une façon ou d'une autre, à une meilleure habileté au sprint athlétique. Un protocole d'étude permettrait d'examiner, de façon plus certaine, quelles sont les expériences sportives qui faciliteraient un « transfert » de compétences vers le sprint athlétique. Dans la suite de l'étude, les deux catégories d'« entraînés », C4 et C5, seront désignées respectivement de type I et de type II.

5.3. MODELISATION STATISTIQUE DES PROFILS RYTHMIQUES

L'Analyse Factorielle Discriminante³⁷ est utilisée afin d'étudier la qualité de la séparation des 5 classes (issues de la CAH₄) par les variables prédictives que sont les 7 indicateurs biomécaniques (*étape de discrimination*). Si l'on valide la partition, il sera alors possible, à partir de l'ensemble (ou d'un sous-ensemble) des variables, de construire des scores prédictifs qui permettront d'affecter un nouvel athlète dans une classe (*étape de classement*). On réalise, par conséquent, deux démarches successives, d'ordre descriptif puis décisionnel. Comme pour l'ACP et la CAH, l'avantage de cette méthode est qu'elle ne requiert aucune condition de validité.

³⁷ L'origine de cette méthode remonte aux travaux de Fisher (1936) ou, de façon moins directe, à ceux de Mahalanobis (1936). Elle est une des techniques d'analyse multidimensionnelle les plus utilisées en pratique (Credit-scoring, diagnostic automatique, contrôle de qualité, prévision de risque, reconnaissance des formes). Nous renvoyons le lecteur à des ouvrages spécifiques sur la discrimination à partir de variables continues, notamment l'ouvrage de Tomassone, Danzart, Daudin & Masson (1988) et les ouvrages édités par Celeux (1990).

5.3.1. Une classe à part entière : les sprinters élités

Une AFD réalisée à partir de l'ensemble des classes n'est pas apparue judicieuse pour deux raisons :

(1) C1, incluant deux sprinters internationaux, forme une classe « extrême » comme illustrée sur la Figure 75. Il en résulte un « écrasement » de l'ensemble des autres classes, de C2 à C5. Ainsi, la « sphère » de niveau international est réellement à part entière si bien que, d'un point de vue statistique, ces sprinters sont considérés comme « atypiques » (Tableau 49).

(2) le faible effectif de C1 ne permet pas d'extrapoler, c'est-à-dire d'étendre les propriétés de cet échantillon à la population des sprinters internationaux.

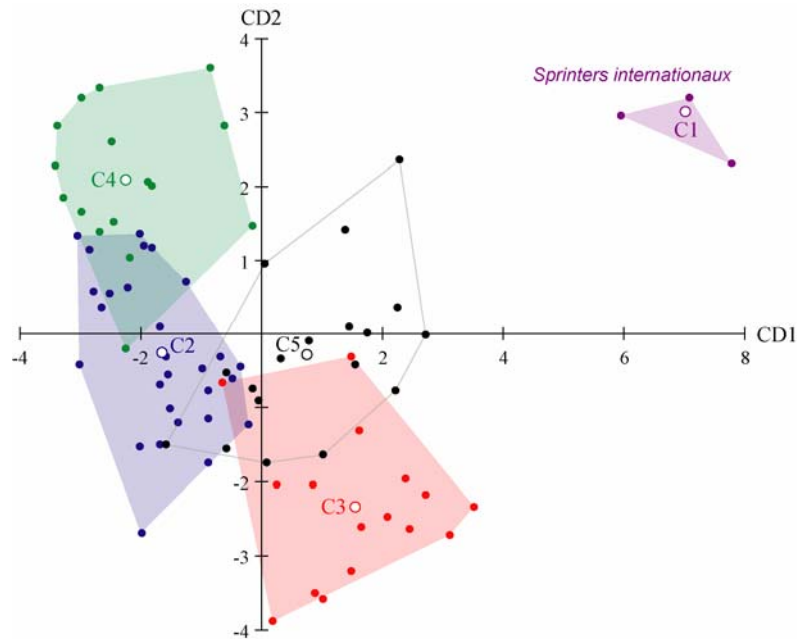


Figure 75 : Projection des cyclogrammes sur les deux premières composantes discriminantes (CD1, CD2) de l'AFD réalisée à partir des 5 classes issues de la CAH₄.

Tableau 49 : Moyennes des 7 indicateurs biomécaniques (valeurs relatives) pour les 5 classes issues de la CAH₄

	Vr	Fr	Ar	Tcr	Tvr	Dcr	Dvr
C1	3.46	1.43	2.42	0.288	0.408	1.005	1.412
C2	2.71	1.32	2.05	0.406	0.354	1.097	0.958
C3	2.96	1.42	2.08	0.319	0.388	0.939	1.142
C4	2.88	1.27	2.26	0.394	0.395	1.132	1.132
C5	3.06	1.42	2.15	0.366	0.338	1.115	1.036
TOTAL	2.92	1.36	2.15	0.370	0.368	1.071	1.075

Il apparaît clairement que C1 se distingue des autres classes par des valeurs singulières (surlignées en rouge). Vr : vitesse, Fr : fréquence, Ar : amplitude, Tcr : temps de contact, Tvr : temps de vol, Dcr : distance de contact et Dvr : distance de vol (en valeurs relatives).

5.3.2. Qualité de la discrimination des classes

Étant donné que C1 n'est pas incluse dans l'AFD, la population d'étude est, à présent, répartie en quatre classes, de C2 à C5. Il existe donc trois composantes discriminantes (CD). Les classes sont d'autant mieux séparées que le rapport de corrélation R² (ou « pouvoir discriminant ») de chaque CD est proche de 1.

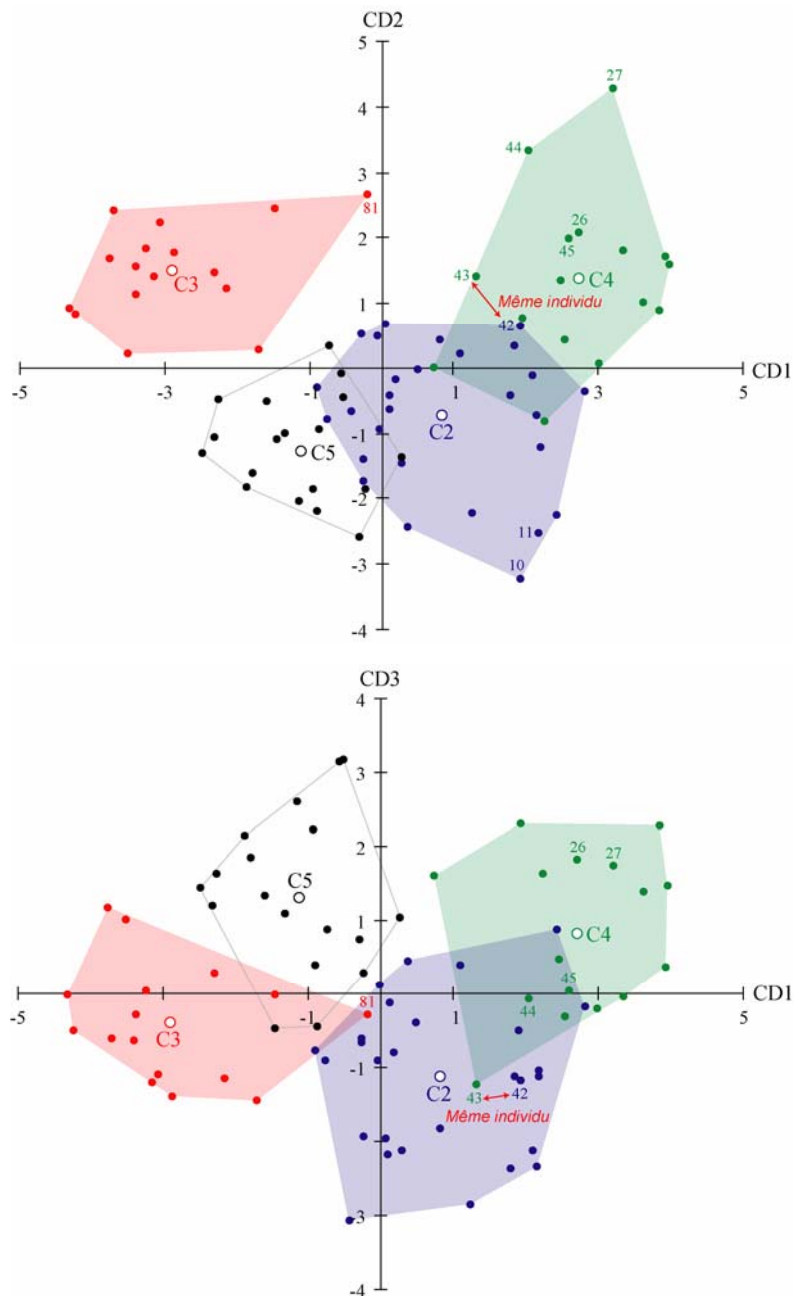


Figure 76 : Projection des cyclogrammes dans le plan CD1 × CD2 (en haut) et CD1 × CD3 (en bas) de l'AFD réalisée à partir des 4 classes, C2 à C5, issues de la CAH₄.

Certains individus sont situés à la frontière entre deux groupes : par exemple, les cyclogrammes 42 et 43 d'un non-expert de haute stature (1,83 m) pratiquant la natation et le football. D'autres individus sont assez éloignés de leur groupe d'appartenance : c'est le cas d'un non-expert (26 et 27) et d'un confirmé (44 et 45) présentant des scores élevés sur CD2, comparativement à leurs homologues. De la même manière, le cyclogramme 81 d'un non-expert de C3 est à la périphérie de son groupe d'appartenance.

D'après le Tableau 50 et le Tableau 51, les trois CD ont un fort pouvoir séparateur³⁸, le Lambda de Wilks étant hautement significatif ($p < 0,0001$). Ainsi, les centres de gravité des quatre classes sont statistiquement différents les uns des autres.

³⁸ R^2 est un indicateur pessimiste de la qualité de la séparation : il ne vaut 1 que dans le seul cas où chaque classe est réduite à son centre de gravité. Contrairement à une régression multiple où un R^2 de 0,5 est moyen, ce n'est pas systématiquement le cas dans une AFD : en effet, on peut avoir deux classes très homogènes mais

Tableau 50 : Valeurs propres et rapports de corrélation

CD	Valeur propre	% de variance	% cumulé	R ²
1	3.952	60.4	60.4	0.797
2	1.504	23.0	83.4	0,600
3	1.082	16.6	100	0,519

Les trois premières composantes discriminantes (CD) ont été utilisées pour l'analyse. La première composante discriminante CD1 est, parmi les combinaisons linéaires des 7 variables, celle qui maximise le rapport de corrélation $R^2 = \text{inertie interclasse} / \text{inertie totale}$. La composante suivante est obtenue en recherchant la combinaison linéaire non corrélée avec CD1 et maximisant le R^2 .

Tableau 51 : Lambda de Wilks et niveau de signification

Test de la ou des CD	Lambda de Wilks	Khi-deux	ddl	Signification
de 1 à 3	0.039	235.703	21	> 0.0001
de 2 à 3	0.192	119.719	12	> 0.0001
3	0.480	53.172	5	> 0.0001

CD : composantes discriminantes. ddl : degrés de liberté.

L'étude des individus projetés dans le plan des deux premières composantes discriminantes (CD1 × CD2) montre que CD1 sépare bien les classes C3 (experts et confirmés) et C4 (entraînés de type I), tandis que CD2 distingue les classes {C3, C4} et {C2, C5}. Néanmoins, C2 (non-experts) et C5 (entraînés de type II) sont, en projection, très proches sur CD1 et superposés sur CD2, alors que le plan CD1 × CD3 permet de bien les différencier. Ces résultats indiquent qu'il sera nécessaire de construire trois scores pour la prédiction (Figure 76).

5.3.3. Etude sémantique des composantes discriminantes

L'AFD fournit toujours de nouvelles variables, combinaisons linéaires des 7 variables initiales, qui séparent ici le mieux possible les quatre classes (Tableau 52).

Néanmoins, le fait d'obtenir une bonne partition n'est pas suffisant : encore faut-il que cette discrimination soit basée sur des critères explicatifs et ayant une réelle signification fonctionnelle. L'étude des corrélations entre chaque composante discriminante et les variables initiales éclairent sur ce sujet (Tableau 53). CD1 révèle qu'un temps de contact au sol élevé ($r = 0,799$) permet un plus grand déplacement horizontal du centre de masse (CoM) à l'appui (distance de contact : $r = 0,711$), mais ce au détriment de la fréquence ($r = -0,870$). De la même manière, CD2 montre qu'un temps de vol prolongé ($r = 0,844$) est associé à un plus grand déplacement du CoM pendant la phase aérienne (distance de vol : $r = 0,744$). CD3, quant à elle, met en évidence qu'une vitesse élevée ($r = 0,868$) est étroitement liée à une grande amplitude de pas ($r = 0,788$). Ainsi, toutes les variables interviennent dans la séparation des classes. Les sprinters de C3, située dans le cadran (CD1 < 0 ; CD2 > 0 et CD3 ≈ 0) ont les fréquences les plus élevées, les temps de contact les plus courts et se déplacent à l'appui sur une distance inférieure aux non-spécialistes (C2, C4 et C5). D'après les travaux de Natta & Réga (2001), une valeur faible de distance de contact serait principalement due à une extension limitée du membre inférieur au quitté.

très proches, ou au contraire, bien séparées mais moins homogènes (grand variabilité intragroupe par rapport à l'inertie intergroupe).

Tableau 52 : Coefficients des trois composantes discriminantes

	CD1	CD2	CD3
Temps de contact	-4.874	50.311	37.278
Temps de vol	-33.647	38.170	71.174
Fréquence	69.883	156.236	3.515
Amplitude	65.981	-4.730	-9.965
Vitesse	-47.983	-65.812	18.036
Distance de contact	4.802	82.637	7.956
Distance de vol	3.735	100.934	-9.294
Constante	-91.633	-239.613	-74.330

Chaque CD est une combinaison linéaire des 7 indicateurs biomécaniques (normalisés).

Tableau 53 : Corrélations entre les trois composantes discriminantes (CD) et les 7 variables initiales

	CD1	CD2	CD3
Temps de contact	0.799	-0.469	-0.270
Temps de vol	0.117	0.844	-0.030
Fréquence	-0.870	-0.191	0.295
Amplitude	0.395	0.341	0.788
Vitesse	-0.443	0.078	0.868
Distance de contact	0.711	-0.541	0.381
Distance de vol	-0.161	0.744	0.459

Valeurs surlignées en rouge : la plus grande corrélation absolue entre chaque variable initiale et une CD quelconque.

En outre, on observe que les entraînés de type II (C5) sont relativement proches des sprinters (C3) possédant même une vitesse et une amplitude de pas supérieures à ces derniers. Pourtant, l'arbre hiérarchique de la Figure 74 a montré une plus grande proximité entre les sprinters de C3 et les deux athlètes internationaux de C1 (une des branches de l'arbre). D'après la Figure 76 (positions relatives des nuages C3 et C5) et le Tableau 49, on s'aperçoit que les entraînés de type II diffèrent des sprinters (toutes catégories : C1 et C3) par une gestion différente des composantes de la fréquence et de l'amplitude. Malgré un temps de vol réduit (diminution de la distance de vol), ils possèdent une plus grande amplitude ; ceci suggère une augmentation de la distance horizontale entre la projection verticale du bassin et l'appui à l'instant du quitter (appelée « distance de décollage » selon le langage des entraîneurs). D'ailleurs, les entraînés de type II présentent, en moyenne, des valeurs de distance de contact supérieures à l'ensemble des sprinters (C3) (Tableau 49).

Si l'on s'intéresse aux entraînés de type I (C4), opposés aux sprinters (C3) sur la première composante discriminante (CD1), mais parallèles aux entraînés de type II (C5) sur CD3, on constate un compromis amplitude-fréquence déséquilibré, l'amplitude étant largement privilégiée au détriment de la fréquence (celle-ci étant même inférieure à celle des non-experts de C2). En outre, pendant la phase aérienne, le CoM parcourt une distance horizontale (distance de vol) supérieure à celle des non-experts. Ceci signifie que les entraînés de C4 sont capables, pour une durée de contact au sol à peu près équivalente, de développer davantage de forces propulsives pendant l'appui en comparaison aux non-experts.

5.3.4. Recherche d'un sous modèle

Certaines variables prédictives semblent être redondantes (e.g. le temps de vol et la distance de vol). Cette situation conduit, bien souvent, à des résultats instables, c'est-à-dire des scores qui ne permettront pas une prédiction fiable sur de nouveaux athlètes n'ayant pas participé à l'analyse. On pourrait penser qu'il suffit d'éliminer d'emblée toutes les variables redondantes, mais une telle procédure n'est pas valide car chaque corrélation variable/composante discriminante dépend de l'ensemble des autres corrélations. Autrement dit, si l'on élimine une variable, toutes les autres corrélations seront modifiées (le modèle est ajusté à chaque suppression de variable). Une Analyse Discriminante Pas à Pas a donc été utilisée afin de rechercher le sous-ensemble de variables les plus explicatives des classes. Au premier pas, la première variable introduite est le « temps de contact » (Tcr) : elle assure, parmi les 7 variables initiales, la meilleure discrimination c'est-à-dire le meilleur modèle à une variable (maximisation du R^2 ou minimisation du Lambda de Wilks). Au second pas, la variable qui, associée au temps de contact, assure la meilleure discrimination est l'« amplitude » (Ar). A partir de l'ajout de la troisième variable, on évalue, pour toutes les variables présentes dans le modèle, quel serait l'impact de son retrait. Si la probabilité de la statistique (Fisher) calculée est supérieure à la valeur seuil pour éliminer (le seuil a ici été fixé à 0,21), la variable est retirée du sous modèle. Dans notre cas, au cinquième pas, la suppression de la première variable sélectionnée, Tcr, ne diminue pas significativement le R^2 si bien qu'elle est éliminée du sous modèle (l'information apportée par cette variable n'est plus significative) (Tableau 54).

Tableau 54 : Analyse Factorielle Discriminante Pas à Pas

<i>Pas</i>	<i>Introduite</i>	<i>Éliminée</i>	<i>Lambda de Wilks</i>	<i>F</i>	<i>Signification</i>
1	Tcr	-	0,320	53,023	> 0,0001
2	Ar	-	0,127	44,643	> 0,0001
3	Vr	-	0,064	41,488	> 0,0001
4	Fr	-	0,048	34,220	> 0,0001
5	Tvr	-	0,043	27,764	> 0,0001
6	-	Tcr	0,046	35,210	> 0,0001

A chaque pas, la variable qui minimise le Lambda de Wilks est introduite. Le nombre maximum de pas est 14 (variables introduites, puis éliminées). La signification maximum du Fisher (F) pour introduire est de 0,20. La signification minimum du Fisher pour éliminer est de 0,21. Valeurs surlignées en rouge : au cinquième pas, la suppression de la première variable sélectionnée, Tcr, ne diminue pas significativement le R^2 si bien qu'elle est éliminée du sous modèle.

Ainsi, parmi les 7 variables initiales, un sous-ensemble de 4 variables les plus prédictives (Ar, Vr, Fr et Tvr) a été sélectionné selon la procédure précédemment décrite. On peut constater que les distances de contact (Dcr) et de vol (Dvr) n'ont pas été retenues : elles sont redondantes avec les temps de contact (Tcr) et de vol (Tvr), respectivement. Il est important de se souvenir que la méthode de sélection employée n'est pas optimale et que les résultats obtenus dépendent des données analysées. Le sous-ensemble de variables déterminé par la procédure pas à pas devra donc être validée avec les experts du terrain (entraîneurs).

5.3.5. Analyse factorielle discriminante sur le sous modèle

Une nouvelle AFD a été réalisée sur les 4 variables sélectionnées. En éliminant trois variables (Dcr, Dvr et Tcr), la qualité de la séparation des classes reste quasiment équivalente (Tableau 55 et Tableau 56). Ceci confirme qu'il existait dans le modèle initial des variables redondantes. L'étude des individus projetés dans les plans CD1 × CD2 et CD1 × CD3 révèle une répartition des classes semblable à celle de l'étude sur le modèle initial (Tableau 57, Figure 77).

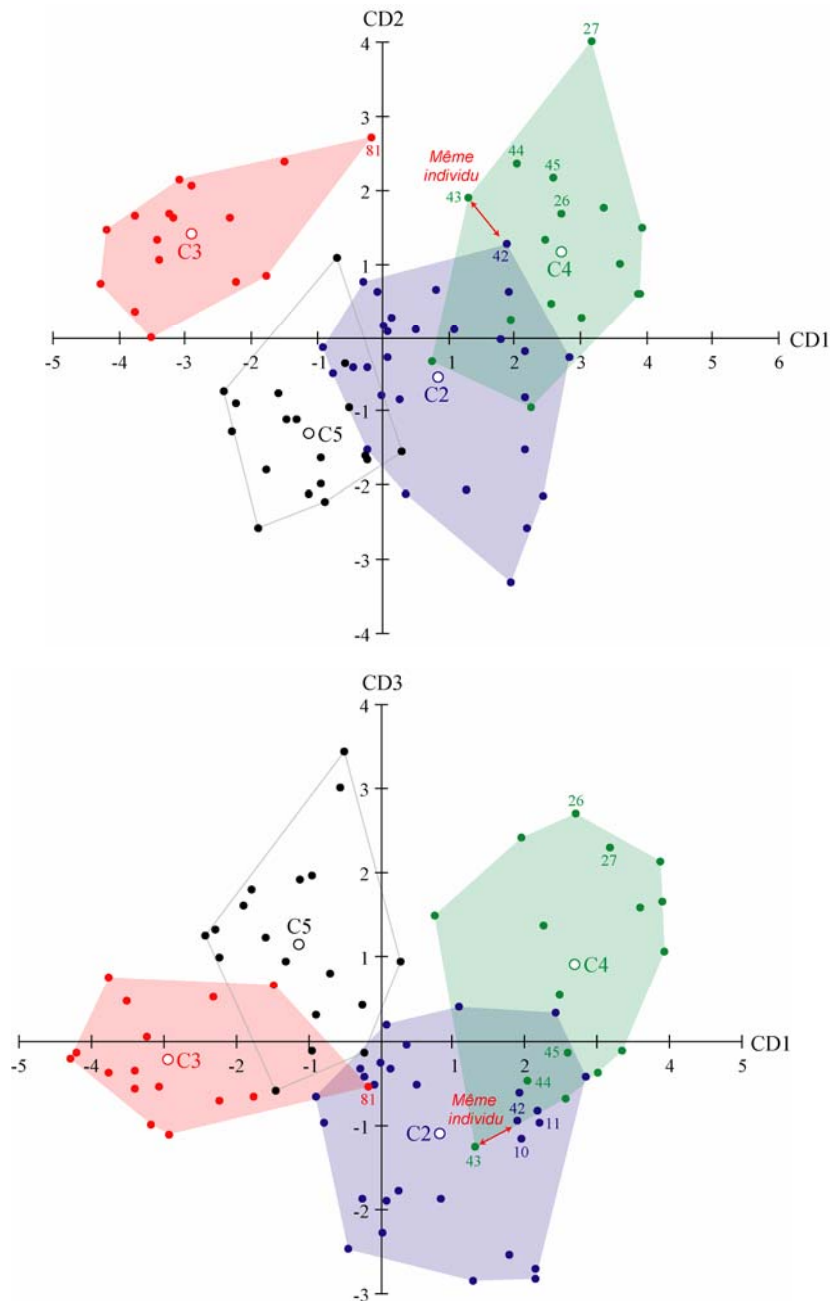


Figure 77 : Projection des cyclogrammes dans le plan CD1 × CD2 (en haut) et CD1 × CD3 (en bas) de l'AFD réalisée à partir des 4 classes, C2 à C5, issues de la CAH₄

Les variables (relatives) distance de contact (Dcr), distance de vol (Dvr) et temps de contact (Tcr), n'ont pas été incluses dans l'analyse. A titre de comparaison, les cyclogrammes individuels décrits dans la précédente AFD sont figurés et numérotés sur les graphiques.

Tableau 55 : Valeurs propres et rapports de corrélation

CD	Valeur propre	% de variance	% cumulé	R ²
1	3.949	64	64	0.797
2	1.248	20.2	84.2	0,555
3	0.974	15.8	100	0,493

Les trois premières composantes discriminantes (CD) ont été utilisées pour l'analyse.

Tableau 56 : Lambda de Wilks et niveau de signification

Test de la ou des CD	Lambda de Wilks	Khi-deux	ddl	Signification
de 1 à 3	0.046	228.621	12	> 0.0001
de 2 à 3	0.225	110.278	6	> 0.0001
3	0.507	50.319	2	> 0.0001

CD : composantes discriminantes. ddl : degré de libertés.

Tableau 57 : Corrélations entre les trois composantes discriminantes (CD) et les 4 variables sélectionnées par l'Analyse Factorielle Discriminante Pas à Pas

	CD1	CD2	CD3
Temps de vol	0.114	0.877	0.063
Fréquence	-0.869	-0.231	0.282
Amplitude	0.396	0.278	0.841
Vitesse	-0.441	-0.006	0.896

Valeurs surlignées en rouge : la plus grande corrélation absolue entre chaque variable initiale et une CD quelconque.

Compte tenu de ces résultats, on peut considérer que les 4 variables sélectionnées sont pertinentes pour la prédiction des profils de coureur, en termes de rythmicité, si bien que l'on peut poursuivre l'étude en construisant les scores prédictifs.

5.3.6. Construction des scores prédictifs

Tableau 58 : Matrice de confusion pour l'échantillon d'estimation

	Classes prédites				Total
	2	3	4	5	
2	27	0	0	1	28
3	0	16	0	0	16
4	0	0	15	1	16
5	1	0	0	18	19
<i>Classes réelles</i>					
2	96.43 %	0 %	0 %	3.57 %	100 %
3	0 %	100 %	0 %	0 %	100 %
4	0 %	0 %	93.75 %	6.25 %	100 %
5	5.26 %	0 %	0 %	94.74 %	100 %

Au total, 96,20 % des observations réelles sont classées correctement.

Afin de trouver la classe d'affectation d'un nouvel athlète, pour lequel on connaît les valeurs des nouvelles variables (CD1, CD2 et CD3), une règle simple et géométrique d'affectation est de choisir la classe dont le centre de gravité est le plus proche du point-individu. Le Tableau 58 présente la matrice de confusion (tableau croisé : classes prédites × classes réelles) permettant, à partir du pourcentage de « bien classés »³⁹, de juger de la

³⁹ Pourcentage de « bien classés » : rapport entre la somme des effectifs de la diagonale de la matrice de confusion (i.e. les « bien classés ») et l'effectif total.

qualité de la discrimination. Seules 3 observations sur 85 ont été mal classées, ce qui correspond à un pourcentage de 96,20 % de « bien classés ».

5.3.7. Stabilité des résultats

Le pourcentage de bien classés sur l'échantillon d'estimation (appelé aussi échantillon d'apprentissage) donne une idée optimiste de la qualité de la discrimination. Pour cette raison, la méthode des échantillon-tests recommande d'effectuer la discrimination sur une partie seulement de l'échantillon d'apprentissage (disons 80 %) et de tester les règles de discrimination sur les 20 % non utilisés. Un échantillon-test, obtenu lors de protocoles pré-expérimentaux, aurait pu être utilisé ; cependant, les mesures anthropométriques n'ont pas été recueillies ces jours-ci. Ces pré-expérimentations se sont déroulées à l'occasion de séances d'évaluation à l'épreuve du 100 mètres auprès de 44 étudiants STAPS (au total, 54 essais). La présente étude ayant démontré l'influence majeure de la morphologie (longueur du membre inférieur) sur les paramètres rythmiques de la course, il n'est pas possible de construire des règles de discrimination fiables à partir des indicateurs biomécaniques exprimés en valeurs absolues (i.e. non normalisées).

Afin de juger de la qualité des règles de classement, une autre solution réside dans l'utilisation de la méthode dite de « validation croisée » : on peut améliorer le calcul du taux d'erreur en divisant l'échantillon d'estimation en m parties égales, puis en calculant la règle sur un échantillon partiel formé de $m-1$ parties, et le taux d'erreur sur la partie restante. Ceci permet donc de calculer un taux d'erreur moyen sur un échantillon aussi important que l'échantillon d'estimation. Plus m est proche de n (nombre d'individus), plus on se rapproche de la situation réelle de classement. La validation croisée correspond au cas $m = n$, autrement dit, au cas pour lequel on effectue n discriminations en excluant à chaque fois une observation. Les résultats ainsi obtenus sont plus représentatifs de la qualité du modèle. En appliquant cette méthodologie sur notre échantillon d'estimation, le pourcentage de « bien classés » vaut 93,67 % (Tableau 59).

Tableau 59 : Matrice de confusion pour les résultats de la validation croisée

		<i>Classes prédites</i>				<i>Total</i>
		<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	
<i>Classes réelles</i>	<i>2</i>	26	0	1	1	28
	<i>3</i>	1	15	0	0	16
	<i>4</i>	0	0	15	1	16
	<i>5</i>	1	0	0	18	19
	<i>2</i>	92.86 %	0 %	3.57 %	3.57 %	100 %
	<i>3</i>	6.25 %	93.75 %	0 %	0 %	100 %
	<i>4</i>	0 %	0 %	93.7 %	6.3 %	100 %
	<i>5</i>	5.3 %	0 %	0 %	94.74 %	100 %

Au total, 93.67 % des observations sont classées correctement.

5.3.8. Comment utiliser les règles d'affectation en pratique ?

Cette étude a démontré que la prédiction des quatre profils rythmiques pouvait être établie avec une bonne fiabilité à partir des variables T_{vr} , Fr , Ar et Vr . Ces paramètres peuvent être acquis à partir du système Optojump, d'ores et déjà utilisé par certains

entraîneurs. Le Tableau 60 présente les coefficients (standardisés) des composantes discriminantes. A partir de ces derniers, on peut établir les « scores prédictifs »⁴⁰.

Tableau 60 : Coefficients standardisés des fonctions (composantes) discriminantes

	CD1	CD2	CD3
Tvr	-32.155	42.703	-8.760
Fr	69.637	132.574	9.120
Ar	69.024	79.237	13.686
Vr	-46.989	-61.686	-0.413
Constante	-93.921	-185.812	-37.036

Leur comparaison permet de mesurer la contribution relative des 4 variables initiales à la discrimination pour une composante donnée.

Exemple pratique. Considérons un nouvel athlète, non-spécialiste, de haute stature (1,82 mètres) avec une longueur de membre inférieur de 92 cm. Ses résultats, issus de l'Optojump, sont les suivants : vitesse = 8,22 m.s⁻¹ (Vr : 2,74) ; amplitude = 2,10 m (Ar : 2,28) ; fréquence = 4,04 pas par seconde (Fr : 1,24) ; temps de vol = 0,122 s (Tvr : 0,400). A partir des coefficients des fonctions discriminantes et des 4 indicateurs biomécaniques normalisés, on peut calculer les scores de cet athlète, comme suit :

$$\text{Score 1 : } -32.155 \times 0,400 + 69.637 \times 1,24 + 69.024 \times 2,21 - 46.989 \times 2,74 - 93.921 = \mathbf{3,361}$$

$$\text{Score 2 : } 42.703 \times 0,400 + 132.574 \times 1,24 + 79.237 \times 2,21 - 61.686 \times 2,74 - 185.812 = \mathbf{1,756}$$

$$\text{Score 3 : } -8.760 \times 0,400 + 9.120 \times 1,24 + 13.686 \times 2,28 - 0.413 \times 2,74 - 37.036 = \mathbf{0,84}$$

Au regard du Tableau 61, cet athlète présenterait un profil entraîné de type I (C4), privilégiant l'amplitude au détriment de la fréquence. De ce constat, l'expert du terrain pourrait orienter son nouvel athlète vers une amélioration de sa fréquence gestuelle par la pratique d'exercices fondés sur le principe de la survélocité.

Tableau 61 : Scores moyens (ou coordonnées moyennes) des quatre classes, C2 à C5, sur les trois composantes discriminantes

	CD1	CD2	CD3
2	0.842	-0.554	-1.127
3	-2.901	1.389	-0.247
4	2.727	1.148	0.882
5	-1.094	-1.319	1.125

Valeurs surlignées en rouge : profil entraîné de type I (correspondant à la classe C4).

5.4. SYNTHÈSE

D'un point de vue méthodologique, l'interprétation simultanée des plans factoriels (ACP, AFD) et des arbres hiérarchiques a permis de caractériser, de façon synthétique, cinq profils rythmiques à vitesse de course maximale stabilisée. En outre, cette approche fournit un moyen d'identifier dans quelle mesure un individu est « extrême », ou particulier, sur le plan de sa rythmicité. L'analyse comparative des approches exploratoires

⁴⁰ Les coefficients (ici, standardisés) sont utilisés pour calculer les coordonnées d'une observation dans l'espace des facteurs discriminants à partir de ses coordonnées dans l'espace des variables initiales.

(ACP, CAH), menée simultanément sur les indicateurs bruts et relatifs, démontre que des différences morphologiques impliquent nécessairement des modes de rythmicité différents. Ainsi, chez les athlètes de petite stature, il a été clairement observé un déplacement horizontal du CoM augmenté pendant l'appui, pour un temps de contact au sol équivalent à ceux de grande stature. Ainsi, ils développeraient des forces horizontales supérieures à ces derniers afin de se propulser sur une distance plus grande pendant l'appui, et ainsi « compenser » la longueur de leurs membres (plus courtes).

Dans la population de sprinters étudiés, deux sprinters « élites » se distinguent par la brièveté de leur temps de contact au sol et leur amplitude. L'étude des liaisons entre les paramètres a montré une étroite relation entre le temps de contact et la distance de contact, de même qu'entre le temps de vol et la distance de vol. Par conséquent, un appui bref ne permet pas un grand déplacement horizontal du CoM pendant l'appui. C'est pendant la phase aérienne que le CoM parcourt une distance horizontale très supérieure à celle des autres sprinters. D'après Mero *et al.* (1992), la brièveté du temps de contact est obtenue en limitant les forces (horizontales) de freinage consécutives à la prise de contact au sol (orientation de la force résultante plus verticalement) afin de générer le plus tôt possible des forces propulsives (Wood, 1987).

Les sprinters (« experts » et « confirmés ») présentent, en moyenne, une fréquence de pas équivalente aux sprinters élites, mais se différencient par un temps de contact au sol plus long ($101,2 \pm 4,05$ ms *vs* $90,9 \pm 0,87$ ms), et un temps de vol plus court ($123,3 \pm 7,97$ ms *vs* $127,9 \pm 1,79$ ms). Ceci suggère une gestion moins efficace de l'appui de course ; ils ne parviendraient pas à développer leur maximum de force propulsive dans un laps de temps aussi bref que celui rencontré chez les élites (Natta & Réga, 2001). Il en résulte une amplitude du pas plus réduite ($2,07 \pm 0,05$ m *vs* $2,31 \pm 0,04$ m).

Quant aux « entraînés », on distingue très clairement deux profils rythmiques, mais tous deux présentent une amplitude de pas supérieure ou équivalente à celle des sprinters (entraînés type I : $2,15 \pm 0,11$ m ; type II : $2 \pm 0,11$ m, sprinters : $2,07 \pm 0,05$ m). Les entraînés de type I privilégient l'amplitude au détriment de la fréquence ($4,09 \pm 0,14$ Hz sprinters : $4,47 \pm 0,15$ Hz), et ce dans une large proportion. Ainsi, ils se rapprochent du comportement élite en privilégiant un grand déplacement horizontal du CoM pendant la phase aérienne ; en revanche, ils ne gèrent pas, de la même façon, les forces développées à l'appui, leur temps de contact au sol étant augmenté de plus de 25 % par rapport à celui des élites ($122,4 \pm 6,10$ ms *vs* $90,9 \pm 0,87$ ms), et de 17,3 % par rapport à celui des sprinters ($101,2 \pm 4,05$ ms).

Les entraînés de type II sont très proches des sprinters présentant même une vitesse et une amplitude de pas très légèrement supérieures, leur fréquence étant similaire. Ils se distinguent par un temps de vol plus réduit ($105,2 \pm 8,11$ ms *vs* élites : $127,9 \pm 1,79$ ms et sprinters : $123,3 \pm 7,97$ ms) et un temps de contact plus long ($111,8 \pm 5,93$ ms *vs* élites : $90,9 \pm 0,87$ ms et sprinters : $101,2 \pm 4,05$ ms). Il privilégie ainsi un grand déplacement horizontal du CoM pendant l'appui. Un tel comportement pourrait être associé à une plus grande extension du membre inférieur qui augmenterait ainsi la distance horizontale comprise entre la projection verticale du CoM et le pied à l'instant du lever (« distance de décollage » selon le langage athlétique). A ce sujet, Natta & Réga (2001) ont observé une « distance de décollage » plus réduite chez les meilleurs experts (dont les valeurs

d'extension du genou et de la hanche sont inférieures à celles des autres sprinters moins confirmés). Rappelons que les entraînés de type II correspondent à des sportifs de très bons niveaux dans les disciplines telles le football et le rugby où l'effort est particulièrement intense et fait appel à des qualités de vitesse « maximale » (sprints courts).

Concernant les non-experts, ils se caractérisent par les plus petites valeurs de vitesse (non-experts : $8,26 \pm 0,51 \text{ m.s}^{-1}$ vs élites : $10,62 \pm 0,08 \text{ m.s}^{-1}$, sprinters : $9,23 \pm 0,31 \text{ m.s}^{-1}$, entraînés de type I : $8,79 \pm 0,51 \text{ m.s}^{-1}$ et de type II : $9,23 \pm 0,41 \text{ m.s}^{-1}$). Ils présentent une fréquence un peu supérieure à celle des entraînés de type I ($4,25 \pm 0,18 \text{ Hz}$ vs $4,09 \pm 0,14 \text{ Hz}$; fréquences faibles), et une amplitude relativement proche de celle des sprinters ($1,95 \pm 0,14 \text{ m}$ vs $2,07 \pm 0,05 \text{ m}$), bien qu'il existe une plus grande variabilité parmi les non-experts. Ces derniers ont un temps de contact au sol particulièrement long ($126,1 \pm 9,96 \text{ ms}$) et un temps de vol réduit ($110 \pm 8,43 \text{ ms}$), les rapprochant ainsi du profil rythmique des entraînés de type II.

Ces profils rythmiques étant bien identifiés, il a été possible de construire des « règles d'affectation » (scores prédictifs de l'AFD) afin de déterminer le « profil » d'un nouvel athlète connaissant la vitesse, l'amplitude, la fréquence et le temps de vol de ses pas (les valeurs étant normalisées). Cependant, de telles règles de classement doivent être nécessairement validées en les testant sur un nouvel échantillon, et en les expérimentant sur le terrain. Elles pourront ainsi être éventuellement améliorées ou complétées.

6. ANALYSE PROCUSTE DU CYCLOGRAMME DU SPINTER A VITESSE MAXIMALE

L'acte d'entraîner nécessite de savoir observer, découvrir les erreurs qui perturbent le geste efficace du sujet entraîné et d'être capable d'en identifier les causes. Il s'agit donc d'une évaluation quantitative et qualitative. Il faut être capable dans un premier temps d'établir le profil du sportif. Cette réalité conduit les entraîneurs à admettre que l'une des difficultés majeures qu'ils rencontrent dans l'exercice de leur métier est la nécessité de « bien connaître la technique de la spécialité » et, parallèlement « arriver à cerner la personnalité de l'entraîné et son fonctionnement ». (Maurice Houvion, entraîneur à l'INSEP, dans Les experts en question. Savoirs professionnels en matière d'entraînement, Krantz & Dartnell, 2001). Les entraîneurs travaillent sans cesse à la reconnaissance des bases techniques ou des « pré-requis », dans un souci d'efficacité et d'économie générale, mais également, dans une perspective prophylactique, afin que le sujet entraîné répète ces « éléments fondamentaux » comme un pianiste répète ses gammes. Les sports qualifiés « d'habiletés fermées », tels l'athlétisme, sont très sensibles à une telle approche parce qu'il s'agit essentiellement de construire une habileté motrice qui va du simple au complexe, et qui se réglera davantage au fur et à mesure de l'acquisition d'un certain niveau de maîtrise.

6.1. CONSTRUCTION DES CYCLOGRAMMES

6.1.1. Définition des points repères « isodynamiques »

En biologie, « les points repères sont les points où s'enracinent les explications des processus biologiques » (Bookstein, 1991). Trois principaux types de points peuvent être utilisés : *type I* : juxtaposition de tissus biologiques : e.g. les sutures osseuses ; *type II* : maximum de courbure : e.g. les points de rebroussement ; *type III* : points extrêmes : e.g. le point le plus haut, le plus antérieur ; ils ne sont pas nécessairement définis biologiquement. Ces points repères sont homologues d'une forme à une autre. Cette notion gouverne toute la morphométrie. Dans ce contexte, l'analyse de forme ne peut se faire qu'à l'intérieur de groupes monophylétiques chez lesquels la correspondance anatomique résulte de la descendance à partir d'un ancêtre commun (Smith, 1990; Wagner, 1989) : par exemple, la grande similitude dans la structure du crâne des différentes espèces du groupe des Hominoïdes (Deniker, 1886).

Pour l'étude du mouvement en biomécanique, les points repères sont spatio-temporels ; les données étant en 4D : trois dimensions spatiales et une dimension temporelle. Les points dits « anatomiques » sont les éléments utilisés pour l'élaboration du modèle géométrique du corps humain. Les points dits « isodynamiques » sont les points anatomiques considérés à des instants ou événements « clés » du cycle locomoteur, équivalents chez tous les sujets. En outre, l'ordre d'apparition des événements considérés dans le cycle doit être le même d'un individu à l'autre (Figure 78).

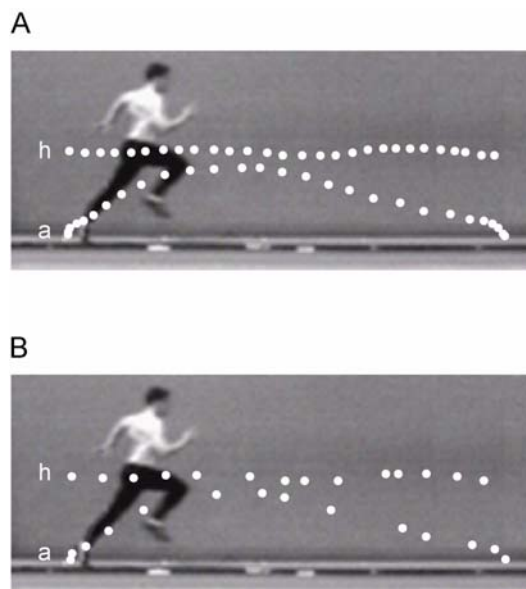


Figure 78 : points anatomiques versus points isodynamiques

A : Les points anatomiques de la hanche (h : hip) et de la cheville (a : ankle) sont digitalisés à chaque instant (image) du cycle de course. B : les points anatomiques h et a sont digitalisés à des instants clés (images références) du cycle (e.g. perte de contact du pied au sol).

6.1.2. Filtrage du repère mobile et des cyclogrammes

L'étude de la forme des cyclogrammes requiert que les cycles bouclent parfaitement dans le temps et dans l'espace. Or, la variabilité étant une composante inhérente du mouvement, on ne peut répéter un patron cyclique de manière exacte en raison des

différentes contraintes physiques et environnementales liées à l'exécution (Newell & Corcos, 1993). En outre, la détection automatisée des points isodynamiques dans le fichier de données est très sensible au bruit qui se superpose aux trajectoires (présence de petites inversions aléatoires dans les courbes entraînant de « fausses » détections). Ce bruit est dû pour l'essentiel aux erreurs expérimentales induites par les aberrations du système d'acquisition et par la mauvaise estimation de la position des marqueurs anatomiques sur les sujets étudiés. Pour pallier ces difficultés, un logiciel, développé sous Matlab, par Paul-Antoine Libourel, intègre quatre fonctions essentielles pour la construction des cyclogrammes :

1. Visualisation du fichier de données. Les trajectoires peuvent être représentées dans le référentiel euclidien familier ou par rapport à un repère mobile choisi par l'opérateur. Ce repère mobile peut être un point anatomique quelconque ou un point médian entre deux points anatomiques (Figure 79).

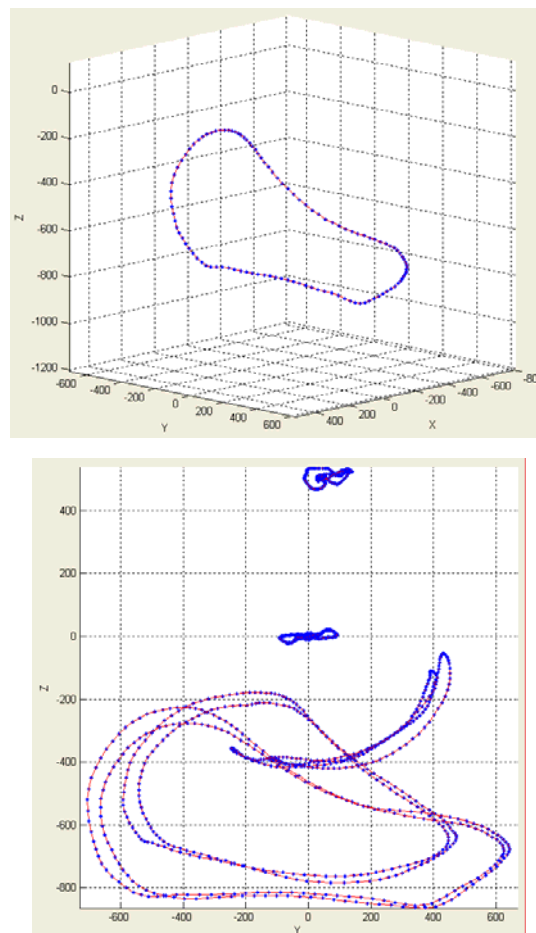


Figure 79 : Cyclogrammes par rapport au point médian entre les deux grands trochanters (repère mobile)

En haut : vue 3D du cyclogramme du pied droit (tête de l'articulation du 5^e métatarse) ; en bas : cyclogrammes de la pointe du pied, du genou (condyle fémoral), de la hanche (grand trochanter) et de l'épaule (acromion) droits et gauches.

2. Délimitation temporelle du cycle. Étant donné que l'athlète a parcouru un peu plus d'un cycle de course dans le champ de capture, le cyclogramme ne boucle pas dans le temps. L'interface du logiciel offre la possibilité de délimiter manuellement le cycle de course. On cherchera toujours à optimiser la (quasi) fermeture du cyclogramme.

3. Filtrage du repère mobile par un filtre numérique de type Butterworth. Un filtre Butterworth, dont l'ordre et la fréquence de coupure peuvent être choisies, a été implémenté afin de filtrer préalablement le marqueur anatomique qui servira de repère mobile pour la construction du cyclogramme. Ceci implique de comparer la différence (résiduelle) entre les signaux filtrés et non filtrés sur une large gamme de fréquences de coupure et de choisir une fréquence de coupure minimisant à la fois la distorsion du signal et la quantité de bruit qui passe à travers le filtre. Dans le cadre de la présente étude, un filtrage passe-bas (type Butterworth) bidirectionnel du quatrième ordre et ayant une fréquence de coupure de 40 Hertz a été appliqué à la trajectoire du repère mobile.

4. Filtrage des cyclogrammes par la Transformée de Fourier Rapide. Afin d'effectuer le filtrage et la fermeture du cyclogramme, la Transformée de Fourier Rapide a été implémentée. Tout point anatomique du corps (excepté le repère mobile) peut être utilisé pour construire un cyclogramme. Dans le cadre de l'étude, en conservant 20 harmoniques (équivalent à une fréquence de coupure de $43,09 \pm 3,04$ Hertz dans notre échantillon), on élimine les composantes spectrales associées au bruit tout en préservant la finesse des contours du cyclogramme (signal). Ainsi, la précision de la détection des événements « clés » du cycle de course n'est pas altérée ; ceci a été vérifié en comparant les résultats de la détection avant et après filtrage (± 1 image).

6.1.3. Détection automatisée des points isodynamiques

Dix points anatomiques, décrivant le mouvement des membres inférieurs et des épaules, ont été retenus pour définir les événements « clés » du cycle. Au cours de ce chapitre, les noms abrégés de ces points anatomiques seront employés pour alléger le texte, et en faciliter la lecture (Tableau 62, Figure 80).

Tableau 62 : Noms des 10 points anatomiques décrivant le mouvement des membres inférieurs et des épaules

<i>Abréviations</i>	<i>Points anatomiques étudiés</i>
ACD	Acromion droit
ACG	Acromion gauche
GTD	Grand trochanter droit
GTG	Grand trochanter gauche
CFD	Condyle fémoral externe droit
CFG	Condyle fémoral externe gauche
MED	Malléole externe droite
MEG	Malléole externe gauche
M5D	Tête articulation 5 ^e métatarse droit
M5G	Tête articulation 5 ^e métatarse gauche

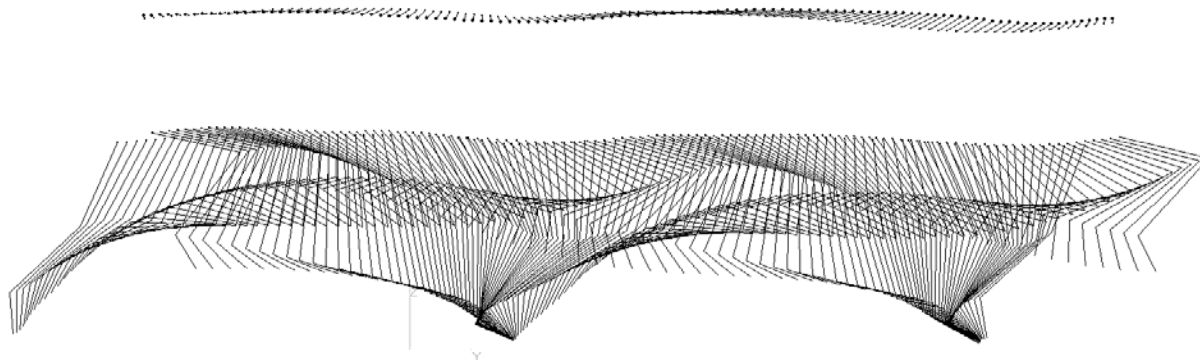


Figure 80 : Visualisation du chronophotogramme d'un sprinter se déplaçant de gauche à droite

Les segments corporels, épaules, cuisses, jambes et pieds sont formés par des lignes droites.

Les événements « clés » du cycle ont été déterminés à partir d'une série de courbes obtenues en soustrayant la colonne de la coordonnée d'un point anatomique à celle d'un autre point anatomique. C'est d'ailleurs cette procédure qui est utilisée pour construire le cyclogramme de M5D (ou M5G) par rapport au repère mobile GTD (ou GTG) : les coordonnées x , y et z de GTD sont soustraites à celles de M5D pour dessiner le cyclogramme en trois dimensions. Le repérage des points isodynamiques (PI) est réalisé directement à partir de ces courbes, et a été automatisé par des algorithmes mathématiques reposant sur quatre fonctions principales de recherche : recherche d'un maximum, recherche d'un minimum, recherche d'un passage par zéro, et recherche d'une inversion de courbe, dans une plage de données et selon un ordre bien définis. Quatre nomenclatures de PI ont été construites en référence à : (1) la position du membre inférieur étudié (droit ou gauche) ; (2) la position relative des deux membres ; (3) la somme des angles articulaires du membre inférieur étudié ; (4) la position relative de la ligne des épaules (i.e. ACD-ACG) par rapport à celle des hanches (i.e. GTG-GTD). Les Figure 81 à Figure 84 et les Tableau 63 à Tableau 66 présentent les 24 PI pouvant être utilisés pour caractériser la forme des cyclogrammes.

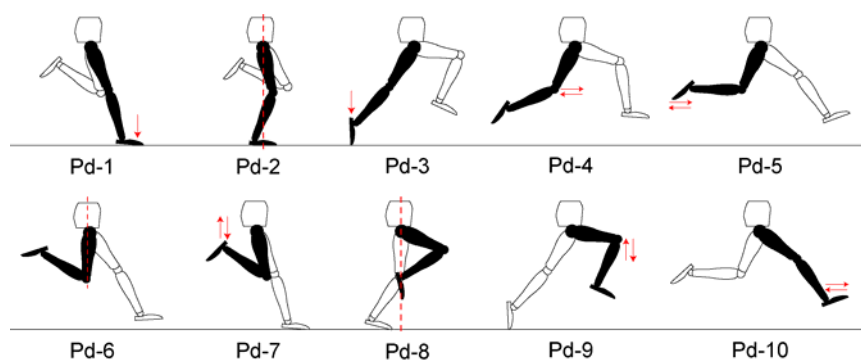


Figure 81 : Les 10 événements « clés » du cycle pour la localisation de Pd-1 à Pd-10

Les courbes sont obtenues en soustrayant la colonne de la coordonnée d'un point anatomique à celle d'un autre point anatomique ; segments en noir : membre inférieur droit ; segments en blanc : membre inférieur gauche ; les événements sont définis en référence à la position du membre inférieur droit.

Tableau 63 : Nomenclature 1 des points isodynamiques en référence à la position du membre inférieur étudié

<i>N1 Définitions des points isodynamiques</i>			
Pd-10	Inversion horizontale du trajet du pied droit précédant la prise d'appui	Pd-5	Inversion horizontale du trajet du pied droit après la perte d'appui
Pd-2	Bassin à l'aplomb de l'appui droit	Pd-6	Cuisse droite à la verticale
Pd-1	Prise de contact du pied droit au sol	Pd-7	Inversion verticale du trajet du pied droit
Pd-3	Perte de contact du pied droit au sol	Pd-8	Passage du pied droit au-delà de la projection verticale du bassin
Pd-4	Inversion horizontale du trajet du genou droit après la perte d'appui	Pd-9	Inversion verticale du trajet du genou droit

Le membre étudié est le membre droit ; Pd1, ..., Pd10 pour le membre droit ; Pg1, ..., Pg10 pour le membre gauche. Les algorithmes de détection des PI s'effectuent selon un agencement bien déterminé : ainsi, Pd-10 est le premier point isodynamique repéré.

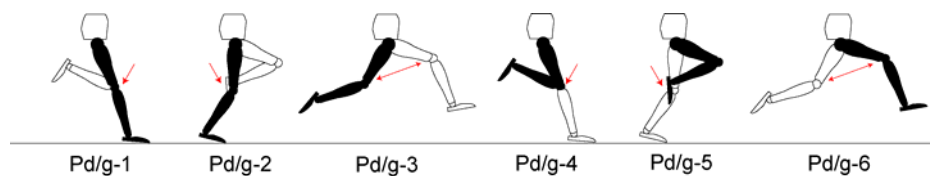


Figure 82 : Les 6 événements « clés » du cycle pour la localisation de Pd/g-1 à Pd/g-6

Segments en noir : membre inférieur droit ; segments en blanc : membre inférieur gauche.

Tableau 64 : Nomenclature 2 des points isodynamiques en référence à la position relative des deux membres

<i>N2 Définitions des points isodynamiques</i>			
Pd/g-5	Cheville droite oscillante superposée au genou gauche	Pd/g-2	Cheville gauche oscillante superposée au genou droit
Pd/g-6	Ecart max entre les cuisses « compas » avant	Pd/g-3	Ecart max entre les cuisses « compas » arrière
Pd/g-1	Genou gauche oscillant superposé au genou droit	Pd/g-4	Genou droit oscillant superposé au genou gauche

« Compas » arrière : cuisse droite en arrière du bassin ; « compas » avant : cuisse droite en avant du bassin.

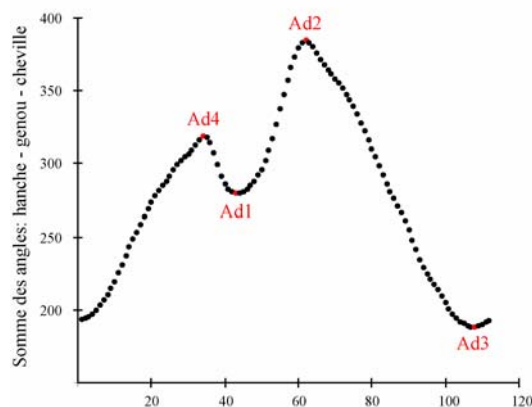


Figure 83 : Localisation de Ad-1 à Ad-4

La courbe correspond à la somme des angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville du membre inférieur droit.

Tableau 65 : Nomenclature 3 des points isodynamiques en référence à la somme des angles articulaires

<i>N3</i>	<i>Définitions des points isodynamiques</i>
Ad-1	Flexion maximale du membre inférieur droit pendant le poser
Ad-2	Extension maximale du membre inférieur droit en arrière de la hanche
Ad-3	Flexion maximale du membre inférieur droit pendant le lever
Ad-4	Extension maximale du membre inférieur droit en avant de la hanche

Le membre étudié est le droit ; Ad1, ..., Ad10 pour le membre droit ; Ag1, ..., Ag10 pour le membre gauche.

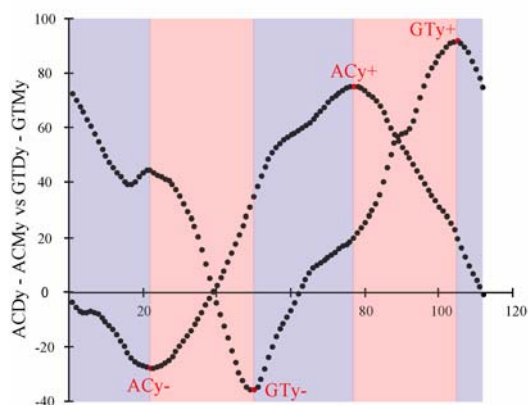


Figure 84 : Localisation de GTDy- et GTDy+

La courbe est obtenue en soustrayant la coordonnée Y de GTD à celle de GTM (point médian entre GTD et GTG), et de 2 autres points isodynamiques ACy- et ACy+ sur la courbe obtenue en soustrayant la coordonnée Y de ACD à celle de ACM (point médian entre ACD et ACG).

Tableau 66 : Nomenclature 4 des points isodynamiques en référence à la position relative de la ligne des épaules par rapport à celle des hanches

<i>N4</i>	<i>Définitions des points isodynamiques</i>
GTDy-	Inversion horizontale du trajet de l'épaule droite en arrière de l'axe vertical du tronc
GTDy+	Inversion horizontale du trajet de l'épaule droite en avant de l'axe vertical du tronc
ACDy-	Inversion horizontale du trajet de la hanche droite en arrière de l'axe vertical du bassin
ACDy+	Inversion horizontale du trajet de la hanche droite en avant de l'axe vertical du bassin

La détection automatisée et la visualisation des PI ont été implémentées dans le logiciel « MemoSport » écrit en langage C# par Vincent Lainé dans le cadre d'un stage informatique financé par le Muséum National d'Histoire Naturelle (MNHN) et l'Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). Ce logiciel est sous licence GNU/GPL. Les algorithmes sont fournis sous forme de fichier XML, et permettent ainsi à l'opérateur averti de modifier éventuellement la façon dont les PI ont été détectés, ou d'en ajouter de nouveaux pour les besoins de l'étude.

6.1.4. Validité des algorithmes de détection

Seuls les événements Pd-1 et Pg-1 (correspondant à la prise de contact du pied au sol pour les membres droit et gauche, respectivement) ont entraîné occasionnellement de « fausses » détections. Ceci a conduit à reconsidérer la validité de l'algorithme : M5Dz-MEDz = inversion décroissante-croissante entre Pd-10 et Pd-2. L'examen du patron de

courbe montre une grande variabilité quant à la manière dont les sujets (en particulier, les non-spécialistes) reprennent appui au sol. Rares sont les sprinters (3,94 %) pour lesquels l'algorithme n'a pas fonctionné. L'apparition de plusieurs inversions et l'absence d'inversion sont les deux cas pour lesquels l'algorithme a échoué.

Néanmoins, le taux de réussite de cet algorithme s'élève à 80,36 % ; ce qui signifie que, pour un échantillon de 100 individus, il y a, en moyenne, 20 % d'entre eux sur lesquels l'opérateur doit intervenir afin de compléter le processus de détection. En cas de non détection de ces deux événements, l'utilisateur opère à travers une boîte de dialogue. Celle-ci contient la plage de données sur laquelle l'algorithme s'est exécuté, ainsi qu'une représentation graphique du patron de courbe. Généralement, les non-spécialistes ont tendance à « attaquer » le sol avec le bord externe du talon (absence d'inversion) alors que les sprinters experts et confirmés effectuent un contact par la plante de pied sans que le talon ne soit en contact avec le sol, même au moment où la charge de l'appui atteint son maximum. Les termes de « pied passif » ou « pied actif, dynamique » sont souvent utilisés et bon nombre d'entraîneurs semblent s'accorder sur la part de dispositions innées à posséder cette qualité.

La validation des algorithmes détectant la prise et la perte de contact du pied au sol (Pd-1, Pg-1, Pd-3, Pg-3) a été réalisée en repérant sur les courbes de force les instants de début et de fin d'appui. L'analyse comparative des résultats montre que les instants détectés par l'algorithme correspondent précisément à ceux repérés sur les courbes de force à une image près (décalage : Pd-1 et Pg-1 : $-0,105 \pm 0,817$ image, Pd-3 et Pg-3 : $0,368 \pm 0,957$ image).

6.1.5. Quels points isodynamiques retenir pour la superposition Procuste ?

L'ordre d'apparition des PI sur le cyclogramme diffère selon le niveau d'expertise. A titre d'exemple, Pd-7 précède Pd-6 chez le non-expert : le pied atteint une élévation maximale au-dessus du sol (Pd-7) avant que la cuisse ne soit à la verticale de la hanche (Pd-6). Ainsi, le non-expert amorce plus tardivement le retour de sa cuisse vers l'avant, en comparaison à l'expert. Les points qui diffèrent le plus sont certainement ceux relatifs à la quatrième nomenclature faisant référence à la position relative de la ligne des épaules par rapport à celle des hanches. Chez l'expert, l'inversion horizontale du trajet du pied droit précédant la prise d'appui (Pd-10) est concomitante à celle du trajet de l'épaule droite en arrière de l'axe vertical du tronc (ACy-), tandis que, chez le non-expert, il existe un décalage non négligeable entre ces deux instants (ACy- survient après Pd-1, la prise d'appui au sol). On observe le même phénomène pour Pd-5 et ACy+, mais cette fois-ci, ces deux instants sont confondus chez le non-expert alors qu'ils sont décalés chez l'expert. Ceci suggère que les segments libres (bras) concourent différemment « à l'équilibre des situations relatives de la ligne du bassin et de la ligne des épaules » (Piasenta, 1988). Enfin, certains PI sont confondus : c'est le cas de Pd1 et Ad-4 indiquant qu'au moment de la prise d'appui, le membre inférieur droit est en extension maximale.

De ces observations, il est apparu nécessaire de choisir un sous-ensemble de PI qui ne s'inversent ou ne se confondent pas afin de pouvoir réaliser, à l'étape suivante, la superposition Procuste des cyclogrammes. Sept PI issus de la première nomenclature ont été retenus pour la présente étude : 3 PI servent à la description de la phase d'appui et de

ses deux sous-phases, l'amortissement (Pd-1 à Pd-2) et la propulsion (Pd-2 à Pd-3), et 4 PI à la description de la phase d'oscillation du membre et à la caractérisation de la géométrie du cyclogramme (Pd-5, Pd-7, Pd-8 et Pd-10) (Figure 85). Bien entendu, d'autres combinaisons de PI auraient pu être étudiées (ce travail sera d'ailleurs mené ultérieurement), mais il s'agit là de démontrer comment l'analyse Procuste, basée sur un choix sélectif de points de référence (PI), peut identifier et caractériser des profils cinématiques, indépendamment des facteurs de « taille » et de vitesse. Au total, 112 cyclogrammes (experts : 25, confirmés : 41, entraînés : 27 et non-experts : 19).

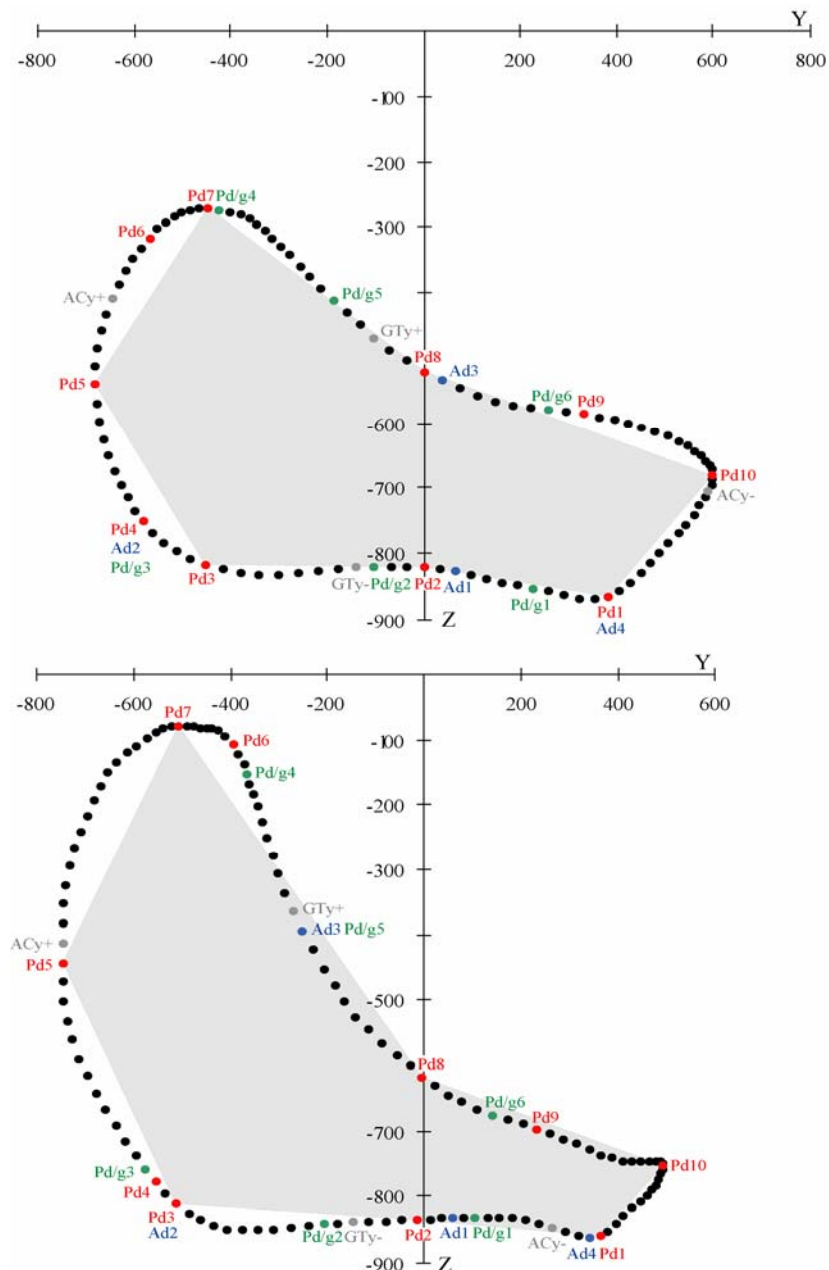


Figure 85 : Cyclogrammes sur lesquels sont localisés les 24 points isodynamiques.

En haut : un sprinter confirmé ; en bas : un coureur non-expert ; zone grisée : cyclogramme représenté à partir de 7 points isodynamiques choisis parmi les 10 de la première nomenclature.

6.2. NORMALISATION DES CYCLOGRAMMES

6.2.1. Forme et conformation

En mathématiques, l'analyse procustéenne est une technique pour l'étude de la distribution statistique des formes. Elle est utilisée en biologie pour apprécier les relations entre des espèces sous l'angle de la morphologie. La morphologie, qui fait référence à l'aspect général d'un objet, associe à la fois une composante de « taille » et une composante de « forme ». La forme, après mise à l'échelle, correspond à la « conformation » : conformation = proportions relatives – effet d'échelle. Cette égalité surprend tous ceux qui découvrent la superposition Procuste. Elle semble abstraite, mais pourtant la conformation est largement utilisée, sous un autre nom, par les artistes. Il s'agit des proportions relatives, autrement dit de l'étude des relations entre dimensions.

Dans le contexte géométrique (stricto sensu), les conformations sont définies par leur invariance aux transformations de similarité euclidienne : « (...) l'information géométrique résiduelle après élimination des paramètres de position, d'échelle et de rotation » (Dryden & Mardia, 1998).

6.2.2. Superposition Procuste

La superposition Procuste consiste en trois transformations géométriques que nous illustrerons en prenant l'exemple de deux triangles ABC et DEF de position, de taille et d'orientation différentes (Figure 86).

La *première transformation* élimine les différences de position par translation. Les triangles sont déplacés de façon à faire coïncider leurs centres géométriques (point à partir duquel la somme des carrés des distances aux trois sommets est minimale).

La *seconde transformation* consiste à réduire les deux triangles à une taille standardisée égale à l'unité. Pour normaliser, les coordonnées des points du triangle sont divisées par la « taille centroïde »⁴¹. Après ces divisions, la somme des carrés des écarts entre le centre et les nouvelles coordonnées des points du triangle est égale à 1⁴².

La *troisième transformation* est une rotation qui réalise l'ajustement optimal des deux triangles, A'B'C' et D'E'F', par une procédure répondant au critère des moindres carrés : la somme des carrés des écarts entre points homologues des différents triangles doit être la plus faible possible. On obtient ainsi de nouvelles coordonnées des points repères (A'', B'', C'' et D'', E'', F'') traduisant les différences de forme pure ou de « conformation » entre les deux triangles.

Les études de morphométrie ne se limitant pas à la comparaison de deux objets, la méthode Procuste peut être étendue à une collection d'objets : par exemple, 30 objets décrits par six points-repères. La *méthode Procuste généralisée* procède selon le principe décrit précédemment, mais ici, chacune des configurations des 30 objets est ajustée

⁴¹ La « taille centroïde » est la racine carrée de la somme des carrés des distances entre le centre géométrique et chaque coordonnée de chaque point du triangle. Par exemple, pour le triangle ABC, la taille centroïde est $\sqrt{(OA_x)^2 + (OA_y)^2 + (OB_x)^2 + (OB_y)^2 + (OC_x)^2 + (OC_y)^2}$

⁴² Pour le triangle ABC, on a : $(OA_x')^2 + (OA_y')^2 + (OB_x')^2 + (OB_y')^2 + (OC_x')^2 + (OC_y')^2 = 1$, où les points A'(Ax', Ay') ; B'(Bx', By') ; C'(Cx', Cy') sont les nouvelles coordonnées des points du triangle après les étapes de translation et de mise à l'échelle. Il en est de même pour le triangle DEF.

(toujours selon la méthode des moindres carrés) à une configuration identique dite « consensus », le plus souvent un objet théorique moyen, qui sert de référence. La procédure de superposition est une optimisation itérative : le consensus est recalculé à chaque itération (convergence rapide).

Les *résultats de superposition* sont exprimés par le « consensus » et les « résidus Procuste ». Le consensus est obtenu en prenant la moyenne arithmétique des coordonnées de chaque point repère (ou point isodynamique dans l'étude des cyclogrammes). Il représente ainsi la conformation moyenne de l'objet pour tout l'échantillon. Les résidus Procuste sont les variables de conformation c'est-à-dire les différences entre les coordonnées des points repères de l'objet après superposition avec les coordonnées homologues du consensus. Les résidus Procuste définissent la conformation de chaque objet, et peuvent être traités par des analyses statistiques multivariées. L'ajustement de superposition se réalisant sur l'ensemble des points, le déplacement d'un point dépend de celui des autres, et son niveau de signification ne peut être testé isolément.

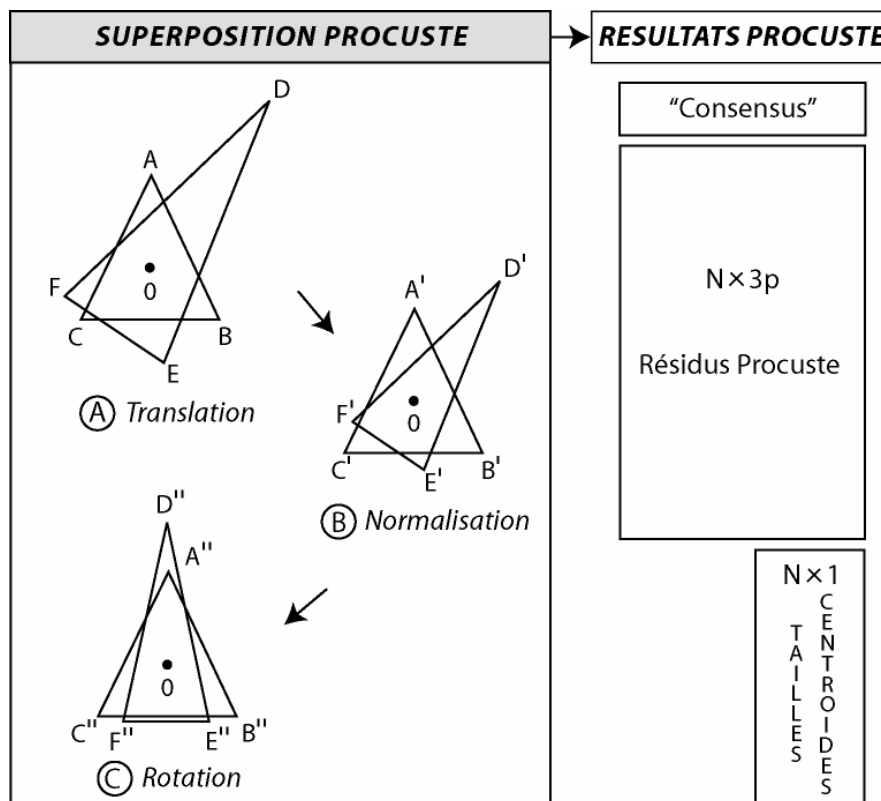


Figure 86 : Les trois transformations géométriques de la superposition Procuste

(A) Translation : élimination des différences de position ; (B) Mise à l'échelle : réduction des triangles à une taille standardisée égale à l'unité ; (C) Rotation : suppression des différences d'orientation afin de minimiser les écarts entre les points homologues. Les résultats de la superposition sont exprimés par le « consensus » i.e. la conformation moyenne, et les « résidus Procuste » i.e. les différences entre les coordonnées des objets après superposition avec les coordonnées homologues du consensus. N : nombre d'objets (cyclogrammes), p : nombre de points repères (points isodynamiques). Les tailles des objets (« tailles centroïdes », centroid sizes) sont ainsi des données externes.

Pour chaque individu, une superposition Procuste a été réalisée à partir des cyclogrammes droit et gauche. Le cyclogramme droit (respectivement, gauche) correspond à la trajectoire de M5D (M5G) dans le référentiel de GTD (GTG). L'écart entre les cyclogrammes droit et

gauche se mesure en « distance Procuste ». Dans le plan Procuste⁴³ (ou plan tangent), la distance Procuste est la racine carrée de la somme des carrés des écarts entre points isodynamiques. Elle constitue, de ce fait, un bon indicateur de l'asymétrie fonctionnelle du cycle de locomotion. En outre, le fait de superposer les cyclogrammes droit et gauche, réduit la variabilité intra-individuelle du cycle, en créant le « consensus » c'est-à-dire le patron » cinématique moyen du sprinter considéré. Ensuite, une superposition Procuste généralisée a été effectuée sur la totalité de l'échantillon, c'est-à-dire les 112 cyclogrammes (moyens).

6.3. ANALYSES STATISTIQUES MULTIVARIEES

6.3.1. Mise en oeuvre conjointe de l'ACP et de la CAH

Une Analyse en Composantes Principales (ACP) est réalisée à partir de la matrice de variance-covariance des 21 résidus Procuste. Elle fournit une base de vecteurs propres, les « composantes principales de conformation » (Penin, 2000). Chacune de ces composantes est une combinaison linéaire des 21 variables initiales de conformation (7 résidus Procuste en trois dimensions) décrivant un mouvement simultané et « synchrone » de l'ensemble des points du cyclogramme. L'ACP classe les composantes principales (CP) par ordre de valeur propre décroissante : plus un type de déformation du cyclogramme est retrouvé fréquemment dans l'échantillon, plus la valeur propre de la CP (exprimée en pourcentage de la variance totale) est importante. L'ACP permet de visualiser les 112 cyclogrammes dans l'espace des CP, et donc d'aider à repérer d'éventuelles « anomalies » dans leur distribution.

L'ACP a été complétée par une Classification Ascendante Hiérarchique (CAH) réalisée sur l'espace tout entier défini par les 21 résidus Procuste. Ainsi, les classes prennent en compte la dimension réelle du nuage de points, et corrigent certaines déformations dues à l'opération de projection. La division en classes opère un découpage plus ou moins arbitraire d'un espace continu. L'ACP préalable permet alors de visualiser les positions relatives des classes dans l'espace. L'utilisation conjointe de l'analyse factorielle et de la classification permet ainsi de se prononcer non seulement sur la réalité des classes, mais également sur leurs positions relatives, leur forme, leur densité et leur dispersion. Les deux techniques se valident mutuellement.

6.3.2. Régression linéaire multivariée

L'hypothèse d'un « continuum » entre les classes définies par la CAH a été examinée en utilisant une régression multivariée, dont le principe présenté par Kraznowski (1988) a été largement appliqué en morphométrie (Penin & Baylac, 1995; Penin, 1997; e.g. Penin, Berge, & Baylac, 2002). Les variables dépendantes sont les scores des cyclogrammes sur les CP et la variable indépendante (explicative) les classes issues de la CAH. L'équation à résoudre est la suivante : $Y_j^i = b_j \times X_i$, où Y_j^i est la matrice des scores des cyclogrammes sur

⁴³ Le « plan Procuste » est l'espace euclidien tangent à l'espace sphérique de la conformation. Le point de contact entre ces deux espaces est le consensus. La superposition projette les cyclogrammes dans ce plan tangent.

les CP, X_i la variable de groupe et b_j l'inconnue. Le coefficient de détermination R^2 de la régression multiple est calculé pour mesurer la qualité de l'ajustement des données au modèle théorique linéaire. Il sert à la réalisation du test F de Fisher qui renseigne sur le niveau de signification de la régression. La solution de l'équation de régression donne les coefficients b_j , utilisés pour calculer la combinaison linéaire des CP comme suit : $V = (b_1 \times CP1 + b_2 \times CP2 + b_j \times CPj)$. Le vecteur de conformation V pourrait ainsi traduire les changements de conformation du cyclogramme corrélés au niveau d'organisation en sprint athlétique dans la phase de vitesse maximale.

6.3.3. Analyse de la variance

Une analyse de la variance à un facteur est réalisée à partir des scores des cyclogrammes sur le vecteur V afin de vérifier la validité des classes. Les conditions d'application de l'analyse de la variance (ANOVA à 1 facteur) ont été vérifiées par un test de Lilliefors (normalité de la distribution) et un test de Levene (homogénéité des variances). Une procédure de comparaison multiple (post-hoc HSD de Tuckey) permet de déterminer si les classes sont significativement distinctes les unes des autres.

6.3.4. Asymétrie et taille des cyclogrammes

La superposition Procuste a permis d'éliminer les différences de taille entre les cyclogrammes si bien que ces variables (« taille centroïde ») sont des données externes. Deux paramètres influencent la taille des cyclogrammes : d'une part, la longueur des segments corporels (et plus particulièrement celle du membre inférieur), et d'autre part, l'amplitude du déplacement du pied dans l'espace. On pourrait donc écrire : taille centroïde = longueurs segmentaires + amplitude. Ces deux facteurs doivent être distingués : le premier étant déterminé génétiquement (limites des capacités physiques de l'individu), le second, dépendant en partie du premier par le fonctionnement pendulaire du membre mais susceptible d'amélioration par l'acquisition d'un meilleur niveau d'organisation en sprint athlétique. En outre, comme exposé précédemment, la distance Procuste obtenue à partir de la superposition des cyclogrammes droit et gauche fournirait un indice d'asymétrie fonctionnelle. On procède alors au calcul de valeurs-tests pour chacune de ces variables (taille centroïde, longueur du segment inférieur, asymétrie). Rappelons que la valeur absolue de la valeur-test indique le degré de caractérisation d'une classe par une variable ; le signe indique le sens (moyenne de classe plus basse ou plus élevée que la moyenne générale) de cette caractérisation.

6.3.5. Représentations graphique

Les différences de conformation sont mises en évidence à partir de deux modes de représentation graphique : la projection des cyclogrammes dans l'espace des composantes de conformation (CP1-CP2 et vecteur V), et la visualisation des changements de conformation qui leur sont associés. La superposition Procuste, les procédures statistiques et les représentations graphiques ont été effectuées à l'aide des logiciels « APS » (Penin, 2001) et « Memosport » (Decker, 2006).

6.4. RESULTATS DE LA SUPERPOSITION PROCUSTE DES CYCLOGRAMMES

Les résultats graphiques de la superposition Procuste des cyclogrammes sont présentés dans la Figure 87. En reliant les 7 points isodynamiques, on obtient une représentation géométrique de la conformation de chaque cyclogramme. Si l'on s'intéresse à chaque nuage de résidus Procuste (qui contient autant de points que de cyclogrammes, ici : 112), on détermine le point moyen (barycentre). L'ensemble des points moyens constitue le « consensus » ou conformation moyenne (on la visualise en reliant les points moyens). Les individus se caractérisent alors par leur « écart » à la conformation moyenne (l'écart de chaque coordonnée de chaque point isodynamique par rapport à son correspondant dans la conformation moyenne). L'ensemble des écarts peut être visualisé ; il correspond aux nuages de points rayonnant autour de chaque point moyen (« rosette » de 112 vecteurs). On s'intéresse alors à la forme de chaque nuage : ici, les nuages des points P-1 et P-3 de la phase d'appui, et P-8 et P-10 de la phase d'oscillation ont une forme allongée indiquant qu'au sein de la population étudiée, ces points isodynamiques changent de position suivant une direction préférentielle. Par ailleurs, on constate aussi que le nuage des points P-7, bien qu'ayant une forme sphérique, possède une grande variabilité. D'un point de vue quantitatif, on dispose de 21 résidus Procuste pour chacun des 112 cyclogrammes. Ces résidus traduisent les différences de conformation existant entre chaque cyclogramme et le « consensus ».

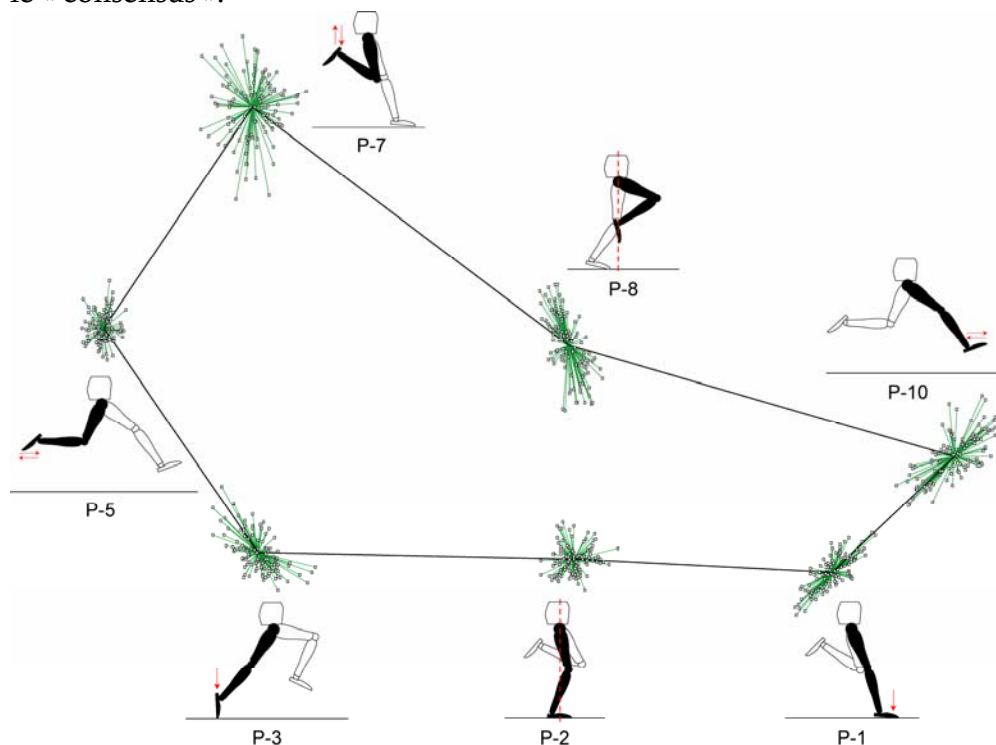


Figure 87 : Superposition des 112 cyclogrammes.

Les numéros P-1, ..., P-7, sont ceux des 7 points isodynamiques retenus pour l'étude. Ces points sont reliés par des traits noirs pour visualiser le « consensus » (conformation moyenne) du cyclogramme. Les « résidus Procuste » sont représentés par des traits verts (vecteurs) : ce sont les différences entre les coordonnées des cyclogrammes après superposition avec les coordonnées analogues du consensus.

6.5. POSITIONNEMENT DES CLASSES DE SPRINTERS DANS LE PLAN FACTORIEL

Les 112 cyclogrammes ont été projetés dans le plan des deux premières composantes principales (CP). Le « consensus » est le cyclogramme moyen théorique situé au barycentre de l'espace des composantes principales. CP1 et CP2 représentent respectivement 43,82 % et 23,80 % de la variance totale. Les 32,38 % restants correspondent à une variabilité intra- et inter-individuelle non négligeable décrivant des proximités qui sont, comme nous l'avons déjà évoqué précédemment, des termes correctifs par rapport aux proximités principales observées dans le plan principal. Même si l'interprétation de ces proximités est assez délicate, il reste néanmoins que toutes les composantes devront être prises en compte dans les modèles statistiques afin de ne pas éliminer une part de la variabilité fonctionnelle i.e. non aléatoire.

Ainsi, si le premier plan principal résume 67,62 % de la variance totale, alors la représentation des données n'est pas tout à fait bidimensionnelle. L'apport de la classification apparaît indispensable : la CAH s'appuie sur toutes les dimensions (21 variables initiales) et « assure », en conséquence, que les points regroupés sont effectivement proches dans l'espace tout entier. Le choix du niveau de coupure, et ainsi du nombre de classes de la partition, est ici facilité par une inspection visuelle de l'arbre (Figure 88).

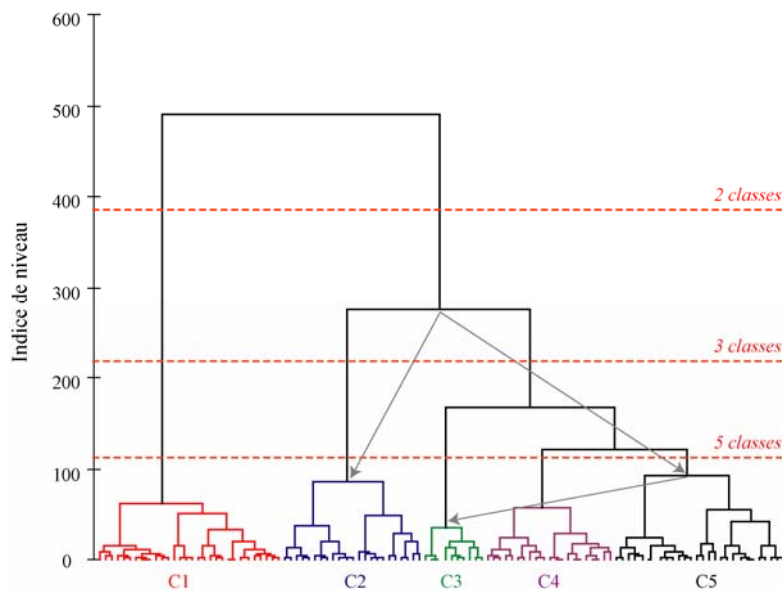


Figure 88 : Arbre hiérarchique issu de l'algorithme de Ward appliqué aux données du tableau croisant les 112 cyclogrammes et les 21 résidus Procuste.

Le niveau de coupure (ligne horizontale en pointillés rouges) fait apparaître une partition des cyclogrammes en 5 classes. C1 : classe 1 ; ... ; C5 : classe 5. Deux effets de chaîne : (1) C1 vers C2-C3 ; (2) C3 vers C4 puis C5.

Au regard de l'arbre hiérarchique, on peut faire apparaître des partitions en 2, 3, 4, ou 5 classes (au-delà il semble que l'on gagne peu en inertie inter). En optant pour la partition la plus fine parmi ces dernières, il apparaît deux effets de chaîne ; les classes s'emboîtent les unes dans les autres, à l'image des poupées russes : d'une part, C1 vers {C3-C4-C5} et C2 ; d'autre part, C3 vers C4 puis C5. C1 ne s'agrège aux autres classes qu'au dernier nœud de la CAH. Le Tableau 67, indiquant les distances entre les barycentres des classes, montre

que C2 et C3 se situe à égale distance de C1 (0,098 et 0,087, respectivement). C3 est plus éloignée de C5 (0,089) que de C4 (0,064).

Tableau 67 : Distances euclidiennes entre les barycentres des classes C1 à C5 issues de la CAH

Classes	1	2	3	4	5
1	0	0.098	0.087	0.123	0.157
2	0.098	0	0.095	0.096	0.103
3	0.087	0.095	0	0.064	0.089
4	0.123	0.096	0.064	0	0.078
5	0.157	0.103	0.089	0.078	0

Valeurs surlignées en rouge : C2 et C3 se situent à égale distance de C1 ; C3 est plus éloignée de C5 que de C4.

L'histogramme des indices croissants de niveau marque deux paliers importants entre le 1^{er} et le 2nd indice, puis entre le 2nd et le 3^e indice suggérant ainsi une bonne partition en trois classes : C1, C2 et {C3, C4, C5} (Figure 89). Néanmoins, une telle partition ne rend pas compte de l'« effet de chaîne » de C5 vers C3 (c'est-à-dire de la non-expertise vers le stade confirmé) ; or, un tel effet pourrait être révélateur d'un gradient de progression vers une étape « intermédiaire » (C3) pour accéder à l'expertise (C1). Il est, a priori, difficile de décider d'un nombre « réel » de sous-classes dans C3 : néanmoins, on observe un palier entre le 4^e et le 5^e indice, puis entre le 6^e et le 7^e indice. En optant pour le second choix (7 classes), la taille d'échantillon de C1 se trouverait disproportionnée en comparaison à celle des autres classes. De ce fait, il est apparu plus avisé de « couper » l'arbre entre le 4^e et le 5^e indice (5 classes). Quelque soit le niveau de coupure (de 1 à 7 classes), C1 ne se rattachent à l'ensemble des autres classes que beaucoup plus tard.

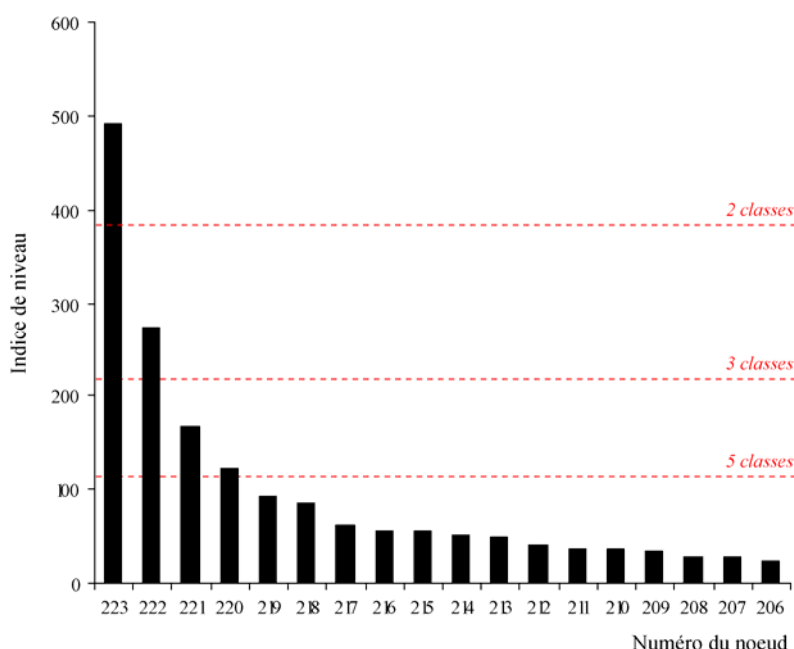


Figure 89 : Diagramme des indices de niveau de l'arbre de la Figure 88.

La ligne horizontale en pointillés rouges matérialise le niveau de coupure en 5 classes.

Le Tableau 68 indique la composition de chacune des 5 classes en termes de niveau d'expertise. Dans l'ordre croissant des niveaux d'agrégation, C1 regroupe les experts et les

confirmés ; **C3**, les confirmés (et quelques experts et entraînés) ; **C2**, les entraînés (et quelques experts et confirmés) ; **C4**, les non-experts et les entraînés (et quelques confirmés) ; **C5**, les non-experts (et quelques entraînés).

Tableau 68 : Répartition des cyclogrammes par niveau d'expertise et par classes

	<i>Experts</i>	<i>Confirmés</i>	<i>Entraînés</i>	<i>Non-experts</i>	<i>Total</i>
C1	13 (54.17 %)	17 (41.46 %)	--	--	30
C2	3 (12.50 %)	5 (12.20 %)	15 (53.57 %)	--	23
C3	8 (33.33 %)	15 (36.59 %)	2 (7.14 %)	3 (15.79 %)	28
C4	--	4 (9.76 %)	8 (28.57 %)	9 (47.37 %)	21
C5	--	--	3 (10.71 %)	7 (36.84 %)	10

Valeurs surlignées en rouge : pourcentage d'individus de la classe (C1, ..., C5) la plus représentée pour chaque niveau d'expertise.

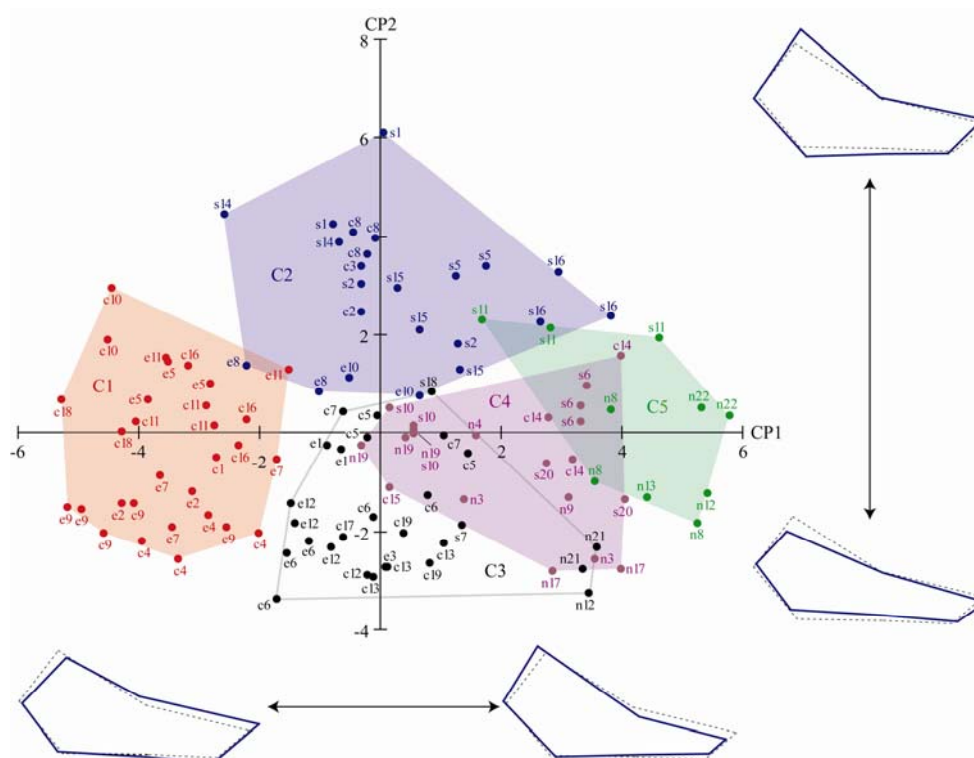


Figure 90 : Représentation simultanée d'une partition en 5 classes (cf. Figure 88) et du premier plan factoriel

Chaque cyclogramme est indicé par une lettre en référence au niveau d'expertise, et un numéro en référence au sprinter correspondant (2 à 3 cyclogrammes par individu); lettres : e : experts ; c : confirmés ; s : entraînés spécialisés dans une autre discipline sportive ; n : non-experts.

L'analyse en axes principaux préalable permet alors de visualiser les regroupements de classe (Figure 90). Notons ici que le plus grand indice correspond au premier facteur de l'ACP (opposition des experts, C1, et de l'ensemble des catégories, {C2, C3, C4, C5}), et que le second plus grand indice correspond au second facteur (opposition des entraînés, C2, et des confirmés, C3). Le changement de conformation associé à chacune des CP est représenté le long des axes correspondants montrant l'effet (en trait plein) de la CP sur le « consensus » (en pointillés). Du côté des coordonnées négatives des axes, on observe l'effet de la CP soustrait du « consensus », et du côté des coordonnées positives, l'effet additionné. Dans un souci de visibilité, les cyclogrammes sont ici représentés dans le plan sagittal (y, z); en revanche, l'amplitude des déplacements relatifs de chaque point

isodynamique, le long de chaque axe, est calculée par addition des résidus Procruste en x, y et z à l'aide du logiciel Scilab (Figure 91). Ainsi, en déterminant les points isodynamiques qui présentent le plus d'amplitude de variations, et ceux qui sont pratiquement invariants, on peut connaître la signification de chacune des CP.

Sur PC1, les points isodynamiques qui montrent les plus grandes variations sont : **P-10** : inversion horizontale du trajet du pied précédant la prise d'appui ; **P-8** : passage du pied au-delà de la projection verticale du bassin ; **P-7** : inversion verticale du trajet du pied à l'instant où il atteint sa position la plus haute par rapport au sol ; et **P-1** : prise de contact du pied au sol. Sur PC2, les points isodynamiques les plus variables sont **P-7**, et **P-3** : perte de contact du pied au sol.

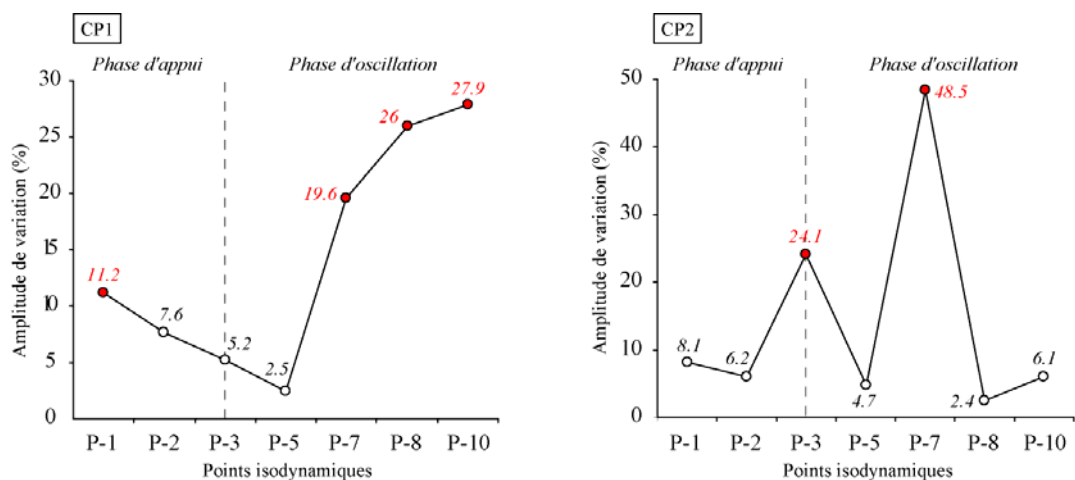


Figure 91 : Amplitudes des déplacements relatifs des points isodynamiques du cyclogramme

Abscisses : numéros des points isodynamiques ; ordonnées : amplitude de la variation calculée par addition des résidus Procruste pour chaque point isodynamique ; en rouge : points isodynamiques les plus variables selon la CP1 (à gauche) et la CP2 (à droite).

6.6. DESCRIPTION DES CHANGEMENTS DE CONFORMATION DU CYCLOGRAMME

6.6.1. Première composante principale

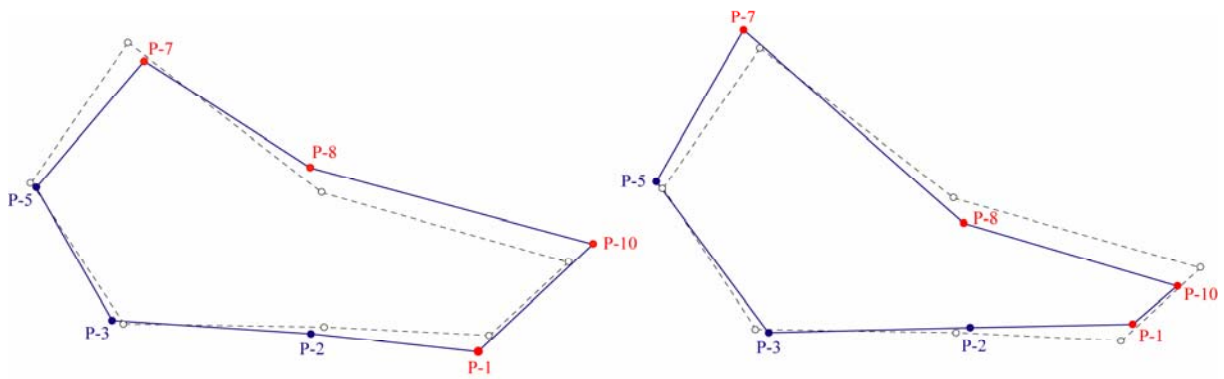
La Figure 92 précise la direction de la variation de chacun des points isodynamiques (PI) le long de l'axe 1 (première composante principale) et dans les trois plans de l'espace.

Plan sagittal. Du côté des coordonnées positives de l'axe 1, le cyclogramme a une conformation dissymétrique avec une partie postérieure amplement allongée (P-3 à P-8) et une partie antérieure très fusiforme (P-8 à P-1), caractéristique du comportement non-expert. A l'opposé, du côté des coordonnées négatives de l'axe 1, le cyclogramme, exprimé par les experts, a une conformation équilibrée : l'aire de la partie postérieure (P-3 à P-8) est quasiment identique à celle de la partie antérieure (P-8 à P-1). Ainsi les deux extrêmes du changement de conformation associés à la première composante mettent en évidence les traits dominants des « cycles de jambe postérieur et antérieur » observés par les entraîneurs (Piasenta, 1988). Dans le langage athlétique français, les termes de « cycle postérieur » et « cycle antérieur » font référence aux trajets du pied en arrière (P-3 à P-8) et avant (P-8 à P-1) de l'axe du corps pendant le lever, lors du retour de la jambe (P-3 à P-1).

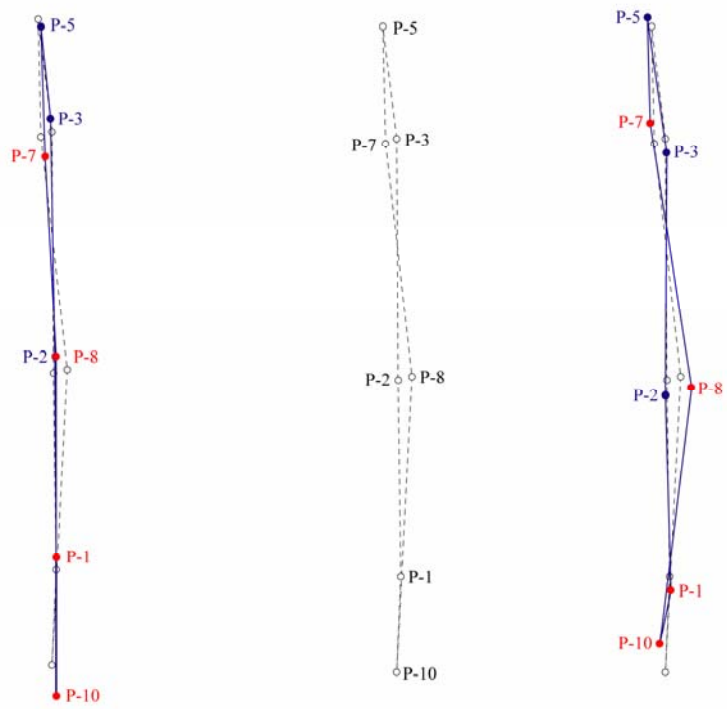
Dans la partie arrière du cyclogramme, en particulier lorsque le pied évolue de P-5 à P-7, la jambe continue de se déplacer vers l'arrière et vers le haut chez les non-experts (P-8 situé en arrière et au-dessus du consensus), alors qu'elle est portée plus « directement » vers l'avant chez les experts (P-8 situé en avant et en dessous du consensus). Il s'ensuit, chez ces derniers, une prise d'avance dans le trajet du retour de la jambe vers l'avant si bien que le pied franchit bien plus tôt l'axe vertical du bassin (P-6 en arrière du consensus). En outre, à cet instant, le membre inférieur, dans son ensemble, est beaucoup plus fléchi (P-6 au-dessus du consensus) afin de réduire le moment d'inertie du membre par rapport à la hanche, et augmenter ainsi sa vitesse de rotation. Dans la partie avant du cyclogramme, les points P-10 et P-1 sont très rapprochés l'un de l'autre chez les non-experts, ce qui signifie que l'instant d'inversion du mouvement du pied, précédant la prise d'appui au sol, se produit trop tardivement pour préparer efficacement l'appui (pose du pied au sol « passive »). A l'opposé, chez les experts, l'épaisseur de la partie antérieure du cyclogramme témoigne d'une action du pied très ample, précédant la prise d'appui. Cette action est rendue possible grâce à une plus grande flexion de la hanche (P-8 à P-10 au-dessus du consensus), accompagnée d'une plus grande extension du genou (P-10 en avant du consensus) porte le pied très haut au-dessus du sol et loin de l'axe du corps. En outre, la distance relative P-8 à P-10 atteste d'une vitesse de rotation du membre inférieur (et donc du pied) très supérieure à celle des non-experts. Une fois que le pied a atteint son point le plus haut en avant du bassin (P-10), se produit, ce que l'on appelle communément dans le langage athlétique, l'action motrice de « griffé ». Le « griffé » correspond au mouvement du pied dans le sens opposé au déplacement du bassin (P-10 à P-1). Plus l'amplitude du griffé est grande, plus la vitesse relative du pied par rapport au bassin est élevée à l'instant du contact au sol, réduisant ainsi la force (et l'impulsion) de freinage (Natta & Réga, 2001). Cette action motrice de « griffé » témoigne d'une prise « active » du pied au sol, qui se manifeste aussi par une prise de contact du pied plus proche de l'axe vertical du bassin (P-1 en arrière du consensus), et une plus grande capacité de résistance à la « déformation/flexion » (P-1 et P-2 en dessous du consensus) du genou et du complexe cheville-pied.

Plans transverse et frontal. Les changements de conformation du cyclogramme le long de l'axe 1 dans les plans frontal (vue de face) et horizontal (vue de haut) sont relativement mineurs, comparativement à ceux décrits dans le plan sagittal. Néanmoins, on observe, dans ces deux plans, une variabilité non négligeable de la position du pied à l'instant de son passage au-delà de la projection verticale du bassin (P-8). Chez les non-experts, le pied se trouve « dévié » vers l'extérieur par rapport à l'axe du corps ; il est, au contraire, rapproché de cet axe chez les experts. Mais, plus remarquable encore chez ces derniers, est l'alignement quasi-parfait de l'ensemble des points isodynamiques du cyclogramme dans le plan horizontal. Cet alignement correspond à la direction principale du mouvement (i.e. axe de la course).

PLAN SAGITTAL



PLAN HORIZONTAL



PLAN FRONTAL

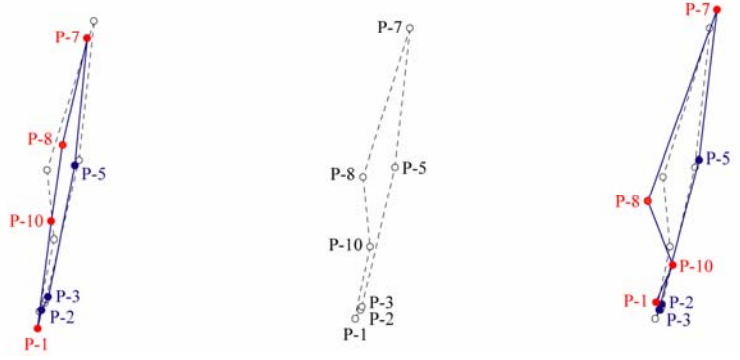


Figure 92 : Changements de conformation du cyclogramme décrits par CP1 dans les trois plans de l'espace

En trait plein bleu : déviations ; en pointillé noir : « consensus » ; les points isodynamiques indiqués en rouge sont les plus déviants par rapport au consensus ; à gauche : coordonnées négatives de CP1 ; à droite : coordonnées positives de CP1 ; au milieu : « consensus ».

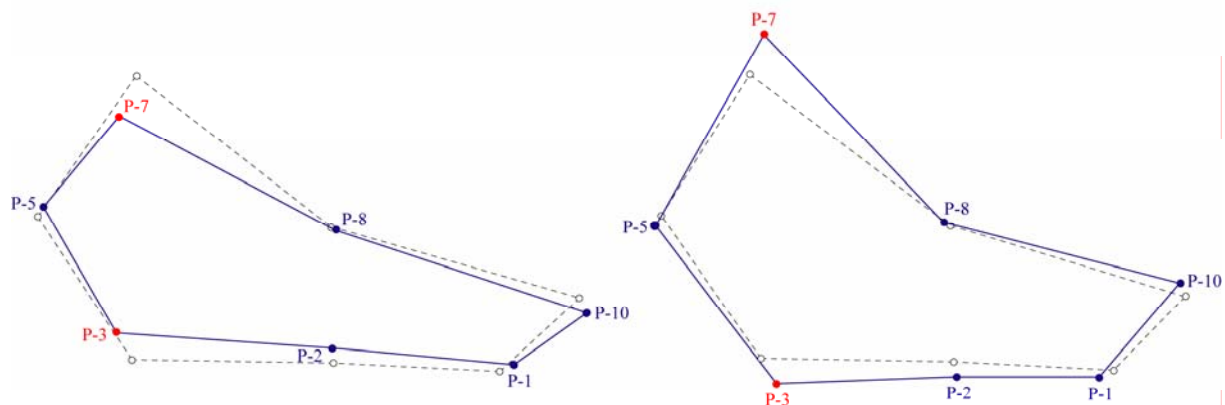
6.6.2. Seconde composante principale

La Figure 93 précise la direction de la variation de chacun des points isodynamiques (PI) le long de l'axe 2 (seconde composante principale) et dans les trois plans de l'espace.

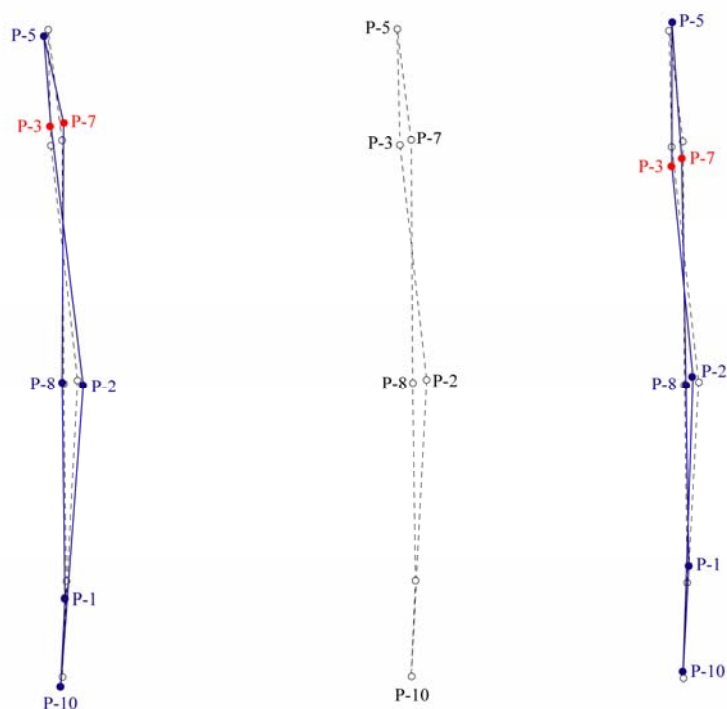
Plan sagittal. Du côté des coordonnées positives de l'axe 2, la hauteur de la partie postérieure du cyclogramme résulte, d'une part, d'une plus grande extension du membre inférieur à la perte d'appui au sol (P-3 en dessous du consensus), et d'autre part, d'une plus grande remontée du pied vers le bassin (P-7 au dessus du consensus). En outre, la perte d'appui se produit plus tôt (P-3 en avant du consensus) et le pied atteint son élévation maximale au-dessus du sol plus tardivement (P-5 en avant du consensus). Cette élévation, très accentuée chez la plupart des sujets entraînés, pourrait être expliquée par la réaction « passive » des muscles fléchisseurs du genou, préalablement mis en tension par une extension importante durant la phase de poussée (P-2 à P-3 situés en dessous du consensus). Toutefois, ils sont capables de conserver la flexion du genou lors du retour de la jambe vers l'avant, réduisant ainsi l'inertie du membre inférieur par rapport à la hanche. A l'opposé, du côté des coordonnées négatives de l'axe 2, le cyclogramme a une conformation globale particulièrement « fine », due essentiellement à la « minceur » de la partie postérieure du cyclogramme. Elle résulte d'une moindre flexion du membre inférieur pendant le lever (P-5 et P-7 en dessous du consensus), et le poser (P-1 à P-3 au-dessus du consensus). Ainsi, ce cyclogramme, caractéristique du comportement d'une majorité de confirmés (intermédiaires entre la non-expertise et l'expertise), atteste d'une moins bonne utilisation des muscles fléchisseurs anti-gravitaires du membre inférieur lors du trajet du retour du pied (P-5 à P-7), et d'une moindre résistance du membre à la déformation/flexion pendant la phase d'appui (P-1 à P-3). Si le cyclogramme a une conformation très « fuselée », elle reste toutefois assez équilibrée (l'aire de la partie postérieure étant sensiblement supérieure à celle de la partie antérieure).

Plans transverse et frontal. Les changements de conformation dans le plan horizontal n'apportent pas d'informations supplémentaires. En revanche, on visualise bien, dans le plan frontal, l'augmentation de la hauteur du cyclogramme résultant de l'éloignement des points P-1 à P-3 en dessous du consensus, et de P-7 au-dessus du consensus. On retrouve également cette tendance du pied à « dévier » de la direction principale du mouvement chez la plupart des confirmés (néanmoins, dans une bien moindre mesure que chez les non-experts). Assez curieusement, sur cet aspect, les entraînés sont plus proches des experts.

PLAN SAGITTAL



PLAN HORIZONTAL



PLAN FRONTAL

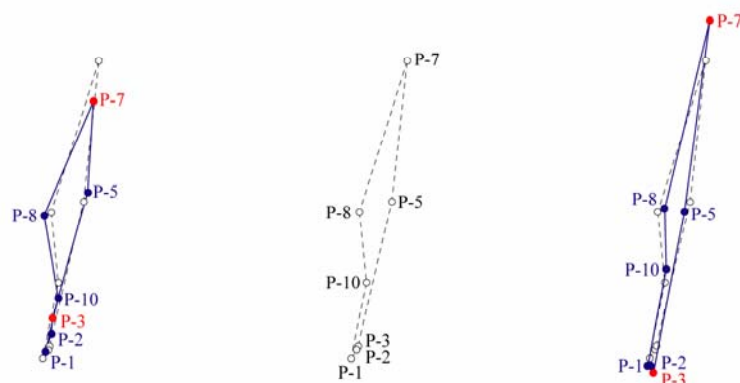


Figure 93 : Changements de conformation du cyclogramme décrits par CP2 dans les trois plans de l'espace

En trait plein bleu : déviations ; en pointillé noir : « consensus » ; les points isodynamiques indiqués en rouge sont les plus déviants par rapport au consensus ; à gauche : coordonnées négatives de CP2 ; à droite : coordonnées positives de CP2 ; au milieu : « consensus ».

6.7. CONTINUUM OU RUPTURE DE LA NON-EXPERTISE VERS L'EXPERTISE ?

La régression linéaire multivariée, calculée avec l'ensemble des CP, est certes significative ($R^2 = 0,77$; $F = 20,26$; $p < 10^{-6}$), mais reflète, en réalité, le continuum mis en évidence le long de la CP1 (de la non-expertise à l'expertise). Le vecteur a pour équation : $V = 0,99 \times PC1 - 0,010 \times PC2$; autrement dit, la contribution de la CP2 et des suivantes est quasiment nulle (valeurs des coefficients de régression b). Sur la Figure 95, l'axe des abscisses correspond aux classes issues de la CAH (C1-C5) et l'axe des ordonnées, au vecteur de conformation V. L'ANOVA, réalisée à partir des scores des cyclogrammes sur le vecteur V, montre un effet global significatif de l'expertise (test de Lilliefors pour la normalité : $p = 0,203$; test de Levene pour l'homogénéité des variances : $p = 0,203$; test de Fisher : $F = 72,10$, $p < 0,0001$). Les tests post-hoc de Tuckey révèlent des différences significatives entre toutes les classes prises deux à deux ($p < 0,05$), excepté entre C2 et C3 ($p = 0,096$). Ceci s'explique aisément étant donné que les scores des cyclogrammes de C2 et C3 se superposent sur la première composante (CP1). Le vecteur de conformation V révèle l'existence d'un continuum de progression de la non-expertise vers l'expertise, avec néanmoins un « palier » marquant le passage du stade « confirmé » au stade « expert » (haut niveau). Ce palier s'observe sur le graphique des scores moyens (Figure 94), et par le peu de recouvrement entre C1 et C2 (Figure 95).

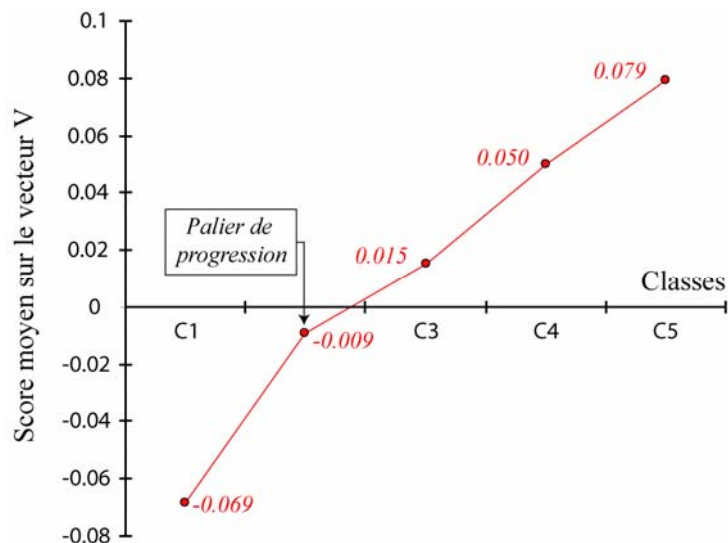


Figure 94 : Score moyen des cyclogrammes des classes C1 à C5 sur le vecteur de conformation V
Un « palier de progression » s'observe entre C2 (stade « confirmé ») et C1 (stade « expert »).

La régression multivariée confrontée à l'ACP démontre que les « entraînés » (i.e. haut niveau dans des sports cycliques, aussi divers que le football, le rugby, le roller de vitesse, le hockey sur glace, le triathlon, etc.) et les « confirmés » présentent des paramètres cinématiques communs (vecteur V et CP1), mais d'autres opposés (CP2). Il y aurait donc deux « chemins » vers l'expertise ; l'un passant par le stade « confirmé » (C3), l'autre par le stade « entraîné ». Ceci nous amène, pour les sujets entraînés, à la notion de « transfert d'apprentissage ». Elle se définit, de manière générale, par « l'influence d'un apprentissage antérieur sur l'acquisition d'une habileté nouvelle » (Famose, 1993). Il s'agit d'une notion

particulièrement importante pour les enseignants soucieux des programmes d'entraînement et d'efficacité de l'apprentissage.

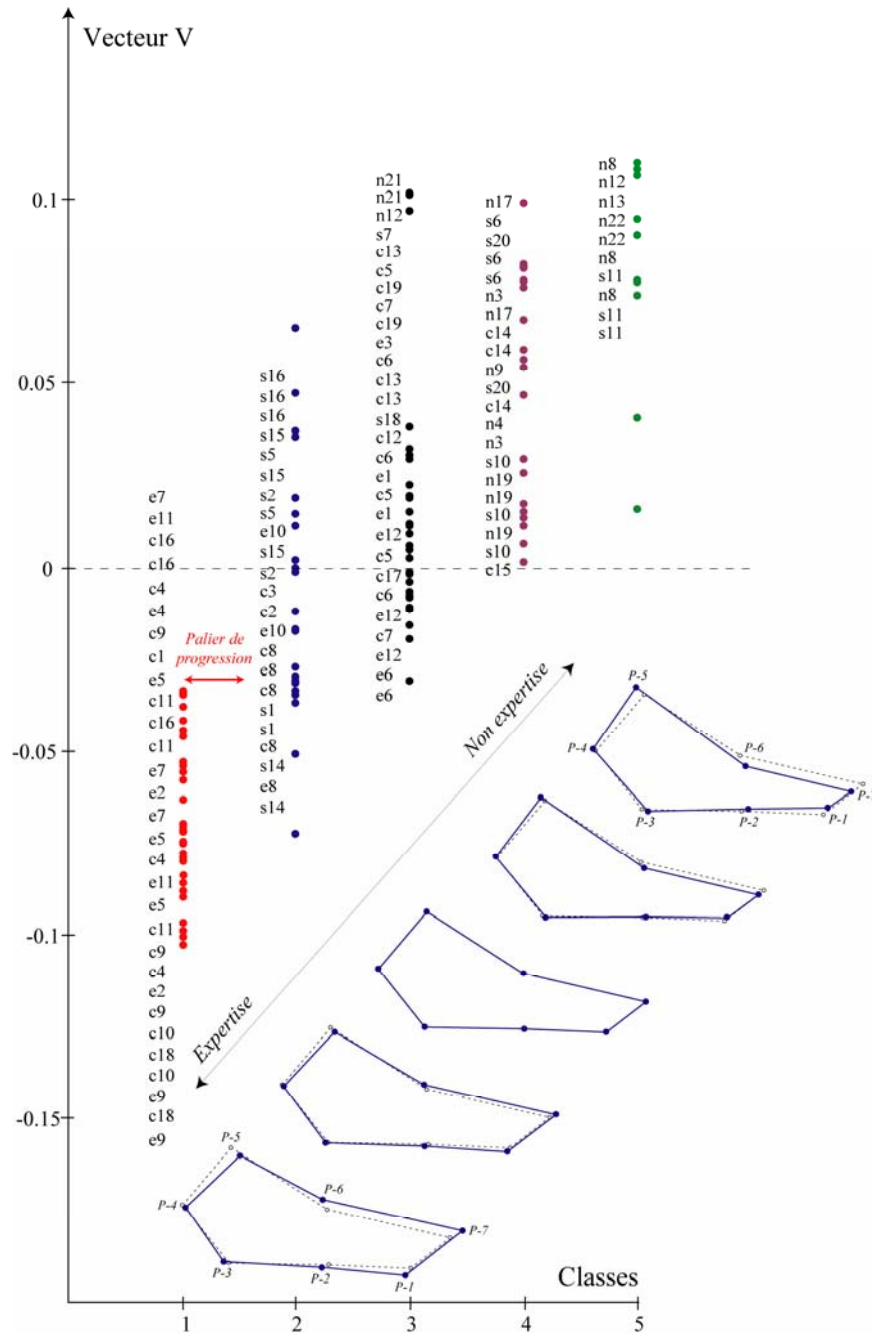


Figure 95 : Changements de conformation « graduels » du cyclogramme en fonction de l'expertise par rapport au consensus

Trait plein bleu : expertise ; trait pointillé noir : consensus ; abscisse : classes (C1-C5). ; ordonnée : vecteur V calculé par régression multivariée.

6.8. INFLUENCE DE LA LONGUEUR DU MEMBRE INFERIEUR SUR LA TAILLE DU CYCLOGRAMME

On a vu, précédemment, comment sélectionner les variables les plus caractéristiques de chaque classe en mesurant l'écart entre les valeurs relatives à la classe et les valeurs

globales (« valeurs-test »). Parmi les variables peuvent figurer celles qui n'ont pas contribué à la construction des classes mais qui peuvent participer à leur description sur le même principe que les variables supplémentaires telles la longueur du membre inférieur, la taille des cyclogrammes (i.e. « taille centroïde », donnée externe issue de la superposition Procuste) dans une analyse factorielle. Ces variables permettent a posteriori d'identifier et de caractériser les regroupements établis à partir des variables « actives » (ici, les variables de conformation, i.e. les 21 résidus Procuste). La différence entre la taille du cyclogramme et la longueur des membres inférieurs peut être considérée comme un indicateur de l'amplitude relative du déplacement du pied dans l'espace.

Au regard des graphiques de la Figure 96, il apparaît que les sprinters des classes C1 et C2 (regroupant la plupart des experts et des confirmés) ont des membres inférieurs plus courts que la moyenne de la population d'étude. Cette observation corrobore celle de Natta & Réga (2001) qui ont observé que « les sprinters les plus rapides se trouvent être plus grand, plus lourd, mais avec une longueur de membre inférieur plus petite que les autres experts crédités d'une performance moindre aux 100 mètres ». En outre, ils présentent un cyclogramme de taille bien supérieure à celle des sujets des autres classes, indiquant qu'ils exploitent pleinement leur géométrie corporelle pour atteindre les plus grandes amplitudes. Cependant, ce résultat doit être nuancé par le fait que les meilleurs d'entre eux (C1) ne sont pas ceux qui ont les plus grands cyclogrammes. Là encore, ces résultats vont dans le sens de ceux obtenus par Natta & Réga (2001) montrant que « l'amplitude horizontale de la poulaine » (cyclogramme) chez les sprinters les plus rapides ($1,38 \pm 0,02$ mètres) a une valeur moyenne inférieure à celle de leur échantillon d'étude ($1,43 \pm 0,07$ mètres). Assez curieusement, les entraînés (C3) se distinguent très nettement des confirmés (C2) en terme d'amplitude du mouvement (valeurs-test de la CSI : 3,039 versus -3,691, respectivement). Leur taille de cyclogramme est d'ailleurs la plus petite de l'ensemble de la population d'étude, et ce malgré une longueur de membres supérieure à la moyenne (valeur-test : 2,073). Ceci pourrait traduire, chez les entraînés, une capacité à « enchaîner » des actions intenses par intermittence (résistance à la vitesse, clé de la préparation physique en sports collectifs) sans utiliser, à la manière des sprinters, les possibilités maximales de leur géométrie corporelle. Chez les non-experts, répartis en grande majorité dans les classes C4 et C5, la relation entre les deux paramètres est relativement proportionnelle. Rappelons que, pour ces sujets, la partie postérieure du cyclogramme représente une part importante dans le calcul de la « taille centroïde ».

Remarque. Pour l'analyse rythmique, les paramètres doivent être normalisés et corrigés par rapport à une dimension corporelle qui, dans le cas de la course, ne peut être que la longueur du membre inférieur puisque c'est l'effecteur pendulaire.

Par rapport à une forme géométrique statique, le cyclogramme intègre beaucoup plus de données qui sont naturellement des données espace-temps mais aussi de la géométrie corporelle tant statique que dynamique. En principe, la taille est éliminée par la superposition Procuste ; cependant, on peut se demander si la longueur des membres inférieurs peut avoir tout de même une influence dans les patrons de cyclogramme adoptés par les différentes classes d'expertise, à savoir que les experts de haut niveau ont tendance à développer considérablement le cycle avant tandis que les novices à privilégier le cycle arrière. Cette question demanderait à être plus approfondie que les quelques

remarques suggérées par la comparaison de la taille centroïde des cyclogrammes à la longueur du membre inférieur.

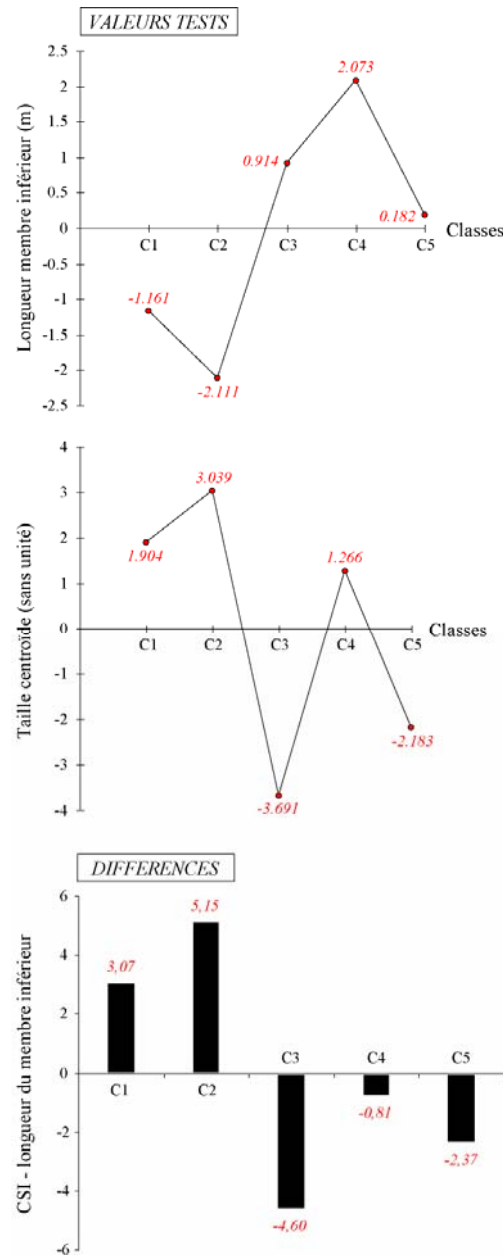


Figure 96 : Caractérisation des 5 classes de coureurs par les valeurs-test des variables « longueur du membre inférieur » et « taille centroïde »

La taille centroïde (CSI, sans unité) est la racine carrée de la somme des carrés des distances entre le centre géométrique du cyclogramme et chaque point isodynamique. La différence entre ces deux variables, CSI et longueur du membre inférieur, fournit une mesure de l'amplitude relative du trajet du pied dans l'espace.

6.9. EXPERTISE ET SYMETRIE FONCTIONNELLE

Sur le plan cognitif, il faut remarquer l'influence possible d'un facteur telle que la symétrie dans la réalisation du mouvement qui atteint son maximum chez les experts de très haut niveau (C1) révélant une intégration de ce processus de stabilisation dans le patron moteur (Figure 97). Ce résultat confirme ceux obtenus à partir du système Optojump établissant une plus grande régularité et symétrie des pas droit-gauche chez les experts. A l'opposé, il

y a une asymétrie qui apparaît chez les confirmés (C3) et entraînés (C2) probablement due à un processus de construction de leur technique encore perturbée par l'entraînement. Cette asymétrie s'explique bien chez les entraînés pratiquant un sport collectif incluant des phases de course rapide mais impliquant une dominante droite ou gauche pour atteindre la performance, guider un ballon, par exemple.

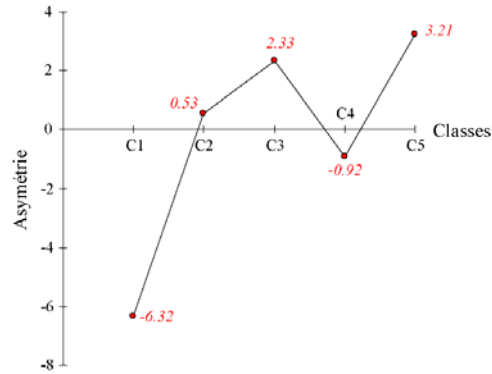


Figure 97 : Caractérisation des 5 classes de coureurs par la valeur-test de la variable « asymétrie »

L'asymétrie fonctionnelle est, ici, quantifiée par la distance Procruste obtenue à partir de la superposition des cyclogrammes, droit et gauche.

L'équipe de Massion (1992) a montré que la stabilisation de l'orientation des segments corporels est nécessaire pour le calcul central de la trajectoire du mouvement. Elle est assurée par des ajustements posturaux anticipés des segments au cours du mouvement. « Les aires prémotrice et motrice supplémentaire jouent un rôle important dans cette stabilisation, de même que le lobe antérieur du cervelet dans l'organisation de synergies musculaires et le contrôle de l'équilibre dynamique. » (Massion, 1992). Dans notre étude, certains sujets ont présenté des valeurs d'asymétrie élevées ; pour certains, elles résultaient d'une inégalité de longueur des membres inférieurs (anisomélie). A titre d'illustration, la Figure 98 fournit un bel exemple d'asymétrie fonctionnelle.

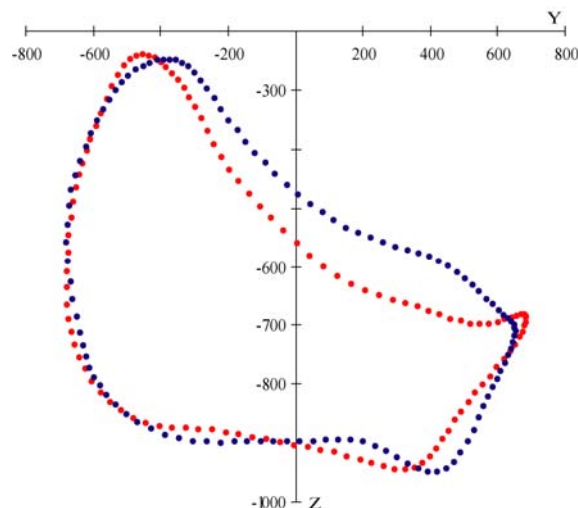


Figure 98 : Exemple d'un sprinter présentant une asymétrie fonctionnelle due à une inégalité de longueur des membres inférieurs

En rouge : cyclogramme droit (i.e. M5D dans le référentiel GTD) ; en bleu : cyclogramme gauche (i.e. M5G dans le référentiel GTG)

Par ailleurs, l'indice d'asymétrie du cyclogramme pourrait constituer un moyen de déceler un processus de compensation chez un coureur à la suite d'une blessure qui ne serait pas

totalément résorbée. La modification comportementale résultant d'une lésion mal cicatrisée risquerait de créer un déséquilibre dans le cycle de course générant alors le risque d'une nouvelle blessure. La détection, par l'entraîneur, d'éventuelles asymétries fonctionnelles est primordiale afin que l'athlète ne développe pas une raideur asymétrique qui induirait un plafonnement, sinon une régression, de ses performances sportives.

7. SYNTHÈSE

La méthode Procuste, basée sur un choix sélectif d'événements clés du cycle de course, offre un nouveau cadre mathématique et statistique pour normaliser et évaluer des « formes dynamiques » (cyclogrammes), sans affecter leurs caractéristiques géométriques et temporelles. Elle permet d'étudier la géométrie des cyclogrammes en elle-même sans passer par l'intermédiaire d'un ensemble de distances ou de rapports de distance comme dans les analyses traditionnelles.

L'application de cette méthode à l'analyse du mouvement suppose la définition préalable de « points isodynamiques » (PI). Chaque PI correspond à une configuration du corps (i.e. posture) à un instant-clé du cycle de course. Comme en morphométrie géométrique, ces PI doivent être équivalents d'un cyclogramme à l'autre. Jusqu'alors le repérage des événements s'opérait visuellement ; or certains sont très sensibles à l'« effet opérateur » (e.g. prise ou perte d'appui). Cela est d'autant plus vrai si l'on ne dispose pas d'une image numérique de l'athlète en mouvement (i.e. seuls les marqueurs corporels pouvant être visualisés à l'écran). La détection automatisée des PI annule l'effet opérateur, améliore la qualité des données recueillies, et offre un gain de temps recherché. Parmi les 24 PI, seule la prise d'appui n'est pas repérée systématiquement chez les non-experts. L'algorithme est bien adapté pour les sprinters qui reprennent appui au sol par la plante du pied (et non par le talon). Jusqu'à ce jour, il n'existe pas d'algorithme « parfait » pour localiser cet événement sans erreur, étant donné la diversité des comportements des non-experts. Ces algorithmes ont été validés en comparant pour chacun d'entre eux le résultat de la détection à une vérification directe dans le fichier de données numériques. Ce contrôle nécessaire s'est avéré avantageux pour améliorer la qualité des algorithmes de détection. Par ailleurs, le lissage des données préalable du repère mobile (Butterworth) et du cyclogramme lui-même (FFT : Fast Fourier Transformation) rend les algorithmes moins sujets aux erreurs aléatoires de trajectoire, et élimine la « disjonction » entre les données de début et de fin de cycle (le cyclogramme ne bouclant jamais parfaitement en raison de la variabilité individuelle du cycle de jambe). Une des étapes les plus délicates est le choix des PI. Cette sélection s'opère selon deux critères : (1) l'ordre d'apparition des PI sur le cyclogramme doit être le même pour tous les sujets ; (2) la géométrie du cyclogramme, reconstruite à partir des PI sélectionnés, doit être suffisamment précise pour décrire sa forme globale.

Une superposition Procuste des cyclogrammes s'opère à partir des coordonnées des PI. Or, ces coordonnées (contrairement aux distances) ne sont pas indépendantes du repère dans lequel elles ont été définies : elles ne sont pas invariantes aux opérations de translation et de rotation comme les distances. En conséquence, les cyclogrammes se trouvent désorientés si bien que l'on perd le référentiel dans lequel ils ont été définis. La question

est de savoir si la dernière étape de la superposition Procuste (rotation rigide) devrait être ou non appliqué aux cyclogrammes. En réalité, cette rotation rigide de l'ensemble des PI minimisent un critère global d'ajustement (global : sur l'ensemble des points) : le « critère des moindres carrées ». Ce critère est classique en statistique et dans de nombreuses sciences exactes (astronomie, physique, géométrie, etc.), Il existe d'autres critères d'optimisation, mais à défaut de connaissances a priori sur la nature de la variation à étudier, les moindres carrés procurent un formalisme puissant et rigoureux sur le plan statistique. Quant à la lecture du cyclogramme, les changements de conformation doivent être décrits en référence au « consensus » (conformation moyenne de l'ensemble des cyclogrammes). Ainsi, le consensus constituerait le nouveau « référentiel ». Les changements de conformation sont des changements de proportions relatives : il faut éviter de décrire un PI de manière isolée, mais plutôt expliquer le mouvement par rapport aux PI voisins (déplacement relatifs). Les variables de conformation ou « résidus Procuste » s'utilisent comme des variables classiques, aux problèmes de dimensionnalité près.

L'ACP se prête particulièrement bien à la superposition Procuste, car les résidus sont trop nombreux pour être directement exploitables. En effet, un nombre trop élevé de variables crée un excès des degrés de liberté et une diminution de la puissance des tests statistiques. L'utilisation conjointe de l'ACP et de la classification réalisée sur l'espace tout entier (21 résidus Procuste) aide à l'interprétation du sous-espace défini par les premières composantes de conformation les plus significatives. Les composantes principales révèlent ici les principales variations de conformation du cyclogramme liées à l'expertise (CP1 : non-experts versus experts) et à la spécialité sportive (CP2 : sprinters versus entraînés pour une autre pratique). Les valeurs numériques de chaque cyclogramme sur les composantes de conformation peuvent aussi être utilisées directement afin d'identifier, par exemple, d'éventuels patrons cinématiques (cyclogrammes) « atypiques ». La régression multivariée a confirmé les hypothèses faites lors de l'approche exploratoire. Le vecteur de conformation V , recherchant la combinaison linéaire des CP les plus significatives pour exprimer les changements de conformation associés à l'expertise, montre que CP1 y contribue très majoritairement (voir quasi exclusivement). Si le vecteur V garantit l'existence d'un « continuum » ou « gradient » vers l'expertise, il existe toutefois un palier de progression du stade confirmé au stade expert (« cap » à franchir). En outre, les cyclogrammes correspondant aux confirmés et aux entraînés ne se différencient guère sur le vecteur V , suggérant deux « chemins » vers l'expertise : le premier correspondrait à l'apprentissage en tant qu'effet de la pratique ou de l'expérience ; le second au « transfert » d'apprentissage.

Malgré des algorithmes assez complexes, les résultats des analyses sont avant tout visuels. Les représentations graphiques portent sur les résidus de superposition et sur les résultats des analyses (e.g. déformations du cyclogramme le long des axes de l'ACP ou du vecteur V). Les PI les plus variables selon l'expertise (PC et vecteur V) sont ceux relatifs à la phase de retour de la jambe libre vers l'avant et à la prise d'appui au sol. Les résultats révèlent cinq indicateurs observables sur lesquels l'entraîneur peut porter plus particulièrement son attention. (1) Le cycle de jambe doit être équilibré de part et d'autre de la verticale du bassin. (2) L'instant d'inversion du mouvement d'extension de la hanche en fin d'appui doit être suivi d'une flexion importante de l'ensemble du membre inférieur, dont la vitesse

de giration par rapport à la hanche est grande. (3) La vitesse d'oscillation de la jambe libre vers l'avant, qui est primordiale, doit être accompagnée d'une grande élévation du genou pour anticiper et préparer une prise d'appui efficace à la fin du lever. (4) A la fin de cette même phase (préparation à la reprise d'appui), l'instant d'inversion de la flexion de hanche doit être suivi d'une action antéro-postérieure du pied de grande amplitude qui devrait s'additionner d'une grande vitesse relative du pied au moment du poser (réduction de la phase d'amortissement) et une prise d'appui proche de l'axe vertical du bassin. (5) Enfin, lors du retour du pied vers l'avant au cours du lever, le trajet de la cheville doit rester dans l'alignement de l'axe vertical de la hanche correspondante en vue frontale (vue de face de l'athlète). Si les confirmés se retrouvent proches des entraînés au regard des cinq fonctionnalités cités précédemment, ces derniers se différencient par : (1) une réduction du déplacement horizontal de la hanche (et donc du CoM) pendant l'appui ; (2) une remontée du pied trop accentuée vers le bassin après la perte d'appui (contrairement aux non-experts, le pied à cet instant est plus proche de l'axe vertical du bassin). Ces indicateurs cinématiques devraient donner aux entraîneurs des éléments de référence et de comparaison suffisamment fiables pour apprécier l'organisation du sprinter à vitesse « stabilisée », et suivre l'évolution de ces indicateurs au cours des séances d'entraînement

8. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Conclusions. Cette approche propose l'adaptation d'une méthode de morphométrie géométrique à la quantification de patrons locomoteurs et l'évaluation de niveaux d'habileté fonctionnelle. Dans ce but, l'apport de la statistique est essentiel pour dégager les meilleurs indicateurs de la performance tant du point rythmique que de l'organisation spatiale du mouvement. A partir de ces indicateurs, l'approche permet de bâtir, sans a priori, les caractères et limites de chacun des niveaux. C'est ainsi qu'elle nous conduit à la détection de niveaux d'habiletés motrices qui ne sont pas congruents avec les niveaux de performance globaux définis par la Fédération Française d'Athlétisme. La focalisation sur cette phase de la course conduit à une évaluation plus affinée si bien qu'un sprinter considéré comme un expert au regard des barèmes de la FFA peut se trouver classé ici en tant que simple confirmé sans doute parce qu'il excelle davantage dans les autres phases de la course, telles le départ et la phase d'accélération.

La proposition de modèles explicatifs et prédictifs, à partir des paramètres locomoteurs normalisés, constitue un outil efficace d'investigation, d'évaluation et d'aide au suivi des résultats de l'athlète, en comparaison à des populations dites « de référence » au sens de représentant abstrait des différentes classes d'expertise. Ces modèles constituent des grilles de compréhension qui, confrontés aux résultats sur les paramètres non normalisés, permettent de prendre en compte les caractéristiques morphologiques et fonctionnelles propres à chaque individu. Ils deviennent aussi des outils de prédiction pouvant être utilisé pour situer un nouvel athlète dans une classe d'habileté bien déterminée à partir de ses caractéristiques rythmiques et d'organisation spatiale de la rythmicité.

Les résultats de la rythmicité et les patrons de cyclogramme génèrent des classes de niveau d'habiletés qui présentent une bonne congruence. Le cyclogramme, trajectoire résultante de l'extrémité distale de la chaîne articulaire du membre inférieur se révèle une forme

fonctionnelle intégrative des données rythmiques puisqu'il est spatio-temporel mais aussi de la configuration spatiale de l'individu et de la déformation de cette géométrie au cours de l'exécution du cycle locomoteur. Il intègre également des paramètres plus cognitifs tels la représentation de l'image spatio-temporelle du mouvement. La rupture entre les élites internationaux et les autres catégories de coureurs, de même que le palier entre les experts et les confirmés démontre que l'amélioration du niveau d'habileté technique s'accompagne vraisemblablement de profondes modifications du patron locomoteur tant sur le plan physiologique que cognitif.

Les résultats des deux études, rythmique et cinématique, confirment ceux obtenus par Natta & Réga (2001) sur une population de onze sprinters de haut niveau dont 3 sprinters élites (niveau international : $10,28 \pm 0,07$ s au 100 mètres) et 8 sprinters experts (niveau national : $10,73 \pm 0,35$ s). L'accès aux sprinters élites (même s'ils ne constituent qu'un très faible nombre de sujets) offre une « référence » d'exception. Si ces auteurs se sont limités à si peu de sprinters, cela tient au fait que les analyses ont requis des procédures de traitement très coûteuses en temps (digitalisation image par image, modélisation biomécanique, calcul des valeurs angulaires, etc.). D'autre part, ils n'ont pas réalisé d'étude rythmique préalable si bien que certains sprinters ont été analysés à vitesse « stabilisée » alors que d'autres présentaient une augmentation encore marquée de leur vitesse.

Le présent travail porte sur une population d'étude plus diversifiée en termes de niveaux d'expertise, et plus étendue en termes de nombre de participants (excepté pour la classe des « élites »). Ainsi, en considérant une zone de « vitesse stabilisée » commune à l'ensemble de la population d'étude (à quelques exceptions près), les modalités de réalisation de la tâche (i.e. déplacement à vitesse maximale « stabilisée ») ont été respectées pour tous les sujets. D'un point de vue méthodologique, l'analyse 3D Procuste du cyclogramme, basée sur un choix de « points isodynamiques », offre une nouvelle technique de normalisation et d'évaluation des patrons locomoteurs. En sélectionnant un sous-ensemble de 7 « points isodynamiques », il a été possible de rendre compte de l'ensemble des résultats obtenus par Natta & Réga, et de les compléter par une analyse des cyclogrammes dans les plans frontal et horizontal.

L'expertise au sprint se caractérise par la brièveté des temps de contact au sol associée à une extension limitée du membre inférieur au lever, ainsi qu'à un déplacement réduit du centre de masse pendant la phase d'appui. L'entraînement du sprinter devrait porter une attention particulière sur une prise d'appui au sol proche de la verticale du bassin et sur la nécessité d'une certaine raideur du membre d'appui (i.e. résistance à la « déformation/flexion » du genou et du complexe cheville-pied). La forme « synthétique » du cyclogramme présentée dans cette étude rend compte directement de la qualité du retour de la jambe d'appui vers l'avant (orientation et vitesse relative de la trajectoire du pied), ainsi que de la préparation de l'appui (amplitude de l'action antéro-postérieure du pied précédant le poser). Ces deux facteurs ont déjà été mis en évidence par d'autres auteurs (Mann & Sprague, 1980 ; Wood, 1987 ; Natta & Réga, 2001). Le fait que les résultats soient en accord avec ceux des données de la littérature valide définitivement la méthode Procuste.

Trois nouveaux indicateurs de l'expertise ont été révélés au cours de cette étude : (1) le trajet du pied chez l'expert, en vue frontale, reste remarquablement dans l'alignement de

l'axe vertical de la hanche correspondante ; (2) la taille des cyclogrammes, calculée par rapport à leur centre géométrique, est supérieure chez les sprinters (en comparaison aux non-spécialistes), néanmoins les meilleurs d'entre eux ne sont pas ceux qui ont les plus grands cyclogrammes. On retrouve ainsi le compromis entre « taille » (i.e. amplitude du mouvement) et fréquence des cycles ; (3) la confirmation d'une plus grande symétrie fonctionnelle entre les cyclogrammes droit et gauche de l'expert.

Perspectives. Cette recherche ouvre un champ d'investigation nouveau et de nombreuses perspectives.

La première de mener une étude spécifique sur les experts, nationaux et internationaux, avec si possible, une population plus grande d'élites, pour préciser davantage les modifications s'opérant au niveau des « structures coordinatives » lorsque les athlètes franchissent un palier de progression. Ceci devrait être examiné au travers d'études transversales. Une autre perspective pourrait être de rechercher, chez les entraînés qui ont une activité accessoire de sprint, quels sont les paramètres de leur organisation motrice qui faciliteraient un transfert d'apprentissage vers le sprint athlétique. Enfin, les deux autres phases de la course, c'est-à-dire la phase de mise en action et d'accélération et la phase de maintien de la vitesse maximale, seront étudiées selon cette approche afin d'identifier l'ensemble des indicateurs déterminants de la performance globale au 100 mètres; l'étude du départ étant déjà amorcé par un autre doctorant.

Au regard de la méthode Procuste, plusieurs orientations seront développées afin d'explorer davantage la valeur informative du cyclogramme par l'examen d'autres combinaisons de points isodynamiques, en particulier, ceux en référence aux situations de la ligne des hanches et de la ligne des épaules. D'après nos résultats préliminaires, les positions relatives des points sur les cyclogrammes semblent révéler une synchronisation des mouvements des membres supérieurs et inférieurs différenciée selon le niveau d'expertise. En outre, d'autres approches morphométriques, peuvent être introduites, telle l'analyse de contours complémentaire aux points isodynamiques, pour apporter un gain dans la discrimination des profils de sprinters.

Au regard des paramètres biomécaniques analysés, une étude, déjà bien amorcée, s'attache à l'étude des forces de réaction au sol dans la phase de vitesse stabilisée afin de corréliser les données rythmiques et cinématiques aux données cinétiques d'échange de forces. Cet aspect est d'autant plus intéressant que l'on a mis en évidence que les sujets de petite stature étaient capables d'un plus grand déplacement horizontal du CoM pendant la phase d'appui rapportée à la longueur du membre inférieur. On fait ainsi l'hypothèse d'une gestion différenciée des forces de réaction au sol selon la morphologie du coureur, d'une part, et de son expertise, d'autre part.

L'approche méthodologique appliquée dans cette thèse peut trouver de nombreuses applications dans les domaines :

- *du sport et des activités physiques* : e.g. le contrôle de l'entraînement, la reconversion d'une discipline à une autre, ou encore la sélection des aptitudes chez les jeunes novices ;
- *de la rééducation fonctionnelle et de la médecine* : e.g. l'évaluation de pathologies ou de restauration fonctionnelle après substitution prothétique et

rééducation, ou encore l'examen des stratégies de compensation du handicap d'origine motrice.

- *de la conception et de la fabrication d'équipements sportifs ou médicaux* : e.g. pour développer des chaussures de sport plus sécuritaires et plus performantes, ou encore pour optimiser les critères de conception et de fabrication des prothèses.

Enfin, au cours de ce travail de thèse, un logiciel baptisé « MÉMOSPORT » a été développé afin de répondre aux nombreuses adaptations de la méthode Procuste pour son application à l'analyse du mouvement. Ce logiciel est la base pour amorcer le développement futur d'un système expert, visant à mettre en correspondance les données mesurables et analytiques issues de cette recherche avec les données subjectives et qualitatives fournies par les experts du domaine.

BIBLIOGRAPHIE

- Abernethy, B. (1990) Expertise, visual search and information pick-up in squash. *Perception*, 19, 63-77.
- Abernethy, B., Neal, R. J., Morgan, M. J. & Parker, A. W. (1990) In *Proceeding of the First World Scientific Congress of Golf. St Andrews* (ed. E & FN) 55-60 (London).
- Adams, D. C., & Cerney, M. M. (2006) Quantifying biomechanical motion using Procrustes motion analysis. *Journal of Biomechanics*, sous presse.
- Adams, D. C., & Rohlf, F. J. (2000) Ecological character displacement in *Plethodon*: biomechanical differences found from a geometric morphometric study. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 97(8), 4106-4111.
- Ae, M., Ito, A., & Suzuki, M. (1992) The men's 100 metres. *IAAF Quarterly*, 7(1), 47-52.
- Alexander, R. M., & Goldspink, G. (1977) Terrestrial locomotion. In R. M. Alexander & G. Goldspink (Eds.), *Mechanics and Energetics of Animal Locomotion* (pp. 168-203).
- Allard, P., Blanchi, J. P., & collaborateurs (2000) *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*. (2^e édition). Mont-Royal (Québec): Décarie.
- Amblard, B. (1998) Postural control markers. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 41, 225-237.
- Andriacchi, T. P., & Alexander, E. J. (2000) Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1217-1224.
- Aruin, A. S., Forrest, W. R. & Latash, M. L. (1998) Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* 109, 350-359.
- Azémar, G. (2003) *L'homme asymétrique. Gauchers et droitiers face à face*. Paris: CNRS Editions.
- Bartonietz, K., & Güllich, A. (1992) Die Bedeutung der Pick-up-Beschleunigung bei Höchstleistungen im 100-m sprint. *Leichtathletik (Die Lehre der Leichtathletik 10)*, 43(12), 17-18.
- Baumann, W. (1976) Kinematic and dynamic characteristics of sprint start. (ed. In Komi, P. V.) (University park press Baltimore).
- Berge, C., & Penin, X. (2004) Ontogenetic allometry, heterochrony, and interspecific differences in the skull of African apes, using tridimensional Procrustes analysis. *American Journal of Physical Anthropology*, 124(2), 124-138.
- Bernstein, N. (1967) *Coordination and regulation of movement*. New York: Pergamon Press.
- Berthoz, A. (1991) Reference frames for the perception and control of movement. In J. Paillard (Ed.), *Brain and space* (pp. 81-111). Oxford: Oxford University Press.
- Bhowmick, S. & Bhattacharyya, A. K. (1988) Kinematic analysis of arm movements in sprint start. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 28, 315-23.

- Blader, F. (1967) The analysis of movements and forces in sprint start. *Biomechanics I* 1st Int. Semener Zurich 1967, 194-199.
- Blanqui, J. P., Pierre, M., Trouillon, P., & Vaussenat, R. (1982) Biodynamique de la course : rôle du membre oscillant. *STAPS*, (6), 11-16.
- Bookstein, F. L. (1991) *Morphometric Tools for Landmark Data*. New York: Cambridge University Press.
- Borsow, V. (1979) Modèle de départ. *Atletika (Tchécoslovaquie)* 4, 11-12, traduction INSEP PARIS.
- Borsow, V. (1978) La position de départ optimale du sprinter. *Legkaya Athetikia, URSS* 4, 10, traduction INSEP PARIS.
- Bouisset, S. (2002) Biomécanique et physiologie du mouvement. Paris : Masson.
- Bouisset, S. (1991) Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. *Archive International in Physiology Biochimie and Biophysics* 99, A77-92.
- Bouisset, S. & Zattara, M. (1981) A sequence of a postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letter* 22, 263-270.
- Breniere, Y. & Do, M. C. (1986) When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *Journal of Biomechanics* 19, 1035-1040.
- Breniere, Y., Do, M. C. & Sanchez, J. (1981) A biomechanical study of the gait initiation process. *Journal de Biophysique et Médecine Nucléaire*. 5, 197-205.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., Messonnier, L. & Lacour, J. R. (2002) Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42, 274-81.
- Brinkman, D. (1980) Structural correlates of tarsal and metatarsal functioning in Iguana (Lacertilia; Iguanidae) and other lizards. *Canadian Journal of Zoology*, 58, 277-289.
- Brüggemann, G. P., Koszewski, D., & Müller, H. (1997) *Biomechanical Research Project, Athens 1997. Final Report*. Monaco: Meyer & Meyer Sport.
- Brüggemann, G. P. & Glad, B. (1990) Times analyses of the sprint and hurdle events. Scientific research project at the games of the XXIV Olympiad-Seoul 1988-final report. *New Studies in Athletics* suppl.
- Buckolz, E. (1980) Sprint start reaction time: should one attend to the input or the output or does it matter? *Canadian Journal of Applied Sport Sciences* 5, 146-52.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., & Leardini, A. (1995) Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4), 171-178.
- Carter, J. E. L. (Ed.). (1982) Physical Structure of Olympic Athletes. Part I: The Montreal Olympic Games Anthropological Project. Basel, New York: S. Karger.
- Cavanagh, P., & Grieve, D. W. (1973) The graphical display of angular movement of the body. *British Journal of Sports Medicine*, 7, 129-133.
- Celeux, G. (Ed.). (1990) *Analyse discriminante sur variables continues*. Roquencourt: INRIA.
- Chabran, E., Fourment, A., Maton, B. & Ribreau, C. (1999) Chronology of upper limb anticipatory postural adjustments associated with voluntary wrist flexions and extensions in humans. *Neuroscience Letters* 268, 13-16.
- Chang, Y. H. (2000) The independent effects of gravity on inertia on running mechanics. *Journal of Experimental Biology* 203, 229-238.
- Cliff, N. (1966) Orthogonal rotation to congruence. *Psychometrika*, 31, 33-42.

- Cöh, M., Milanonic, D. & Dolenc, (1999) A. Biomechanische Merkmale des Sprintshitts von Sprinterinnender Spitzenklasse. *Leistungssport* 5.
- Collet, C. (1999) Strategic aspects of reaction time in world-class sprinters. *Perceptual and Motor Skills* 88, 65-75.
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993) Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale*, 95(2), 308-318.
- Daffertshofer, A., Lamoth, C. J., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2004) PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 415-428.
- Das, G., Lin, K., Mannila, H., Renganathan, G., & Smyth, P. (1998) Rule discovery form time series. In *Proceedings of the 4th International Conference of Knowledge Discovery and Data Mining*. New York.
- Debregeas, A., & Hebrail, G. (1998) Interactive interpretation of Kohonen maps applied to curves. In *Proceedings of the 4th International Conference of Knowledge Discovery and Data Mining*. New York.
- Decker, L. (2006) *MémoSport*.
- Decker, L., Berge, C., Renous, S., & Penin, X. (sous presse) An alternative approach to normalization and evaluation for gait patterns: Procrustes analysis applied to the cyclograms of sprinters and middle-distance runners. *Journal of Biomechanics*, sous presse.
- Decker, L., Renous, S., Berge, C., & Penin, X. (2006) Procrustes analysis of ankle cyclogram: comparison of different sprint specializations. *Comptes Rendus Palevol, Evolution*, 5, 571-581.
- Decker, L., Renous, S., Berge, C., Penin, X., & Natta, F. (2005) Procrustes analysis: A statistical approach to evaluating locomotor coordination and variability over different sprint specializations. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 8(Suppl. 1), 65-66.
- Decker, L., Renous, S., Berge, C., Penin, X., & Natta, F. (2004) The Procrustes method applied to the study of knee and ankle cyclograms in human locomotion: comparison of middle distance runners and sprinters. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 112(Suppl.), 92.
- Delecluse, C.H. (1997) Influence of strength training on sprint running performance. Current findings and implications for training. *Sports Medicine* 24, 147-56.
- Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Willems, E., Van Leemputte, M., Diels, R., & Goris, M. (1995) Influence of high-resistance and high-velocity training on sprint performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 27(8), 1203-1209.
- Delecluse, C. H. e. a. (1995) Analyse of 100 meter sprint performance as a multi-dimensional skill. *Journal of Human Movement Studies* 28, 87-101.
- Delhez, L., Loverius, J. & Timmermans, J. (1980) Dynamique du mouvement horizontal lors du départ du sprint. *Revue SPORT* 232, 81-90.
- Deniker, J. (1886) *Recherche sur les singes anthropomorphes*. Doctoral dissertation, Faculté des Sciences de Paris.
- Deshon, D. E. & Nelson, R. C. (1964) A Cinematographical Analysis of Sprint Running. *Research Quarterly* 35, 451-5.
- Dietrich, G., Breniere, Y. & Do, M. C. (1994) Organization of local anticipatory movements in single step initiation. *Human Movement Science* 13, 195-210
- Dietrich, G. (1990) Etude biomécanique de la programmation du double et simple pas isolé. Université d'Orsay.
- Dingwell, J. B., & Cavanagh, P. R. (2001) Increased variability of continuous overground walking in neuropathic patients is only indirectly related to sensory loss. *Gait & posture*, 14(1), 1-10.

- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2000) Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos*, 10(4), 848-863.
- Disch, J. G. (1979) A factor analysis of selected tests for speed of body movement. *Journal of Human Movement Studies*, 5, 141-151.
- Dryden, I. L., & Mardia, K. V. (1998) *Statistical shape analysis*. London: John Wiley & Sons.
- Duchateau, J., Guissard, N. & Hainaut, K. (1986) Electromyographie du départ en "starting-blocks" en athlétisme. *Journal de biophysique et biomécanique* 10.
- Durey, A. (1997) L'analyse du mouvement pour produire des indicateurs et des modèles destinés à l'entraînement. *Science & Sports*, 12(Suppl 1), 16s-19s.
- Ericsson, K. A., Krampe, R. T., & Tesch-Römer, C. (1993) The role of deliberate practice in the acquisition of expert performance. *Psychological Review*, 100, 363-406.
- Escofier, B., & Pagès, J. (1998) Analyses factorielles simples et multiples: objectifs, méthodes et interprétation. Paris: Dunod.
- Famose, J. P. (Ed.). (1993) *Cognition et performance*. Paris: INSEP.
- Farley, C. T. & Ferris, D. P. (1998) Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 26, 253-85.
- Fisher, R. A. (1936) The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Annual of Eugenics*, (7), 179-188.
- Fitts, P. M., & Posner, M. I. (1967) *Human performance*. Belmont, Californie: Brooks-Cole.
- Fitts, P. M. (1964) Perceptual-motor skills learning. In A. W. Melton (Ed.), *Categories of human learning* (pp. 243-285). New York: Academic Press.
- Forner-Cordero, A., Koopman, H. J., & van der Helm, F. C. (2006). Describing gait as a sequence of states. *Journal of Biomechanics*, 39(5), 948-957.
- Forner-Cordero, A., Koopman, H. F., & van der Helm, F. C. (2003). Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations. *Gait & posture*, 18(1), 47-59.
- Fuchs, P., & Lames, M. (1990) Mathematische modellierung des Wettkampfverhaltens im Sprint. *Leistungssport*, 19(5), 35-41.
- Gager, B., Durey, A., Hanon, C., & Thépaut-Mathieu, C. (1997) La foulée : une représentation complexe de la foulée. *Science & Sports*, 12(Suppl. 1), 24-25.
- Gager, B., Durey, A., Hanon, C., & Thépaut-Mathieu, C. (1995) *Evolution de la foulée au cours du 800 mètres*. (Mémoire INSEP ed.). Paris.
- Gagnon, M. (1973). Implications de la biomécanique sur les procédés d'entraînement en course. *Mouvement*, 8(3), 165-175.
- García Manso, J. M., Navarro Valdivielso, M., Ruiz Caballero, J. A., & Martín Acero, R. (1998) *La velocidad*. Madrid: Gymnos.
- García Manso, J. M., Navarro Valdivielso, M., & Ruiz Caballero, J. A. (1996) *Bases teóricas del entrenamiento deportivo: Principios y aplicaciones*. Madrid: Gymnos.
- Gatesy, S. M., & Biewener, A. A. (1991) Bipedal locomotion: effects of speed, size and limb posture in birds and humans. *Journal of Zoology*, 224, 129-147.
- Gehery, Y. & Massion, J. (1981) Coordination between posture and movement. *TINS* 4, 199-202.
- Glass, L., & Mackey, M. C. (1988) *From clocks to chaos: The rhythms of life*. Princeton, NJ: Princeton University Press.
- Gleick, J. (1987) *Chaos: Making a new science*. New York: Viking Penguin.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002) Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 99 Suppl 1, 2466-2472.

- Goswami, A. (1998) A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking. *Gait & posture*, 8(1), 15-36.
- Gower, J. C. (1984) Procrustes analysis. In E. H. Lloyd (Ed.), *Handbook of Applicable Mathematics* (pp. 397-405). Chichester: John Wiley.
- Gower, J. C. (1975) Generalized Procrustes Analysis. *Psychometrika*, 40(1), 33-51.
- Grieve, D. W. (1969) The assessment of gait. *Physiotherapy*, 55(11), 452-460.
- Grosser, M. (1992) Entrenamiento de la velocidad. Fundamentos, métodos y programas. Barcelona: Martinez Roca.
- Guissard, N., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1992) EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24, 1257-63.
- Guissard, N. (1991) Approche de l'électromyographie dans l'optimisation de la position de départ en sprint.
- Guissard, N. & Duchateau, J. (1990) Electromyography of the sprint start. *Journal of Human Movement Studies* 18, 97-106.
- Guthrie, E. R. (1952) *The Psychology of Learning*. New York: Harper and Row.
- Harland, M. J. & Steele, J. R. (1997) Biomechanics of the sprint start. *Sports Medicine* 23, 11-20.
- Hausdorff, J. M., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1995) Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 78(1), 349-358.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001) Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1050-1056.
- Hausdorff, J. M., Purdon, P. L., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1996) Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 80(5), 1448-1457.
- Henry, F. M. (1954) Time-velocity equations and oxygen requirements of 'all-out' and 'steady-pace' running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 25, 164-177.
- Henry, F. M., & Trafton, I. R. (1951) The velocity curve of sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 22, 409-422.
- Hershler, C., & Milner, M. (1980a) Angle-angle diagrams in above-knee amputee and cerebral palsy gait. *American Journal of Physical Medicine*, 59(4), 165-183.
- Hershler, C., & Milner, M. (1980b) Angle-angle diagrams in the assessment of locomotion. *American Journal of Physical Medicine*, 59(3), 109-125.
- Higgins, J. R. (1977) *Human Movement: An Integrated Approach*. St. Louis: Mosby.
- Hodges, P. W., Cresswell, A. G., Daggfeldt, K. & Thorstensson, A. (2000) Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait and Posture* 11, 92-101.
- Hof, A. L. (1996) Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4, 222-223.
- Hoffmann, K. (1964). Stature, leg length, and stride frequency. *Track Technique*, 48, 1522-1524.
- Horak, F. & Nashner, L. (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configuration. *Journal of Neurophysiology* 55, 1369-1381.
- Hoster, M. & May, E. (1978) Réflexion sur le biomécanisme du départ de sprint en athlétisme. *Leistungssport, RFA* 3, 267-273, traduction INSEP PARIS.
- Hu, M. K. (1962) Visual pattern recognition by moment invariants. *IRE Transactions on Information Theory*, IT-8(8), 179-187.

- Hubiche, J. L., & Pradet, M. (1993) *Comprendre l'athlétisme: sa pratique et son enseignement*. Paris: INSEP, Collection Entraînement.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004) Reliability of Biomechanical Variables of Sprint Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 850-861.
- Hurmuzlu, Y., & Basdogan, C. (1994) On the measurement of dynamic stability of human locomotion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 116(1), 30-36.
- IAAF. (2006) Les règles des compétition, 112-140.
- Inglis, R. (1989) Training for Acceleration in 100 m Spint. *Athletic Coach* 23, 23-26.
- Jacobs, R., Bobbert, M. F. & van Ingen Schenau, G. J. (1996) Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics* 29, 513-523.
- Jacobs, R. & van Ingen Schenau, G. J. (1992) Intermuscular coordination in a sprint push-off. *Journal of Biomechanics* 25, 953-65.
- Jahne, B. (1995) *Digital Image Processing*. Berlin: Springer-Verlag.
- Jain A.K. (1989) *Fundamentals of Digital Image Processing*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall.
- Joch, W. (1988) Dimensionen der motorischen Schnelligkeit. *Leichtathletik (Die Lehre der Leichtathletik 43-44)*, 39(48), 1521-1524.
- Jonhagen, S., Ericson, M. O., Nemeth, G. & Eriksson, E. (1996) Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 6, 15-21.
- Kahle, W., Leonhardt, H. & Platzer, W. (1978) *Anatomie. Tome I : Appareil locomoteur* (ed. Medecine-Sciences, F., Paris).
- Kapfer, C. (2002) *Les effets du type d'entraînement sur l'accélération et le maintien de la vitesse*. (Mémoire pour l'obtention du Brevet d'État d'Éducateur Sportif de troisième degré en Athlétisme).
- Kawamura, K., Tokuhiko, A., & Takechi, H. (1991) Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. *Acta medicae Okayama*, 45(3), 179-184.
- Keogh, E., & Pazzani, M. (1998) An enhanced representation of time series which allows fast and accurate classification, clustering and relevance feedback. In *Proceedings of the 4th International Conference of Knowledge Discovery and Data Mining*. New York.
- Kneip, A., & Gasser, T. (1992) Statistical tools to analyze data representing sample of curves. *The Annals of Statistics*, 20, 1266-1305.
- Kottke, F. J., Halpern, D., Easton, J. K., Ozel, A. T., & Burrill, C. A. (1978) The training of coordination. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 59(12), 567-572.
- Krantz, N., & Dartnell, L. (2001) Les experts en questions. Savoirs professionnels en matière d'entraînement. Paris: INSEP-Publications.
- Krantz, N. (1996) M. Johnson et M.-J. Pérec: analyse comparée de la foulée. Efficacité et économie: quel système expert retenir? *La Revue de l'Association des Entraîneurs Français d'Athlétisme*, 144, 31-35.
- Kraan, G. A., van Veen, J., Snijders, C. J. & Storm, J. (2001) Starting from standing; why step backwards? *Journal of Biomechanics* 34, 211-5.
- Kraznowski, W. J. (1988) *Principles of multivariate analysis*. Oxford: Clarendon Press.
- Kreighbaum, E., & Barthels, K. M. (1996) *Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement*. (4^e édition). Boston: Allyn and Bacon.

- Kuitunen, S., Komi, P. V. & Kyrolainen, H. (2002) Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34, 166-73.
- Lebart, L., Morineau, A., & Piron, M. (2000) *Statistique exploratoire multidimensionnelle*. Paris: Dunod.
- Legendre, P., & Legendre, L. (1998). *Numerical Ecology*. (2nd ed.). Amsterdam: Elsevier Science B.V.
- Le Pellec, A. & Maton, B. (2000) Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 171-178.
- Leplat, J. (Ed.). (1997) Regards sur l'activité en situation de travail. Paris: PUF.
- Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1978). Mechanical factors influencing running speed. In E. Asmussen & K. Jorgensen (Eds.), *Biomechanics VI-B* (pp. 23-29). Baltimore: University Park Press.
- Mahalanobis, P. C. (1936) On the generalized distance in statistics. *Proceedings of the National Institute of Sciences of India*, (12), 49-55.
- Maki, B. E. (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313-320.
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., & Galinat, B. (2000) Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait & posture*, 11(1), 38-45.
- Mann, R. (1986) The biomechanical analysis of sprinters. *Track technique*, 3000-3003.
- Mann, R., & Herman, J. (1985) Kinematic analysis of Olympic sprint performance: men's 200 meters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1, 151-162.
- Mann, R. V. (1981) A kinetic analysis of sprinting. *Medicine and Science In Sports and Exercise* 13, 325-328.
- Mann, R., & Sprague, P. (1980) A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(2), 334-348.
- Mantel, N. (1967) The detection of disease clustering and a generalized regression approach. *Cancer research*, 27(2), 209-220.
- Marey, E. J. (1894) *Le mouvement*. Paris : Masson.
- Marzani, F., Legrand, L., & Pozzo, T. (1997) Vers l'analyse du mouvement tridimensionnel du corps humain par une méthode de traitement d'images en niveaux de gris. *Science & Sport*, 12(Suppl 1), 3s-6s.
- Massion, J. (1998) Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 22, 465-472.
- Massion, J. (1994) Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* 4, 877-887 (1994).
- Massion, J. (1992) Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, (38), 35-56.
- Maton, B. & Bouisset, S. (1975) Motor unit activity and preprogramming of movement in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 38, 658-60.
- McMahon, T. A. (1984) *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton, New Jersey: Princeton University Press.
- McMahon, T. A., & Bonner, J. T. (1983) *On Size and Life*. New York: Scientific American Books.
- Mendoza, L. & Schollhorn, W. (1993) Training of the sprint start technique with biomechanical feedback. *Journal of Sports Sciences* 11, 25-9.
- Mero, A., Komi, V., & Gregor, R. J. (1992) Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.

- Mero, A. & Komi, P. V. (1990) Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 61, 73-80.
- Mero, A. (1988) Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Research quarterly for exercise and sport* 59, 94-98.
- Mero, A., & Komi, P. V. (1986) Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 55(5), 553-561.
- Mero, A., Luhtanen, P. & Komi, P. V. (1983) A biomechanical study of the sprint start. *Scandinavian Journal of Sport Sciences*. 5, 20-28.
- Mero, A., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1982) Zum Einfluss von Kontaktphasenmerkmalen auf die Schriifrequenz beim Maximalsprint. *Leistungssport*, 12(4), 308-328.
- Milliron, M. J., & Cavanagh, P. R. (1990) Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. In P. R. Cavanagh (Ed.), *Biomechanics of Distance Running*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Mollard, R. (1987) Apport de la biostéréométrie dans la modélisation du corps humain: Aspects statiques et dynamiques. Thèse de Doctorat, Université Paris V.
- Moravec, P., Ruzicka, J., Susanka, P., Dostal, E., Kodejs, M., & Nosek, M. (1988) The 1987 International Athletic Foundation/IAAF scientific project report: time analysis of the 100 meters events at the II World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 3, 61-96.
- Müller, H. & Hommel, H. (1997) Biomechanical research project at the Vith Championships in athletics, Athens 1997: preliminary report. *IAAF quarterly. News Studies in athletics* 12, 43-73.
- Murase, Y., Hoshikawa, T., Yasuda, N., Ikegami, Y., & Matsui, H. (1976) Analysis of the changes in progressive speed during 100-metre dash. In P. V. Komi (Ed.), *Biomechanics V-B*. Baltimore: University Park Press.
- Natta, F., & Réga, C. (2001) Analyse cinétique et cinématique du départ de sprint en starting-blocks et de la foulée en course à vitesse maximale. (Rep. No. 1). Paris: INSEP.
- Natta, F. & Brenière, Y. (1998) Influence de la posture initiale dans le départ de sprint en starting-blocks. *Science et Motricité* 34, 44-51.
- Natta, F. & Brenière, Y. (1997) Effet de la posture initiale dans le départ du sprint chez les athlètes féminines de haut niveau. *Science et Sports* 199, 27s.
- Natta, F. & Brenière, Y. (1996) Effet de la posture initiale sur l'initiation des courses avec départ en starting-blocks. *Archives internationales de physiologie et de biochimie XXI^{ème} congrès de la Société de Biomécanique*, 623.
- Natta, F. (1990) Effets de la posture initiale sur l'initiation de la course: recherche d'une position optimale pour le départ du sprint. *Biomécanique et physiologie du mouvement* (Paris-sud Orsay, Paris,).
- Natta, F., Brenière, Y. & Réga, C. (1990) Le départ en starting-blocks : analyse des mouvements anticipateurs de la course. *Archives internationales de physiologie et de biochimie* 99, C121-C122
- Neal, R. J., Abernethy, B. & Morgan, M. J. (1990) In *Proceeding of the First World Scientific Congress of Golf. St Andrews* (ed. Spon, E. F , London) 36-42.
- Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993) Issues in variability and motor control. In K. M. Newell & D. M. Corcos (Eds.), *Variability and Motor Control* (pp. 1-12). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Nougier, V., & Blanchi, J. P. (1990) *Pratiques sportives et modélisation du geste*. Grenoble: Presses Universitaires de Grenoble.

- Nouillot, P. & Natta, F. (2004) Influence of velocity on the human global postural strategies during the movement leading up to the vertical upside-down position. *Neuroscience Letter* 363, 224-8.
- Paillard, J. (1991) Motor and representational framing of space. In J. Paillard (Ed.), *Brain and space* (pp. 163-182). Oxford: Oxford University Press.
- Paillard, J., & Brouchon, M. (1968) Active and passive movements in the calibration of position sense. In S. J. Freedman (Ed.), *The neuropsychology of Spatially Oriented Behavior* (pp. 37-55). Homewood: Dorsey Press.
- Pauly, O. (1991) Etude comparative de la foulée du sprinter et du hurdler dans l'intervalle interobstacle. Conséquences pour le décathlonien. (Mémoire pour l'obtention du diplôme de l'INSEP ed.). Paris: INSEP.
- Payne, A. H. & Blader, F. (1971) The mechanics of the sprint start. *Medicine and science in sports 6: Biomechanics II*, 225-231 (Karger, Basel 1971).
- Penin, X., Berge, C., & Baylac, M. (2002) Ontogenetic study of the skull in modern humans and the common chimpanzees: neotenic hypothesis reconsidered with a tridimensional Procrustes analysis. *American Journal of Physical Anthropology*, 118(1), 50-62.
- Penin, X. (2001) *Applied Procrustes Software*. <http://www.procuste.com>.
- Penin, X., & Berge, C. (2001) Heterochronia via procrustean superimposition: application to the skulls of Homonidae primates. *Comptes rendus de l'Académie des sciences. Serie III, Sciences de la vie*, 324(1), 87-93.
- Penin, X. (2000) Exploration de la variabilité des formes faciales par les composantes de conformation. *Le Journal de l'Edgewise*, 41, 39-53.
- Penin, X. (1999) Analyse et prévision de croissance crânienne par superposition Procruste. *Revue d'Orthopédie Dento Faciale*, 33, 275-286.
- Penin, X., & Baylac, M. (1999) Comparaison tridimensionnelle des crânes de *Pan* et *Pongo* par superposition procuste. *Comptes rendus de l'Académie des sciences. Série III, Sciences de la vie*, 322, 1099-1104.
- Penin, X. (1997) Modélisation tridimensionnelle des variations morphologiques du complexe crânio-facial des hominoïdes. Thèse de Doctorat, Université Paris VI.
- Penin, X., & Baylac, M. (1995) Analysis of the skull shape changes in Apes using 3D Procrustes superimposition. In K. V. Mardia & C. A. Gill (Eds.), *Current Issues in Statistical Shape Analysis* (pp. 208-210). Leeds: Leeds University Press.
- Piasenta, J. (1994) Apprendre à observer. Plaidoyer pour une formation à l'observation du comportement du sportif. Paris: INSEP-Publications.
- Piasenta, J. (Ed.). (1988) *L'éducation athlétique*. Paris: INSEP, Collection Entraînement.
- Plamondon, A., & Roy, B. (1984) Cinématique et cinétique de la course accélérée. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 9(1), 42-52.
- Platonov, V. P. (1988). L'entraînement sportif, théorie et méthodologie. Paris: Revue EPS.
- Pozzo, T., & Studeny, C. (1987) *Théorie et pratique des sports acrobatiques*. Paris: Vigot.
- Pradet, M. (1996) *La préparation physique*. Paris: INSEP Publications.
- Réga, C., Patoret, J. L., & Amarin, D. (2000) *La course de vitesse*. Paris: INSEP.
- Renous, S. (1994) *Locomotion*. Paris : Dunod.
- Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2002) Variability of determinism in motor behavior. *Journal of motor behavior*, 34(2), 99-125.
- Ritzdorf, W. (1997) 100 meters. In H. Müller & H. Hommel (Eds.), *Biomechanical Research Project at the VIth World Championships in Athletics, Athens 1997: preliminary report* (pp. 43-73). Monaco: IAAF New Studies in Athletics.

- Rocha Barbosa, O., Renous, S., & Gasc, J. P. (1996) Comparison of the fore and hind limbs kinematics in the symmetrical and asymmetrical gaits of a caviomorph rodent, the domestic guinea pig, *Cavia porcellus* (Linné, 1758) (Rodentia, Caviidae). *Annales des Sciences naturelles, Zoologie*, 17, 149-165.
- Rohlf, F. J. (1999) Shape statistics: Procrustes superimposition and tangent spaces. *Journal of Classification*, 16, 197-223.
- Rohlf, F. J. (1996) Morphometric spaces, shape components and the effects of linear transformation. In L. F. Marcus, M. Corti, A. Loy, G. Naylor, & D. Slice (Eds.), *Advances in Morphometrics* (pp. 117-128). New York: Plenum Press.
- Ruby, A., Pontier, J., & Tavernier, M. (1997) L'analyse en composantes principales: aide à la recherche de typologies gestuelles performantes. Application au ski de fond-pas de patineur. *Science & Sports*, 12(Suppl 1), 25s.
- Sadeghi, H., Allard, P., Shafie, K., Mathieu, P. A., Sadeghi, S., & Prince, F. et al. (2000) Reduction of gait data variability using curve registration. *Gait & posture*, 12(3), 257-264.
- Salo, A. & Bezodis, I. (2004) Which starting style is faster in sprint running-standing or crouch start? *Sports Biomechanics* 3, 43-53.
- Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D. & Wrigley, T. V. (1999) The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait & Posture* 10, 30-47.
- Schmidt, R. A., & Wrisberg, C. A. (2004) *Motor Learning and Performance*. (3^e édition). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Schönemann, P. H., & Carroll, R. M. (1970) Fitting one matrix to another under choice of a central dilation and a rigid motion. *Psychometrika*, 35, 245-255.
- Schönemann, P. H. (1968) On two-sided orthogonal procrustes problems. *Psychometrika*, 33, 19-33.
- Schot, P. K. & Knutzen, K. M. (1992) A biomechanical analysis of four sprint start positions. *Research quarterly for exercise and sport* 63, 137-47.
- Slocum, D. B., & James, S. L. (1968) Biomechanics of running. *Journal of the American Medical Association*, 205, 721-728.
- Smith, G. R. (1990) Homology in morphometrics and phylogenetics. In F. J. Rohlf & F. L. Bookstein (Eds.), *Proceedings of the Michigan Morphometrics Workshop* (pp. 325-339). Ann Arbor, Michigan: University of Michigan Museum of Zoology.
- Snyder, R. C. (1962) Adaptations for bipedal locomotion of lizards *American Zoologist*, 2, 191-203.
- Sukhanov, V. B. (1968) General System of Symmetrical Locomotion of Terrestrial Vertebrates and Some Features of Movement of Lower Tetrapods (translated into English by Amerind Publishing Co, New Delhi, India, 1974). Leningrad: Nauka Publications.
- Tardieu, C., Hecquet, J., Barrau, A., Loridon, P., Boulay, C., & Legaye, J. et al. (2006) Le bassin, interface articulaire entre rachis et membres inférieurs: analyse par le logiciel DE-VISU *Comptes Rendus Palevol (Evolution)*, 5, 583-595.
- Télliez, T., & Doolittle, D. (1984) Sprinting. From start to finish. *Track Technique*, 88, 2802-2805.
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H. & Zomlefer, M. R. (1984) Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica* 121, 9-22.
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M. R. & Nilsson, J. (1982) Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 116, 13-20.

- Tomassone, R., Danzart, M., Daudin, J. J., & Masson, J. P. (1988). *Discrimination et classement*. Paris: Masson.
- Toro, B., Nester, C. J., & Farren, P. C. (2006) Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait & posture*, sous presse.
- Tucker, L. R. (1958) An inter-battery method of factor analysis. *Psychometrika*, 23(2), 111-136.
- Vagenas, G. & Hoshizaki, T. B. (1986) Optimization of an asymmetrical motor skill. *Int J Sport Biomechanics* 2, 29-40.
- Van Coppenolle, H., Delecluse, C., Goris, M., & Diels, R. (1990) Evaluation of the start and sprint action. In G. P. Brüggeman & J. K. Rühl (Eds.), *Techniques in athletics* (pp. 396-401). Cologne: Sporthochschule.
- Van Coppenolle, H., Delecluse, C., Goris, M., Diels, R., & Kraayenhof, H. (1990) An evaluation of the starting action of world class female sprinters. *Track Technique*, 90, 3581-3582.
- Vaughan, C. L., & O'Malley, M. J. (2005) A gait nomogram used with fuzzy clustering to monitor functional status of children and young adults with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 47(6), 377-383.
- Veicsteinas, A., Sarchi, P., & Belleri, M., & al. (1984) Polio athletes of different ages. Cardiorespiratory response to exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(Suppl. 10), s365.
- Volkov, N. I., & Lapin, V. I. (1979) Analysis of the velocity curve in sprint running. *Medicine and science in sports*, 11, 332-337.
- Wagner, G. P. (1989). The origin of morphological characters and the basis of homology. *Evolution*, (43), 1157-1171.
- Walker, W. F., Jr. (1971) A structural and functional analysis of walking in the turtle, *Chrysemys picta marginata*. *Journal of Morphology*, 134, 195-214.
- Whiting, H.T.A., Vogt, S & Vereijken, B. (1992) Human skill and motor control: some aspects of the motor control-motor learning relation. In J.J. Summers (Ed.), *Approaches to the Study of Motor Control and Learning* (pp. 81-111). Amsterdam: North Holland.
- West, B. J., & Griffin, L. (1999) Allometric Control, Inverse Power Laws and Human Gait. *Chaos, Solitons, & Fractals*, 10(9), 1519-1527.
- White, S. G., & McNair, P. J. (2002) Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 177-184.
- Williams, K. R. (1985). Biomechanics of running. *Exercise and Sports Science Reviews*, 13, 389-440.
- Winter, D. A. (1979) A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46, 79-83.
- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of motor behavior*, 15(4), 302-330.
- Wood, G. A. (1987) Biomechanical limitations to sprint running. *Medicine and Sport Science*, (25), 58-71.
- Yamasaki, M., Sasaki, T., Tsuzuki, S., & Torri, M. (1984) Stereotyped pattern of lower limb movement during level and grade walking on treadmill. *Annals of Physiological Anthropology*, 3(4), 291-296.
- Yokoi, T., Shibukawa, K., Ae, M., & Hashihara, Y. (1987) Effects of stature difference on sprint running motion. *International Series on Biomechanics*, 68 (Biomechanics X-B), 881-885.
- Zattara, M. & Bouisset, S. (1986) Chronometric study of a posturo-kinetic program associated with voluntary movement. *Journal de physiologie (Paris)* 81, 14-6.

Zijlstra, W., Prokop, T., & Berger, W. (1996) Adaptability of leg movements during normal treadmill walking and split-belt walking in children. *Gait & Posture*, 4, 212-221.

Résumé

Cette recherche s'inscrit dans la continuité de travaux antérieurs portant sur le départ et sur le cycle du membre inférieur pendant la phase de course à vitesse stabilisée.

Les objectifs ont été de comparer les comportements adoptés par des sprinters de 100 mètres de niveaux d'expertise variés afin d'identifier des différences éventuelles dans la gestion de leur course et de cerner les caractéristiques de la performance de haut niveau dans le sprint athlétique. Cette recherche menée dans des conditions réelles de pratique et en étroite collaboration avec les entraîneurs nationaux et les athlètes français du plus haut niveau, a fait appel aux méthodes exploratoires multidimensionnelles et aux techniques explicatives et prévisionnelles.

Le départ d'une course de vitesse constitue un élément technique important à maîtriser dans l'objectif d'être performant sur une course de 100 mètres. Sa réalisation à partir d'une posture en quadrupédie, suppose d'être capable de gérer une double contrainte : *se redresser et avancer*. Nous avons analysé cette gestion au sein d'une population de haut niveau d'expertise. Les résultats ont mis en évidence les caractéristiques (ou invariants) inhérentes à ce départ pour des niveaux d'expertise différents, et nous les avons distingués de celles acquises par l'entraînement spécifique dans cette discipline sportive. Nous avons analysé, les forces externes, l'activité musculaire, l'évolution du centre de masse, ainsi que les modifications posturo cinétiques du haut du corps. L'étude de la population de haut niveau d'expertise a permis de comprendre comment s'organise la gestion de la double contrainte sur les trois premiers appuis de course et dans les trois dimensions de l'espace.

Les résultats suggèrent que la performance du départ de sprint est une gestion optimale des paramètres de redressement et des quantités de rotation dans le plan transverse. Mais, que les caractéristiques de cette gestion optimale ne sont pertinentes qu'à l'intérieur d'un niveau d'expertise donné.

Le cycle de jambe à vitesse stabilisée a été étudié suivant une méthodologie originale : la méthode Procuste. Cette méthode, initialement destinée à l'analyse quantitative de formes biologiques en morphométrie géométrique, est ici appliquée à l'étude de formes « dynamiques » créées par les déplacements spatio-temporels des articulations au cours des cycles locomoteurs. Ces premiers travaux, utilisant les concepts de la morphométrie géométrique, constituent une approche quantitative objective mettant en évidence des différences ou similitudes fonctionnelles entre les patrons locomoteurs pour tenter de prédire la performance à partir de paramètres rythmiques et cinématiques recueillis dans la phase de vitesse maximale d'une épreuve de 100 mètres. La finalité de cette recherche est la conception et la validation d'outils et de méthodes qui rendent possible une évaluation scientifique de l'efficacité motrice du coureur. Cette recherche est concrétisée par le développement du logiciel « MÉMOSPORT » permettant la mise en correspondance des données objectives mesurables et analytiques avec les données subjectives et qualitatives fournies par l'expert du domaine.