



HAL
open science

Etude du contrôle et du transfert de la motricité des perchistes experts pour la réalisation de l'impulsion dans les activités athlétiques

Maud Bassement

► To cite this version:

Maud Bassement. Etude du contrôle et du transfert de la motricité des perchistes experts pour la réalisation de l'impulsion dans les activités athlétiques. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2018. Français. NNT : 2008VALE0046 . tel-02997790

HAL Id: tel-02997790

<https://uphf.hal.science/tel-02997790>

Submitted on 10 Nov 2020

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

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

UNIVERSITE DE VALENCIENNES ET DU HAINAUT CAMBRESIS

N° d'ordre : 08/19

Thèse

Présentée à l'université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis

En vue de l'obtention du grade de docteur

Spécialité

SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES

Maud BASSEMENT

Etude du contrôle et du transfert de la motricité des perchistes experts
pour la réalisation de l'impulsion dans les activités athlétiques.

Présentée et soutenue publiquement le 16 décembre 2008

Jury

BARBIER Franck	Université de Valenciennes	Président du Jury
LE PELLEC Armande	Université Paris X	Rapporteur
PRICE Michael	University of Coventry	Rapporteur
GOSS-SAMPSON Mark	University of Greenwich	Examineur
GARNIER Cyril	Université de Valenciennes	Co directeur
LEPOUTRE Francois-Xavier	Université de Valenciennes	Directeur
MORLIER Julien	Université de Bordeaux	Rapporteur
BALY Laurent	Oxylane research.	Invité

Etude du contrôle et du transfert de la motricité des perchistes experts lors de la réalisation d'une impulsion dans les activités athlétiques

Résumé : De nombreuses études ont abordé le champ du contrôle moteur de l'être humain en passant par l'analyse et la modélisation de mouvements simples (atteintes de cibles, coordinations bi-manuelles...). Les théories élaborées par cette voie doivent pouvoir être appliquées à un mouvement complexe tel le mouvement sportif. Un des mouvements sportifs les plus spectaculaires est le saut à la perche et en particulier sa phase d'impulsion qui apparaît être prépondérante pour la performance. Cependant peu d'études sur ce sujet ont été conduites. Les objectifs de ce travail sont premièrement de caractériser et comparer deux niveaux d'expertise (novice/expert) au moyen des données EMG et cinématiques pendant un saut éducatif, deuxièmement de fournir des éléments de compréhension de la phase d'impulsion et enfin troisièmement de rechercher un possible transfert de pattern d'invariant du programme moteur entre des activités similaires (du saut à la perche vers les sauts en longueur, haies). Les résultats de la première étude mettent en évidence des différences de séquençages musculaires et segmentaires entre les deux groupes qui sont en relation avec la flexion de la jambe d'impulsion au moment de la pose du pied. Les résultats pour le second objectif, montrent qu'il n'y a pas de différences entre les experts pour les évolutions des angles de la hanche, du genou et de la cheville. Cependant, bien qu'il existe des différences du signal EMG inter et intra sujet, il apparaît, à des instants précis et pour chaque sujet des invariants d'activités musculaires. Les résultats relatifs au troisième objectif font apparaître des similarités cinématiques et électromyographiques reflétant un contrôle moteur équivalent entre les perchistes mais aussi pour un perchiste donné. Ces similarités peuvent être interprétées en termes de transfert d'une partie de programme stockée en mémoire.

Mots clés : saut à la perche, impulsion, contrôle moteur, transfert, électromyographie.

Thèse effectuée au LAMIH UMR-CNRS 8530, Bâtiment Jonas, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Le Mont-Houy, Valenciennes Cedex 09.

Motor control and transfer of expert movement during take-off in track and field's event.

Abstract : Many studies investigate motor control during simple movements (such as reaching for a target or bimanual coordination), but the theories of motor control need to be tested during sport movement. One of the most spectacular activities in world of sport is pole vaulting. One critical phase in this jumping event appears to be between touchdown (TD) and take-off (TO). This study has three objectives, first, characterise the EMG and kinematic data exhibited during the take-off in a short run-up training pole vaulting exercise, for two different expertise level (expert-novice); second, provide a better understanding of this phase and its role in performance outcome by recording EMG and kinematic variable during a real run-up pole vaulting; last, determine whether or not a motor control transfer appears between similar activities (pole vault, long jump and hurdles). The results show that at TD, the expert tended to increase rigidity of the take off leg to decrease braking and to allow forward energy transmissions. These results highlight the differences between two groups in terms of muscular and angular control. The results, for the second objective, showed that there are no differences in the evolution of hip, knee and ankle angles. However, differences in the EMG signal was noted inter- and intra pole vaulter coordination, although for the same subject the EMG activities seemed to converge on some phase locked-point. The results for the third objective showed that expert pole vaulters used part of their motor program in a similar way to execute new movement (hurdles and long jump). Pole vaulters appears to have approximately the same coordination reflecting a different muscular control among pole vaulters but also within a given pole vaulter. The phase locked point could be considered as an invariant of motor control. Using part of motor program stored in pole vaulters memory permit a new movement to be adapted.

Key word: pole vault, take-off, motor control, transfer, electromyography.

Ce qui ne te tue pas te rend plus fort.

Nietzsche

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Mesdames et Messieurs membres du jury pour avoir accepté de rapporter et d'examiner cette thèse.

Je remercie également M. Markiewich et M. Guerra de m'avoir permis d'effectuer ma thèse au LAMIH.

M. Lepoutre je vous remercie d'avoir accepté de diriger et de corriger cette thèse.

I thank you Mark for welcoming me in Chatham and for helping me in spite of your obligations.

Cyril, merci de tout ce que tu m'as apporté, en plus de tes remarques plus que constructives et ton aide plus que précieuse, tu as été présent pour moi tous les jours depuis mon master et même avant, jusqu'à aujourd'hui. Tu as toujours été rassurant à mon égard en me faisant croire que j'étais capable de tout et cette confiance dont tu m'as honorée m'a permis d'avancer plus loin que je n'aurais pu le croire.

Merci à Nico B, Matt et Laurent pour m'avoir offert l'opportunité de travailler à Décathlon avant que ma thèse ne soit finie et de m'avoir fait confiance pour mener de front ces deux projets.

Un immense merci à Nicolas, mon cher collègue, que dis-je, mon cher ami ! Tu m'as tellement aidé que je ne sais pas comment te remercier. Merci pour tes déblocages sur Matlab, même si ça ne prenait jamais trois lignes, merci pour les services en tous genres, merci pour le réconfort quand je baissais un peu les bras, en fait merci juste pour ta présence en face de moi (même au RU !) pendant ces quatre années. A toi de jouer maintenant.

Merci à Christophe pour toutes les discussions enrichissantes, Melany pour tes conseils et tes phrases cultes, Sébastien pour ta bonne humeur et toutes tes blagues , Emilie et Coralie pour votre soutien moral très appréciable, Huile pour les fous-rires et les crampes d'estomac qui ont suivies, merci Franck pour tes encouragements, ton soutien, nos rituels repas au RU, la rencontre avec Mark et mon insertion à Decath.

Merci à ma famille, à mes parents qui m'ont permis de faire ces longues études, à Rebecca et Yvann solidaires, à Antoine de m'avoir supportée, je t'avais prévenu que ce serait tendu, et ça l'a été mais tu ne m'as pas lâché et surtout merci à Jenny super-sister toujours là quand il faut et qui m'a fait croire que j'étais Superwoman.

Merci Lionel mon coachounet et mes amis athlètes pour vos contributions matérielles et physiques, de m'avoir soutenu à l'entraînement et m'avoir changé les idées après mes doubles journées de labeur, en vrac : Sarah, Mimike, Béren, Rom, Zaza, Tom-tom, Julius, Jenny (encore), Antoine, Valentine, Cédric, Marion...

SOMMAIRE

TABLE DES FIGURES	14
--------------------------	-----------

LISTE DES TABLEAUX	17
---------------------------	-----------

INTRODUCTION GENERALE	19
------------------------------	-----------

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART DU CONTROLE DU MOUVEMENT ET SON APPLICATION AU SAUT A LA PERCHE	- 25 -
---	---------------

1. LE MOUVEMENT HUMAIN	- 27 -
1.1. Les différents types de mouvements	- 27 -
1.1.1. Les mouvements réflexes	- 28 -
1.1.2. Les mouvements rythmiques ou automatiques	- 28 -
1.1.3. Les mouvements volontaires	- 29 -
1.2. Approche théorique du contrôle moteur	- 30 -
1.2.1. Historique	- 30 -
1.2.2. La théorie cognitive	- 32 -
1.2.3. Les théories bio-logiques:	- 34 -
1.2.3.1. <i>Courant écologique</i>	- 35 -
1.2.3.2. <i>L'approche dynamique des coordinations perceptivo-motrices</i>	- 35 -
1.2.3.3. <i>La perspective de Bernstein</i>	- 36 -
1.3. Neuro-anatomie fonctionnelle du mouvement	- 37 -
1.3.1. Rappel anatomique du système nerveux central	- 38 -
1.3.1.1. <i>Le télencéphale</i>	- 38 -
1.3.1.2. <i>Le cervelet</i>	- 39 -

1.3.1.3. Les ganglions de la base	- 40 -
1.3.2. La réalisation motrice	- 40 -
2. LE SAUT A LA PERCHE	- 42 -
2.1. Définition et historique	- 42 -
2.2. Les différentes phases du saut	- 43 -
2.3. Etat des connaissances sur le saut à la perche	- 45 -
2.4. Définition de l'impulsion	- 46 -
2.5. Implication pour le contrôle moteur de l'impulsion	- 49 -
3. CONCLUSION :	- 50 -

CHAPITRE 2 : PARAMETRES ETUDIES, OUTILS ET METHODES DE MESURES

- 53 -

1. ACQUISITION DE MOUVEMENTS	- 56 -
1.1. Outils de mesure cinématique	- 56 -
1.1.1. La photogrammétrie	- 56 -
1.1.2. Les systèmes d'acquisition optoélectronique	- 57 -
1.2. Modèle	- 59 -
1.3. Positionnement des marqueurs	- 61 -
1.4. Traitement des signaux cinématiques	- 62 -
1.4.1. Filtrage données cinématiques :	- 62 -
1.4.2. Calcul des angles	- 62 -
2. L'ELECTROMYOGRAPHIE	- 64 -
2.1. Rappel physiologique	- 64 -
2.1.1. Le muscle	- 64 -
2.1.2. La contraction musculaire	- 66 -
2.2. Fonctionnement de l'EMG	- 67 -
2.3. Placements des électrodes	- 68 -
2.4. Traitement du signal	- 69 -
2.4.1. EMG redressée et enveloppe du signal	- 70 -
2.4.2. La normalisation du signal	- 71 -

2.4.3. Les débuts et fins de contractions	- 71 -
2.4.4. Root Mean Square (RMS)	- 72 -
3. TRAITEMENTS STATISTIQUES UTILISES	- 73 -
3.1. La normalisation temporelle des données	- 73 -
3.2. Les coefficients statistiques	- 73 -
3.2.1. Coefficient de multiple corrélation	- 73 -
3.2.2. Coefficient de variation	- 74 -
4. CONCLUSION	- 75 -
<u>CHAPITRE 3 : UTILISATION DES DONNEES CINEMATQUES ET ELECTROMYOGRAPHIQUES POUR L'ETUDE DE LA TECHNIQUE D'IMPULSION LORS DE LA REALISATION D'UN « EDUCATIF » DE SAUT A LA PERCHE.</u>	- 77 -
1. INTRODUCTION	- 79 -
2. METHODES	- 81 -
2.1. Sujets	- 81 -
2.2. Protocole	- 82 -
2.3. Mesures cinématiques	- 83 -
2.4. Mesures électromyographiques	- 84 -
2.5. Procédure	- 85 -
2.6. Traitements et analyse statistique	- 86 -
3. RESULTATS	- 87 -
3.1. Données cinématiques	- 87 -
3.1.1. Les novices :	- 87 -
3.1.2. Les experts :	- 89 -
3.1.3. La comparaison novice-expert.	- 91 -
3.2. Données électromyographiques	- 93 -
3.2.1. Les novices :	- 93 -
3.2.2. Les experts:	- 94 -
4. DISCUSSION	- 95 -

4.1. Phase 1	- 96 -
4.2. Au moment de la pose du pied (TD)	- 97 -
4.3. La phase 2	- 97 -
4.4. Au moment du décollage du pied (TO)	- 98 -
4.5. La phase 3	- 99 -
4.6. Coordination motrice	- 99 -

**CHAPITRE 4 : ANALYSE CINEMATIQUE ET ELECTROMYOGRAPHIQUE DU
MEMBRE INFERIEUR DES PERCHISTES EXPERTS PENDANT LA PHASE
D'IMPULSION, EN CONDITION REELLE.**

1. INTRODUCTION	- 103 -
2. METHODES	- 106 -
2.1. Sujets	- 106 -
2.2. Dispositif expérimental	- 106 -
2.2.1. Mise en place des marqueurs anatomiques	- 107 -
2.2.2. Placement des électrodes EMG et mode d'enregistrement	- 109 -
2.3. Analyse statistique	- 110 -
3. RESULTATS	- 110 -
3.1. Données cinématiques	- 110 -
3.2. Données électromyographiques.	- 118 -
3.3. Représentation graphique des résultats	- 121 -
4. DISCUSSION	- 122 -
5. CONCLUSION	- 125 -

**CHAPITRE 5 : ETUDE DES TRANSFERTS DE COMPETENCES MOTRICES
DANS LA REALISATION D'IMPULSION POUR DIFFERENTES ACTIVITES
ATHLETIQUES.**

1. INTRODUCTION	- 129 -
2. MATERIEL ET METHODE :	- 131 -

2.1. Population	- 131 -
2.2. Protocole expérimental	- 132 -
2.2.1. Description des tâches	- 132 -
2.2.2. Dispositifs expérimentaux	- 132 -
2.3. Variables étudiées et calculées	- 134 -
2.4. Analyse statistique	- 135 -
3. RESULTATS	- 136 -
3.1. Temps de contact au sol.	- 136 -
3.2. Evolutions angulaires	- 137 -
3.3. Données électromyographiques	- 139 -
3.4. Représentation graphique des résultats	- 142 -
4. DISCUSSION	- 144 -
5. CONCLUSION	- 147 -
<u>CHAPITRE 6 : DISCUSSIONS ET PERSPECTIVES</u>	- 149 -
1. DISCUSSION	- 151 -
2. CONCLUSION	- 156 -
3. PERSPECTIVES	- 156 -
3.1. Perspectives pour l'amélioration de l'impulsion en saut à la perche	- 156 -
3.2. Perspectives d'études des contractions musculaires	- 158 -
3.3. Perspective EEG	- 158 -
<u>CONCLUSION GENERALE</u>	- 161 -
<u>REFERENCES</u>	165
<u>ANNEXES</u>	175

Table des figures

Figure 1 : Homonculus du cortex moteur	- 31 -
Figure 2: Organisation des structures nerveuses de Paillard (1982) adapté d'Allen et Tsukahara (1974).	- 37 -
Figure 3: Découpage du cerveau en cortex	- 38 -
Figure 4 : Liaison course d'élan impulsion d'après Houvion, 1992:.....	- 44 -
Figure 5: Le balancé-groupé d'après Houvion, 1992.....	- 44 -
Figure 6 : Renversé retournement et passage de la barre, d'après Houvion, 1992.....	- 45 -
Figure 7: Représentation schématique de l'angle d'impulsion (α) et l'angle (θ) de balayage des secteurs d'impulsion décrit par le CoG.	- 47 -
Figure 8: Modèle masse-ressort d'après Mac Mahon et Cheng, 1990. m représente la masse du sujet, Δl l'abaissement de la jambe, l la longueur initiale du ressort et θ l'angle d'incidence au sol.	- 48 -
Figure 9: Décomposition du mouvement par Marey (1895)	- 56 -
Figure 10: Représentation du placement des marqueurs anatomiques externes et de la segmentation du corps avec les repères de chaque segment	- 60 -
Figure 11 : Identification du repère interne local des segments corporels à partir des marqueurs Proximaux, distaux et rotateur (d'après Pudlo 1999)	- 61 -
Figure 12: Description des plans et des axes	- 63 -
Figure 13 : Représentations des constituants du corps musculaire.	- 65 -
Figure 14: Constitution d'un sarcomère.....	- 65 -
Figure 15: Modification du sarcomère au cours de la contraction.....	- 66 -
Figure 16: Placement des Electrodes.....	- 69 -
Figure 17: Tracé des signaux brut, redressé et enveloppe.....	- 70 -
Figure 18 : Installation expérimentale avec le chemin de course, les plates formes de force, le butoir et les tapis de réception. Les athlètes courent selon l'axe Y du repère de référence du laboratoire	- 83
-	
Figure 19 : Une stick-figure des membres inférieurs d'un sujet expert. Les flèches indiquent l'emplacement des différents marqueurs.....	- 84 -

Figure 20 : Le saut technique est défini, en trois phases, la phase 2 étant définie grâce à la plate-forme de force ; bornée par la pose du pied (TD) et le décollement du pied (TO). Les sticks figures sont utilisés pour représenter les positions du corps de l'athlète pendant la phase d'impulsion.....- 85 -

Figure 21 : Angles de la hanche pour les quatre novices (n=20 sauts).....- 87 -

Figure 22 : Angles du genou pour les quatre novices (n=20 sauts).....- 88 -

Figure 23 : Angle de la cheville pour les quatre novices (n=20 sauts)- 89 -

Figure 24 : Angle de la hanche pour les experts (n=20).....- 90 -

Figure 25 : Angle du genou pour les experts (n=20 sauts)- 90 -

Figure 26 : Angle de la cheville pour les experts (n=20 sauts)- 91 -

Figure 27 : Evolution des données électromyographiques filtrées et rectifiées d'un novice pour le vastus lateralis (LVL), le biceps femoris (LBF) et le gastrocnemius lateralis (LGL). Chaque instant est exprimé en pourcentage de la durée totale de la phase.- 93 -

Figure 28: Evolution des activités électromyographiques filtrées et rectifiées pour le vastus lateralis (LVL), le biceps femoris (LBF) et le gastrocnemius lateralis (LGL) d'un expert. Chaque instant est exprimé en pourcentage de la durée de la phase.....- 94 -

Figure 29: Ensemble des variables pour la réalisation de la performance modèle adapté de Hay, 1993 pour le saut à la perche.....- 104 -

Figure 30 : Dispositif expérimental comprenant une piste d'élan en tartan et un sautoir- 107 -

Figure 31: Placement des marqueurs- 108 -

Figure 32 Stick figure pour un saut découpé selon les instants RTO, TD, MKF, TO et ES.- 109 -

Figure 33: Profil de la moyenne des vitesses du centre de gravité (6 sujets), vitesse horizontale (\square), verticale (Δ) et medio-laterale (\diamond), la ligne solide représente la hauteur du centre de gravité.. - 111 -

Figure 34: Représentation schématique des distances horizontales entre le centre de gravité et la cheville et entre la cheville et la main au moment du TD (figure de gauche) et du TO (figure de droite).....- 113 -

Figure 35: Profil des angles de la hanche et les écarts-types pour les 6 sujets (n=18 sauts).....- 114 -

Figure 36 : Evolution de l'angle du genou et l'écart-type pour les 6 sujets (n=18 sauts).....- 115 -

Figure 37 : Evolution de l'angle de la cheville avec les écart-types pour les 6 sujets (n=18 sauts). - 116 -

Figure 38 Profil des vitesses angulaires moyennes de la hanche (Δ), du genou (\times) et de la cheville (\circ) ... - 117 -

Figure 39 : représentation graphique des patterns musculaires en fonction de l'évolution de l'impulsion réalisée en conditions réelles. Les rectangles noirs représentent le pic maximum du signal EMG.....- 121 -

Figure 40 : Dispositif expérimental pour la capture du mouvement lors du passage de haie ; les cercles numérotés représentant le placement des cameras dans le laboratoire- 133 -

Figure 41: Dispositif expérimental pour la capture du mouvement lors du saut en longueur- 133 -

Figure 42 : Dispositif expérimental pour la capture du mouvement en saut à la perche.....- 134 -

Figure 43 : Exemple de similarités pour les évolutions angulaires du genou entre les 3 essais pour les 3 types d'impulsion pour le sujet 7- 137 -

Figure 44 : Exemple d'évolution de l'activité EMG du rectus femoris pour le sujet 7 et pour les 3 types de saut.- 139 -

Figure 45 : représentation graphique du pattern d'enchainements musculaires au cours d'une impulsion au saut à la perche, les rectangles noirs représentent les pics maximaux des signaux... - 142 -

Figure 46 : représentation graphique du pattern des enchainements musculaires au cours de la réalisation d'un franchissement de haies, les rectangles noirs représentent les pics maximaux des signaux.....- 143 -

Figure 47 : représentation graphique du pattern des enchainements musculaires au cours de la réalisation d'une impulsion en longueur, les rectangles noirs représentent les pics maximaux des signaux.....- 144 -

Liste des tableaux

<i>Tableau 1 : Précision de mesures selon les différents systèmes optoélectroniques : distance entre deux marqueurs séparés de 9cm sur un disque en rotation (Richards 1999).</i>	<i>57 -</i>
<i>Tableau 2: Angles et vitesses angulaires avec les écart-types au TD et TO pour les deux groupes de sujets. NS : non significatif, *: statistiquement différent ($p \leq 0.05$).....</i>	<i>92 -</i>
<i>Tableau 3: Valeurs moyennes de RMS, avec les écart-types, pour les activités musculaires au instant des touchdown (TD) et takeoff (TO) pendant les phases 1, 2 et 3. NS: non significatif, * : différences statistiques significatives ($p \leq 0.05$).</i>	<i>95 -</i>
<i>Tableau 4 Données cinématiques, moyenne (n=6) et écart-type (s)</i>	<i>111 -</i>
<i>Tableau 5: Valeurs des hauteurs et des composantes des vitesses du CoG aux instants choisis.....</i>	<i>112 -</i>
<i>Tableau 7: CMC des évolutions angulaire de la hanche, du genou et de la cheville.....</i>	<i>117 -</i>
<i>Tableau 8: Phases pour lesquelles il y a des corrélations entre les courbes des angles de la hanche, du genou et de la cheville trouvées pour chaque sujet.....</i>	<i>118 -</i>
<i>Tableau 9: CMC et CV pour les activités musculaires en moyenne pour les six sujets.....</i>	<i>118 -</i>
<i>Tableau 10: Corrélations trouvées pour chaque muscles pour chacune des phases et pour les instants TD et TO pour chaque sujet..</i>	<i>119 -</i>
<i>Tableau 11 : Passés sportifs en fonction des sujets.....</i>	<i>131 -</i>
<i>Tableau 12 : Récapitulatif des durées (en seconde) de contact du pied d'impulsion au sol pour les différentes impulsions moyennée par sujet.....</i>	<i>136 -</i>
<i>Tableau 13 : Corrélations inter-sujet des angles articulaires selon les sauts</i>	<i>138 -</i>
<i>Tableau 14 : récapitulatif des corrélations des activités musculaires pour des zones de 25% de la phase 1 ainsi que pour le moment de la pose du pied (TD) pour l'ensemble des 3 types de sauts.....</i>	<i>140 -</i>
<i>Tableau 15 : récapitulatif des corrélations des activités musculaires en phase 2 pour l'ensemble des 3 types de sauts.....</i>	<i>141 -</i>

Introduction générale

L'impulsion est une phase prépondérante dans la réussite d'un saut. Cette phase se retrouve dans de nombreux sports et en particulier en athlétisme où elle concerne, le franchissement de haies et les quatre épreuves de sauts que sont le saut en longueur, le triple saut, le saut en hauteur et le saut à la perche. Cette dernière activité compte parmi les plus spectaculaires du monde sportif. Dernièrement, c'est surtout le saut à la perche féminin qui connaît un engouement médiatique au travers de l'évolution du record du monde, actuellement détenu par Y. Isinbayeva avec un saut à 5,05 m.

Cette activité peut constituer un domaine propice à l'étude scientifique, à la fois dans une optique d'amélioration de la performance mais aussi dans une optique d'approfondissement des connaissances sur la gestion de la motricité du fait de ses particularités, la course avec port d'un engin, le transfert de l'énergie dans la perche au moment de l'impulsion, la gestion par l'athlète de cette restitution de l'énergie et enfin, l'évolution acrobatique de l'athlète dans les phases finales du saut. Si peu d'études ont été réalisées sur le saut à la perche, la plupart se focalise essentiellement sur ses aspects mécaniques et biomécaniques. En effet, ces études ont pour objet la « dureté » (flexibilité) de la perche, les moments angulaires du perchiste, la transmission d'énergie au cours du saut entier, la perturbation due au port de la perche pendant la course d'élan (Linthorne 2000 ; Shade et al, 2004 ; Morlier, 1996). Mais aucune, à notre connaissance, ne porte sur le contrôle moteur de cette activité sportive, au travers des réalisations musculaires de l'athlète. Ce constat conduit à envisager deux types d'étude pour mieux comprendre le séquençage du geste et de son contrôle moteur. Ces études ont été effectuées au sein du LAMIH UMR-CNRS 8530 de l'université de Valenciennes et au CSES de l'université de Greenwich à Chatham maritime en Angleterre.

Les théories contemporaines du contrôle moteur tentent d'expliquer comment le corps peut se mouvoir. La première des principales théories est la conception d'une programmation motrice qui a comme postulat la notion de schémas moteurs intégrés en mémoire, conduisant par restitution du schéma rythmant l'activité musculaire, à un comportement donné. La seconde est l'approche dynamique qui permet de décrire des formes de coordinations motrices en fonction de variation de l'environnement. Cette dernière conception considère le

comportement comme le fruit d'interaction, impliquant les structures centrales, les afférences et l'environnement.

Prenant en compte ces deux champs théoriques, de nombreux chercheurs ont étudié le contrôle moteur préférentiellement au niveau de geste simple de pointage (Abend et al, 1982) ou de coordination bi-manuelle (Kelso et al, 1981). Les théories construites à partir de gestes simples méritent d'être généralisées et validées lors d'un geste sportif complexe. Il existe certains travaux en sciences du mouvement permettant d'analyser le fonctionnement du corps humain en action lors de tâches perceptivo-motrice comme la frappe de base-ball. (Chapman 1968, Tresilian, 1999). Mais le corps humain reste néanmoins complexe à décoder. Certains modèles de contrôle du mouvement nécessitent d'être validés et cautionnés selon d'autres voies d'investigation et de champs de compétences. A cette fin, la neurophysiologie est un domaine vaste qui rassemble des moyens et méthodes permettant d'établir des liens entre les théories et l'expression physique du mouvement. Elle trouve son articulation avec les approches biomécanique et bioénergétique des productions motrices.

Ce travail s'appuie donc sur l'anatomie structurelle et fonctionnelle du corps humain en termes de système de contrôle de la motricité. A travers cette approche neurophysiologique, l'analyse du mouvement du corps humain devient alors un moyen d'approcher les processus de contrôle des muscles.

Comprendre le saut à la perche au travers de la relation qui se met en place entre l'athlète et sa perche est bien sûr une nécessité dans un but d'amélioration de la performance mais le but de ce travail est d'apporter un éclairage sur les modalités de contrôle de la motricité experte à la fois pour le geste de l'impulsion du saut à la perche mais aussi dans les phénomènes dits de transfert, qui régissent l'utilisation d'une compétence pour la réalisation d'une autre, proche en termes d'exigence. Ce travail se veut être une contribution à ces deux problématiques. Il se décompose de la manière suivante.

Le premier chapitre de ce mémoire permet de clarifier le contexte d'étude et les fondamentaux neurophysiologiques nécessaires à la compréhension du contrôle du mouvement et enfin de décrire la tâche motrice choisie pour mettre en évidence le fonctionnement du contrôle : l'impulsion du saut à la perche.

Le deuxième chapitre décrit les dispositifs expérimentaux choisis pour recueillir les données nécessaires aux études entreprises. Sont plus particulièrement développées les techniques d'analyse du mouvement ainsi que la technique de l'électromyographie de surface (EMG).

Le troisième, le quatrième et le cinquième chapitre correspondent aux études menées en fonction des différents paradigmes testés pour étudier le contrôle de la motricité. Ainsi le troisième chapitre analyse les différences entre les novices et les experts. Le but de ce chapitre est de mettre en évidence les différences de contrôle musculaire entre ces deux groupes lors de la réalisation d'un saut réduit, réalisable par des novices, correspondant à un éducatif de saut à la perche. Le quatrième chapitre met en évidence des caractéristiques de performance à la fois cinématiques et électromyographiques lors de la réalisation d'un saut en environnement proche de la réalité de la pratique, réalisé au « centre of sciences in sport and exercices » de l'université de Greenwich. Le cinquième chapitre aborde l'hypothèse du transfert de contrôle entre les impulsions d'activités très proches, le saut à la perche, le saut en longueur et le franchissement de haies. Il s'agit de montrer que si l'être humain effectue une impulsion, il le fait de la même façon quelque soit la configuration en réinvestissant certaines compétences acquises. Pour conclure, le sixième chapitre permet de développer les conclusions des études menées ainsi que des perspectives pour la poursuite du travail entrepris.

Chapitre 1 : Etat de l'art du contrôle du
mouvement et son application au saut à la
perche

1. Le mouvement humain

Ce premier chapitre est divisé en deux parties. La première partie a pour but de présenter tout d'abord le mouvement de façon générale afin d'exposer le phénomène que nous allons étudier, nous verrons ensuite succinctement les théories qui régissent le champ du contrôle moteur notamment le fonctionnement du contrôle du mouvement au travers des structures neuro-anatomiques mise en jeu lors de la réalisation motrice. La seconde partie de ce chapitre est consacrée à l'activité physique choisie : le saut à la perche et son impulsion nécessaire à sa réalisation et à son utilisation comme objet d'étude permettant d'investir le questionnement du contrôle moteur.

Les différents champs d'investigations du système nerveux central, regroupés sous le terme générique de neurosciences sont nécessaires pour mener à bien une étude, une analyse, pour formaliser et améliorer la compréhension du comportement humain dans toute sa complexité (Kelso & Engstrom, 2006)

1.1. Les différents types de mouvements

Les différents types de mouvements sont organisés à l'instar des structures du système nerveux central. Plus la charge attentionnelle nécessaire, de la part du sujet, à la réalisation du mouvement, est importante, plus le nombre de structures centrales nerveuses impliquées dans la gestion du mouvement, sera élevé. En effet, il existe des mouvements passifs ou réflexes en réponse essentiellement à des contraintes externes (nécessitant un petit nombre de structures nerveuses) et des mouvements actifs ou volontaires dont l'origine se situe au niveau conscient de l'individu (nécessitant l'ensemble du système nerveux central pour sa production).

Cependant, même si le mouvement est d'origine volontaire, sa réalisation ne peut s'affranchir d'utiliser, en complément, d'autres types de mouvements comme par exemple les mouvements réflexes ou automatiques.

1.1.1. Les mouvements réflexes

L'initiation des mouvements réflexes est externe en réponse à un stimulus. Ces mouvements sont dit passifs ou involontaires et ne concernent que la partie la plus basse du système nerveux central : la moelle épinière. Il s'agit d'une réaction motrice persistante, une réponse toujours identique, stéréotypée. Cependant les réflexes sont modulables, plastiques (peuvent être désappris et réappris) mais sont difficiles à inhiber. Ils sont néanmoins sous la dépendance de commandes centrales qui vont contrôler à la fois le mouvement mais aussi par exemple, le maintien de posture grâce à la modulation des réflexes. (Didier, 2005)

Les deux principaux réflexes de stabilisation nécessaires à l'accomplissement d'un mouvement volontaire sont : tout d'abord le réflexe d'étirement, qui régule la longueur et la vitesse d'allongement des muscles (par l'intermédiaire des fuseaux neuromusculaires) et également le réflexe tendineux qui régule la force musculaire (par l'intermédiaire des organes tendineux de Golgi). Ces réflexes sont coordonnés à la motricité volontaire pour éviter qu'ils ne perturbent ou ne s'opposent au mouvement.

1.1.2. Les mouvements rythmiques ou automatiques

Les mouvements rythmiques ou automatiques sont aussi des mouvements qui résultent d'activités nerveuses stéréotypées pouvant être périodiques. Ces mouvements sont modifiables et peuvent être modulés par des boucles sensorielles locales, dues notamment à l'étirement des muscles ou encore aux variations de pressions plantaires. La marche comme la respiration sont des activités automatiques (Massion, 1997) ou automatisées et ont un rythme qui est généré dans le tronc cérébral ou la moelle épinière (Molinari 2008), mais peuvent être déclenchées ou modulées par le SNC (Defebvre & Kemoun, 2001), en réponse à des

modifications de l'environnement. Le mouvement tel que la marche serait le résultat des interactions entre les structures nerveuses centrales, les structures périphériques et l'environnement. Ainsi, des stimulations périphériques permettent d'initier la locomotion, chez l'animal spinal. Néanmoins ce type de locomotion n'est pas contrôlé, les informations relatives à l'environnement ne sont pas prises en compte (ainsi un animal spinal ne pourra éviter les obstacles). C'est une des principales différences avec le mouvement volontaire.

1.1.3. Les mouvements volontaires

Les mouvements volontaires sont des mouvements non stéréotypés qui sont donc intentionnels comme la plupart des mouvements sportifs. Ils impliquent une planification de l'action. (Bioulac *et al.*, 2005). Pour ces mouvements pouvant être complexes, la commande des activités motrices trouve son origine au sein du système nerveux central. Le système nerveux déclenche la contraction et le relâchement des muscles qui à leur tour déclenchent des mouvements, pour la plupart observables (Paillard, 1982).

Suite aux différentes études de traitement de l'information, le temps de latence pour le déclenchement d'un mouvement volontaire s'élève aux alentours de 120-180 ms. Du fait des connaissances actuelles sur la durée de transmissions et traitements des informations sensorielles proprioceptives et extéroceptives (supérieure à 110ms), les mouvements rapides doivent être planifiés en avance (Marin & Danion, 2005).

Ces mouvements peuvent être divisés en trois catégories (Massion, 1997).

- La première catégorie de mouvements, appelée impulsionnelle ou balistique, concerne les mouvements rapides pour lesquels le message central de la commande contient l'ensemble des paramètres d'exécution. Il n'y a pas de rétrocontrôle périphérique, les informations sensorielles (feedbacks) n'ayant pas le temps de réguler le mouvement.
- La seconde catégorie de mouvement concerne les mouvements rapides avec freinage. Elle associe deux composantes : une première partie rapide, balistique comme le déplacement de la main vers une cible ; une seconde partie, plus lente, avec freinage et ajustement terminal où interviennent les afférences sensorielles. (vision et proprioception). Il y a donc existence d'un rétrocontrôle périphérique pour

l'ajustement terminal par intégration et traitement des informations sensorielles à partir d'environ 200 ms.

- La troisième catégorie de mouvement volontaire concerne les mouvements guidés par les afférences sensorielles. C'est un mouvement relativement lent ou de poursuite. Il implique une interaction entre le corps et son environnement.

Ces mouvements intentionnels peuvent devenir automatiques lorsque le geste est appris et qu'il nécessite des ressources attentionnelles moindres. Néanmoins, ces mouvements nécessitent, avant de devenir automatique, la mise en place d'un contrôle central afin de permettre leur développement et leur production. Les théories du contrôle moteur tentent d'expliquer comment l'être humain s'organise pour se mouvoir.

1.2. Approche théorique du contrôle moteur

1.2.1. Historique

Une des premières tentatives de compréhension du contrôle de la motricité provient des comportementalistes (« behavioristes »), qui expliquent le mouvement par un système de stimulus-réponse. En 1903, pour Pavlov, un stimulus efficace peut provoquer une réponse efficace et acquiert secondairement le pouvoir de déclencher une réaction. Ces approches réflexologiques de Thorndike dès 1898 et Skinner en 1938 ont fait du système nerveux une machine à réagir à des stimulations externes. Les opérations se déroulant dans une « boîte noire » à laquelle on ne peut accéder. La limite de cette théorie réside dans la simplification à l'extrême : il n'y a pas de connaissance sur les processus mentaux et la notion de conscience est écartée. Tolman (1932) propose une théorie s'opposant au refus de la prise en compte des processus mentaux par les behavioristes. Sa théorie fait appel à de nombreux concepts cognitifs comme connaissances, pensée, planification, inférence. L'environnement serait organisé dans le cerveau en cartes cognitives ou cartes mentales. L'information captée, qui est

une trace du stimulus, subit un traitement symbolique et se stocke en mémoire. Cette théorie repose sur les travaux de Fritsch et Hitzig (1870) qui stimulent électriquement certaines parties du cortex cérébral d'un animal. Selon la région stimulée, ils observent la contraction de parties différentes du corps. Chaque partie du corps est associée à une région précise du cortex moteur qui en contrôle le mouvement. Cette organisation somatotopique est représentée par l'homonculus du cortex moteur (figure1). L'homonculus est donc une carte motrice mettant en évidence des mouvements par stimulation.

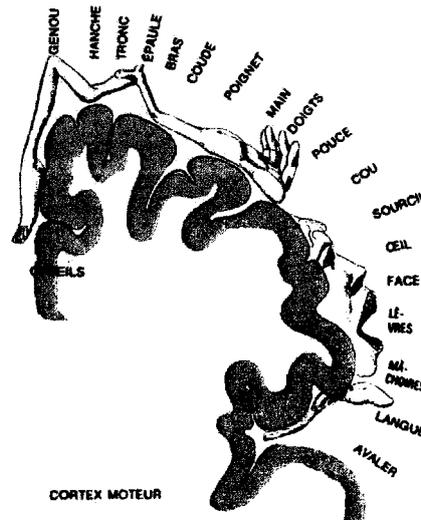


Figure 1 : Homonculus du cortex moteur

A la base des théories actuelles, Woodworth (1899), précurseur de l'étude du contrôle moteur, étudie le système moteur du bras. Il utilise un seul segment pour simplifier l'analyse du mouvement. Son modèle prédit qu'une première partie du mouvement serait l'unique résultat des commandes motrices initiales, et que la seconde partie consiste à guider la main grâce à la vision. Ainsi, on peut distinguer deux processus : les mécanismes réactifs et les mécanismes prédictifs. Le mode de contrôle réactif consiste à réagir aux modifications du monde extérieur ou du système musculo-squelettique. Ce mode indique que le système ne pourra réagir qu'après avoir été informé. Pour pallier à ce problème, le système dispose d'un deuxième mode de contrôle, qualifié de proactif, qui permet de déclencher une commande motrice avant que les modifications dues aux informations n'aient eues lieu.

1.2.2. La théorie cognitive

Le contrôle moteur du point de vue de la théorie cognitive provient en partie de la psychologie expérimentale et des neurosciences. Cette théorie s'appuie sur les structures présentes dans le corps humain et leur fonctionnement étudiés et démontrés tels que nous les connaissons actuellement. Le concept de représentation mentale, élaboré par la psychologie cognitive dès le milieu du 20^{ème} siècle, met en évidence un traitement de l'information influençant les réponses motrice et expliquant les opérations mentales (Cuisinier, 2006).

Keele et Posner (1968) ont proposé la notion de programme moteur (étymologiquement un mouvement qui est écrit avant) qui permet au mouvement d'être réalisé sans retro action, ainsi le modèle devient uniquement proactif. Ce type de contrôle est appelée « feedforward » en opposition a la notion de « feedback ».

Adams (1971) établit un premier modèle de boucle fermée où il intègre les afférences sensorielles. Son modèle fait appel à la notion de trace perceptive et de trace mnésique. La trace perceptive est une image représentative du mouvement. La trace mnésique est une modification des tissus nerveux constituant la mémoire du passé. Cette trace mnésique peut s'affaiblir ou être renforcée par la répétition. Elle peut réunir les sensations provenant des afférences et les résultats de l'action. Elle est laissée dans la mémoire stable et peut être modifiée par la trace perceptive (sensation du mouvement), au fur et à mesure des réalisations motrices.

Allen et Tsukahara (1974), tentent de décrire les opérations mentales qui précèdent l'exécution d'un mouvement volontaire. Leur modèle intègre les structures corticales comme les cortex associatifs, les noyaux gris et le cervelet. Ces structures interconnectées projettent sur le cortex moteur qui, lui, permet l'exécution de l'action.

Ainsi, ils montrent qu'avant le mouvement, le système nerveux central met en place une série d'action : une phase de planification, une phase de programmation et une phase d'exécution dont le traitement s'effectue, par l'intermédiaire de la moelle épinière, par les muscles responsables du mouvement. Cette phase d'exécution est ensuite évaluée par le comparateur (le cervelet) qui peut corriger le mouvement au regard de la programmation.

Schmidt développe en 1988 la théorie des schémas où il met en avant les structures centrales. Il explique qu'un programme moteur est une connaissance interne qui préexiste au mouvement. «C'est l'agent qui détermine les muscles à se contracter, ainsi que l'ordre et la durée de leur contraction » (Schmidt, 1993). Le programme moteur commande la production d'un mouvement et son pilotage. Toutes les caractéristiques des mouvements seraient programmées au niveau central (vitesse, amplitude de contraction, force, direction de chaque segment).

Schmidt (1993) postule l'existence d'un PMG (programme moteur généralisé) défini comme un programme moteur pour une certaine classe d'action qui a des caractéristiques invariantes comme la durée. Ces classes d'action disposent de paramètres modulables (comme par exemple le séquençage temporel et le niveau d'activation des muscles) pour rendre le mouvement plus adapté. Les valeurs de ces paramètres sont fixées en place par un schéma de rappel sous la forme d'un ensemble de règles qui relie les paramètres d'un mouvement aux caractéristiques de l'environnement dans lequel il se déroule. Il sert à générer les caractéristiques du mouvement à venir. Ce schéma de rappel intègre les conditions initiales (l'environnement) et l'expérience précédente stockées en mémoire. Le schéma de rappel permet l'évocation et le déclenchement du mouvement. Cette trace mnésique se développe et s'enrichit avec les expériences de l'individu. Le schéma de reconnaissance quand à lui permet l'identification, le contrôle et éventuellement la correction du mouvement grâce aux feedback extéroceptifs et proprioceptifs. Cette trace perceptive intervient pour les mouvements suffisamment longs (>200 ms) dit en boucle fermée.

Le programme moteur généralisé fait appel aux schémas de rappel et de reconnaissance pour ensuite paramétrer la force la durée et les groupes musculaires pour l'exécution de l'action (Meulenbroek et Van Galen 1988).

En 1991, Viviani et Schneider expliquent le principe d'isochronie, selon lequel le programme moteur contiendrait des invariants temporels. Lors de l'écriture par exemple de la même lettre à des tailles différentes, l'écriture d'une lettre plus grande s'effectue par une programmation à une plus grande vitesse et non pas par une plus longue durée. Il existerait également des invariants spatiaux (Wright et Lickorish 1988). Une même lettre peut également être écrite par différentes parties du corps, avec la main gauche avec la bouche, avec le pied... Cette

notion d'équivalence motrice peut appuyer la notion de programme moteur généralisé que l'on peut paramétrer en fonction de l'effecteur. L'équivalence motrice met en évidence que le programme moteur est suffisamment abstrait pour être paramétré différemment selon le contexte d'exécution (Serratrice & Habib, 1993).

L'étude cinématique des différentes phases du cycle locomoteur montre que les augmentations d'allure, si elles entraînent des diminutions notables des durées d'appui et surtout d'oscillation en valeur absolue, n'altèrent pas cependant la durée relative de chacune de ces phases, leurs proportions dans le cycle restant invariantes (Shapiro et al, 1981). Ces invariants peuvent être considérés comme les bases d'un programme moteur paramétrable. Les réalisations motrices des chapitres suivants feront l'objet d'enregistrements électromyographiques et donc de la recherche de la présence d'invariants dans ces enregistrements des patterns musculaires.

L'action serait donc la conséquence d'opérations cognitives effectuées dans le SNC. Le sujet stocke en mémoire, manipule et utilise des « connaissances » pour agir. Il en découle qu'un expert, dans une réalisation motrice, a plus de « connaissances », de meilleurs « programmes » mieux paramétrés et plus stables que le débutant.

Si les théories cognitives trouvent un substrat biologique pour leur mise en œuvre, elles nécessitent cependant, un espace de stockage important pour la mise en mémoire de l'ensemble des programmes devant couvrir les mouvements qu'un individu est susceptible de réaliser. Cette notion est à l'origine de l'émergence des théories bio-logiques.

1.2.3. Les théories bio-logiques:

Les courants bio-logiques émergent à la suite du courant cognitiviste pour redonner au corps sa dimension biologique et se détacher des systèmes cybernétiques n'expliquant pas le stockage des informations ou n'étant pas satisfaisant pour les tâches perceptivo-décisionnelles (habileté qui nécessite une prise de décision en fonction de l'environnement).

1.2.3.1.

Courant écologique

JJ Gibson (1966,1979) étudie la perception directe. Cette théorie est fondée sur deux concepts principaux : le champ optique ambiant (environnement perçu par la vision) et les affordances c'est-à-dire les informations disponibles dans l'environnement provoquant une possibilité d'action. L'accent est mis sur l'interaction entre la perception de l'individu et le mouvement qu'il produit dans l'environnement. Cette interaction crée un système qui est « formé solidairement par l'organisme et l'environnement avec lequel il s'est constitué interactivement au cours de l'évolution » (Guiard, 1993).

Ce processus adaptatif proviendrait de la perception directe de l'environnement à partir de laquelle le sujet va construire des référentiels et internaliser des modèles physiques. La perception directe serait pour la théorie écologique la possibilité de s'adapter à la réalité sans apprentissage préalable.

Ces théories expliquent relativement bien les habiletés « réactives » et les tâches perceptivo-motrices où tâche de réaction à une information environnementale. (Paillard, 1991).

1.2.3.2.

L'approche dynamique des coordinations perceptivo-motrices

Cette approche est issue de certaines pensées du courant écologique et tente d'expliquer le mouvement par des coordinations émergentes. La perspective dynamique se fonde sur la capacité d'auto-organisation qui permet de créer un mouvement sans recours à un contrôle préprogrammé. L'auto-organisation amène le système vers un état stable atteint spontanément par émergence. Ces états stables ou attracteurs sont des états moins coûteux en énergie pour le système, le corps humain étant régi par un principe d'économie. Il apparaît que ce mode de contrôle est le plus efficace pour permettre l'interaction entre tous les éléments constituant le système acteur environnement. Cette approche est une transposition de la théorie de Haken (1985) à l'étude du comportement formalisant la théorie de l'auto-organisation ou de la synergie. Pour cette théorie dynamique du contrôle moteur, une synergie est un assemblage de muscles, d'articulations et de forces contribuant à la réalisation d'une action (Rigal, 2005). Ces synergies permettent d'effectuer des mouvements qui ne sont pas

gouvernés par des programmes mais qui émergeraient à un instant t en fonction des contraintes inhérentes (internes) du système de coordination lui-même (contraintes articulaires, squelettiques, musculaires, nerveuses, affectives, cognitives), et des contraintes externes que celui-ci subit de l'extérieur (force, résistance des fluides, des matériaux, consignes, aménagement du milieu).

Selon Temprado *et al.*, 1997, il y a coexistence de coordinations stables sous différents régimes de contraintes. L'apparition et la disparition des modes de coordination sont considérées comme des phénomènes émergents qui résultent de la dissipation nécessaire de l'énergie et des mécanismes d'auto-organisation qui se déroulent au sein du système à coordonner.

1.2.3.3.

La perspective de Bernstein

La mise en évidence de la redondance du corps humain implique une multitude de degrés de liberté à gérer pour la programmation. Le contrôle peut être effectué de deux manières : soit il y a seulement un déplacement planifié de l'effecteur ou alors, le mouvement de toutes les articulations doit avoir été planifié.

Bernstein (1967) introduit une relation entre les effecteurs et les afférences. L'action motrice provoque un changement de l'environnement. Ce changement peut être une modification de notre configuration corporelle par rapport à l'environnement, et/ou par rapport au corps lui-même. Selon Bernstein (1967), c'est la formation et la représentation de ce « problème moteur » qui est à la base de la programmation des actions motrices, de leur réalisation et de leur correction par l'intermédiaire de rétroactions. La réalisation d'une nouvelle coordination motrice complexe se caractérise par l'émergence de nouvelles structures de coordinations stables, résultant du relâchement progressif des degrés de liberté du système d'action à coordonner.

Bernstein (1967) explique qu'il doit exister des structures de coordination, qui permettraient de rendre le système contrôlable. Paradoxalement, les chercheurs qui défendent les conceptions de Bernstein (1967), ont eux même des conceptions différentes (plutôt cognitiviste ou plutôt dynamiste) du contrôle moteur. En effet, la notion de synergies peut être

appliquée à des structures anatomiquement "câblées" ou entre muscles, ou à des structures de coordination émergeant d'interactions dans un système dynamique.

Les théories décrites précédemment permettent une approche systémique du corps humain en expliquant de façon globale les lois qui semblent permettre le contrôle de notre corps lors des mouvements. A un niveau structurel, les mouvements de l'individu s'effectuent grâce aux muscles mettant en mouvement notre squelette au travers des commandes et des modulations du système nerveux central sur une base de neuro-anatomie fonctionnelle.

1.3. Neuro-anatomie fonctionnelle du mouvement

La réalisation d'un mouvement intentionnel est le résultat d'étapes élaborées dans les différentes structures nerveuses décrites dans cette partie. Ces structures sont organisées en différents niveaux. (Figure 2), chacune ayant une importance dans les étapes de la production du mouvement par les muscles. La planification du mouvement s'articule essentiellement sur les noyaux de la base avec une boucle vers les aires motrices supplémentaire et le putamen et une boucle associant les structures préfrontales. La programmation est essentiellement constituée de la voie cervelet-cortex pré moteur. Les commandes élaborées s'expriment alors au niveau spinal en passant par le tronc cérébral et sous assistance du cervelet intermédiaire.

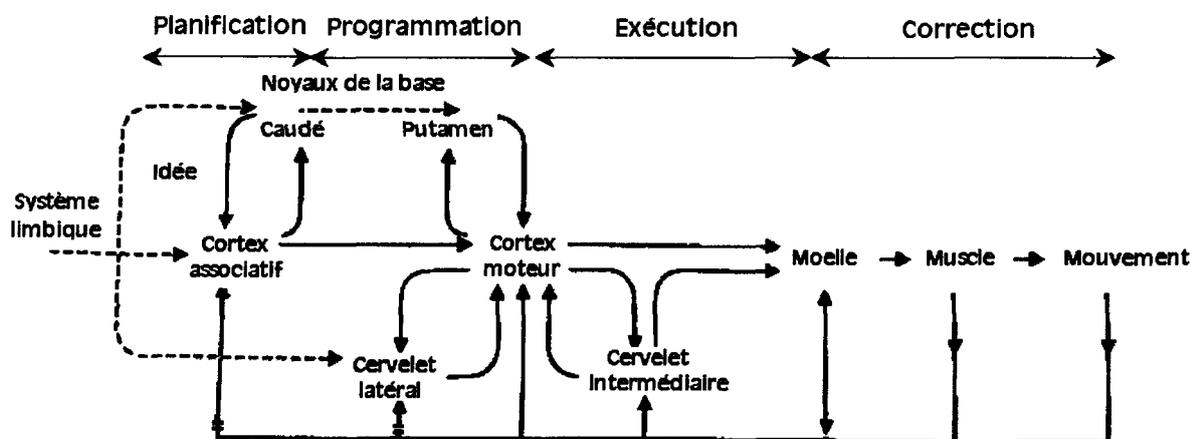


Figure 2: Organisation des structures nerveuses de Paillard (1982) adapté d'Allen et Tsukahara (1974).

1.3.1. Rappel anatomique du système nerveux central

Les fonctions motrices sont assurées par des ensembles structurés. Les principales structures nécessaires à la motricité sont détaillées dans cette partie pour indiquer leur rôle dans la production d'un geste. Grâce aux techniques d'imagerie comme l'IRMf il a été possible de mettre en évidence le rôle des différentes parties du système nerveux, par exemple de démontrer l'implication des ganglions de la base et du lobe frontal dans le traitement du temps. Pouthas et Macar (2005), et Fall, (2007), ont approfondi le rôle de certaines aires comme la dissociation fonctionnelle de l'aire motrice supplémentaire, partie du télencéphale.

1.3.1.1. *Le télencéphale*

Le Télencéphale est composé majoritairement du cortex cérébral, lui-même décomposé en plusieurs zones dont certaines sont essentiellement dédiées à la motricité et son contrôle. (Figure 3). Le mot cortex désigne les couches de neurone dans le cerveau.

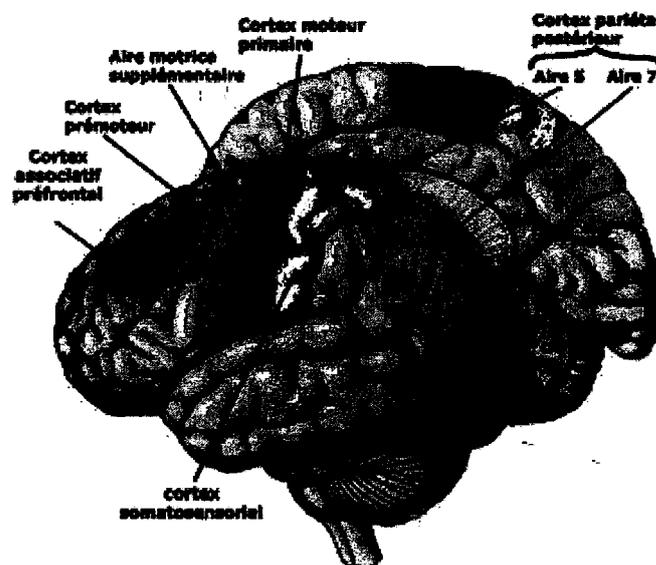


Figure 3: Découpage du cerveau en cortex

Parmi les zones dédiées à la motricité, on trouve le cortex moteur, constitué du cortex moteur primaire ou aire 4 de Broadmann, du cortex pré-moteur et de l'aire motrice supplémentaire ou aire 6. L'aire 4 et l'aire 6 sont activées lors de la production d'un mouvement. Si l'aire 6 a une fonction planificatrice, on attribue à l'aire 4 une fonction programmatrice.

Si, pour la réalisation effective d'un mouvement, les aires 4 et 6 sont activées, leur modulation se fait grâce aux aires sensorielles, intégrant les cortex sensori-moteurs, les cortex auditif, visuel, olfactif... Le rôle de ces cortex est de recueillir les informations et de leur donner un sens. La liaison qui doit prévaloir entre la motricité et la prise d'information sur l'environnement est assurée par les aires associatives. Il s'agit des cortex pariétal, préfrontal et temporal. Le cortex pariétal permet d'évaluer le contexte, comme le cortex pré-moteur, et de produire les modèles internes du mouvement (Stein 1991). Le rôle du cortex pariétal est donc de construire l'espace corporel et de positionner le corps dans l'environnement, (Sirigu *et al.* 1999; Wolpert *et al.* 1998) par son rôle des transformations visuo-motrices (Jouffray 2000). Ce cortex jouerait également un rôle dans la notion des équivalences motrices (PMG) des théories cognitives (Wing 2000). Le cortex préfrontal est impliqué dans la mémoire à court terme, la pensée, le jugement et l'initiation d'un mouvement. Sa fonction principale est de planifier et d'organiser les mouvements, en prévoyant leurs conséquences. (Dufossé *et al.* 1982), en intégrant les afférences sensorielles endogènes et exogènes.

Le cortex temporal permet la reconnaissance des formes, la classification des objets ou des événements. Le cortex temporal intervient dans la mémoire à long terme. Une lésion de ce cortex empêche la reconnaissance d'objet ou de leur fonction, ou une incapacité à dessiner de mémoire (Agnosie).

Le cortex est un élément central de la planification et programmation motrice. Il est aidé dans son rôle par le cervelet.

1.3.1.2.

Le cervelet

Le cervelet situé sous le cortex à la base arrière de la tête, reçoit des afférences du cortex somato-sensoriel, du cortex visuel, des afférences musculaires et de la peau. Le cervelet distingue les sensations provenant d'actions du sujet de celles qui proviennent de l'extérieur. Il a également des voies efférentes, relayées par les noyaux cérébelleux et le noyau vestibulaire, permettant au cervelet d'avoir une action sur le cortex moteur et la moelle épinière.

Son rôle est essentiel pour la motricité volontaire, il jouerait un rôle dans l'apprentissage par l'intermédiaire de son rôle de comparateur entre mouvement planifié et mouvement réel (Martin, 2005), il serait également un coordinateur des mouvements complexes.

Le cervelet permet aussi l'estimation du temps. Une atteinte a pour conséquence des erreurs sur les calculs de vitesse de déplacements des objets au moyen de la vision. Il en résulte des mauvaises coordinations motrices (Bioulac *et al.*, 2005). Il est également établi que les lésions du cervelet entraînent une incapacité à effectuer des mouvements précis ou rapides (ataxie) et une incapacité à s'adapter à une nouvelle situation motrice (Brooks *et al.* 1973). Il participe à l'initiation du mouvement. Ce dernier rôle est cependant davantage dévolu aux ganglions de la base.

1.3.1.3.

Les ganglions de la base

Les ganglions de la base sont situés sous le cortex cérébral et sont constitués de 5 noyaux : le globus pallidus, le noyau caudé, le putamen, le noyau sub-thalamique et le locus niger ou substance noire. Ces noyaux font partie intégrante de la fonction motrice. De part leurs connexions avec les aires pariétales et préfrontales on leur attribue un rôle cognitif en plus du rôle moteur préalablement démontré (Marsden 1980, Hallett 1990). Cette structure permet d'une part d'établir le plan d'action (Marsden 1982), et d'autre part à changer de plan. (Marsden 1984). L'akinésie rencontrée dans la maladie de Parkinson résulterait de cette incapacité de changement. Selon Ito (1986) les noyaux de la base assurent la stabilisation et le cervelet assure la dynamique du mouvement. La dégénérescence de ces noyaux a pour conséquence des troubles moteurs comme une perte de mouvement (maladie de Parkinson) ou à l'inverse un excès des mouvements (chorée de Huntington).

Ces noyaux sont responsables de l'initiation et de la régulation du mouvement (Williams *et al.*, 2002). Ils interviennent dans la détermination de l'amplitude du mouvement (Desmurget *et al.*, 2003). De façon très schématique, les ganglions de la base permettraient, en supprimant les mouvements involontaires, d'obtenir un mouvement précis, non parasité, harmonieux (Marin et Danion, 2005).

1.3.2.

La réalisation motrice

Paillard (1990) évoque l'existence de deux boucles différentes, une boucle réactive ou système réactif, constituée par le système latéral et une boucle prédictive, ou système

prédictif, constituée par le système médian. Il rejoint en cela la position de Goldberg (1985) qui a développé l'idée de deux systèmes complémentaires un système médian incluant les noyaux gris centraux et un système latéral comprenant le cervelet. Müller *et al.* (2007), démontre eux aussi l'existence de deux voies d'accès à l'action, l'une impliquant l'aire pré motrice qui gère les actions en réponse aux sollicitations de l'environnement, l'autre impliquant l'aire motrice supplémentaire qui contrôle les actions volontaires censées manipuler l'environnement. Le système moteur volontaire, au travers du système prédictif, semble donc utiliser une « bibliothèque d'effets-actions » tandis que le fonctionnement du système réactif serait fondé sur des « règles stimulus-réponse ». En effet, les résultats de Waszak *et al.* (2005) suggèrent l'existence de « deux voies d'accès à l'action » ayant la même terminaison, selon un mouvement censé manipuler l'environnement et un mouvement en réponse à un stimulus extérieur. Ces études mettent en évidence que les activités perceptivo-décisionnelles et les activités où l'environnement est stable n'ont pas les mêmes voies de programmation motrice. Ces deux types de configuration environnementale induisent donc des processus cognitifs différents.

Pour ce qui est des activités perceptivo-décisionnelles, l'environnement instable qualifie un environnement où les actions sont soumises aux interactions avec des adversaires, ou un environnement changeant comme en pleine nature. L'environnement peut donc difficilement être maîtrisé. C'est pourquoi, selon Knapp (1963) il serait plus simple de s'appuyer sur une habileté fermée pour laquelle l'environnement est stable et maîtrisé, comme on en rencontre certaines dans les activités athlétiques, pour l'étude du contrôle de la motricité préprogrammée. En effet, dans ce second type d'activité, le projet du sportif ne peut être dépendant de l'action de l'adversaire. Son efficacité va dépendre de la possibilité de préparer le mouvement avant son exécution (Collet, 2002). La mise en mémoire de programmes moteurs dans le cadre d'action en environnement stable, permettrait donc de préparer l'action à l'avance. Cette planification des mouvements à réaliser pour produire la performance dépend de la qualité du programme moteur dans son ensemble ou encore de parties de programmes disponibles, construits au travers de l'expérience acquise par le sujet. Ces expériences acquises au travers de différentes activités motrices antérieures peuvent être réinvesties pour la production d'une activité proche, nouvelle. Si les théories du contrôle de la

motricité mettent en évidence cette notion de transfert intra-tâche consistant à effectuer une tâche avec différents paramètres d'exécution pour consolider et paramétrer les programmes moteurs, on peut émettre l'hypothèse d'un transfert inter-activités qui consisterait à utiliser ce qui est stocké en mémoire dans la programmation motrice d'un geste pour la réalisation d'un nouveau geste faisant appel à des portions communes d'exécution. Cette hypothèse résulte de l'existence reconnue de bibliothèque d'effets-actions, ou encore de registre de routine motrice. Le développement d'habiletés particulières pourrait donc permettre de faciliter la réalisation de geste proche. Ainsi, l'impulsion en saut à la perche, en tant qu'habileté fermée, doit être préparée à l'avance par un ou des programmes moteurs spécifiques. Le geste d'impulsion particulièrement rapide pourrait être transférable aux activités proches comme les autres sauts athlétiques.

2. Le saut à la perche

2.1. Définition et historique

Le saut à la perche est un des quatre sauts en athlétisme avec le saut en longueur, le triple saut et le saut en hauteur, il est également le troisième saut par ordre d'apparition au décathlon. Le but de cette activité est de franchir une barre la plus haute possible à l'aide d'une perche.

Le saut à la perche a commencé à être pratiqué à la fin du XIX^{ème} siècle avec des perches en bois mesurant environ 3m. En 1904, la nécessité d'augmenter le levier, c'est-à-dire le positionnement de la main supérieure sur la perche, tout en gardant la solidité et la légèreté fit que les étudiants de Yale ont utilisé un autre matériau : le bambou. Norman Dole battit alors le record du monde en franchissant 3m68. Cependant l'obtention d'une bonne perche était rendue difficile d'une part par la recherche du bon matériau et d'autre part sa résistance dans

le temps. La perche en métal fait son apparition et le record du monde est alors détenu par Don Bragg avec un saut à 4m80. En 1961, les américains inventent la perche en fibres de verre. Ce matériau a permis de redonner de la flexibilité à la perche et d'augmenter le levier, augmentant alors l'amplitude du mouvement. Le record atteint alors 5m81 en 1981. Dans les vingt années suivantes le « tsar de la perche » Serguei Bubka amènera ce record à 6m15 en salle et 6m14 en plein air. Il détient toujours ce record du monde depuis 1994.

A ce jour Sergei Bubka est l'athlète qui a réussi à utiliser la perche la plus longue et la plus rigide. Actuellement les records n'évoluent plus malgré l'apparition de perches carbonées plus légères, permettant d'accélérer la course et d'emmagasiner plus d'énergie dans la perche.

L'émergence du saut à la perche féminin redonne de l'intérêt à cette discipline. Son évolution a été fulgurante, apparition officielle en 1995 en France puis inscription de l'épreuve aux JO de Sydney en 2000 et record du monde au dessus des 5m en 2006 par Yelena Isinbayeva.

L'historique de cette activité montre surtout une évolution des matériaux constituant la perche afin d'obtenir « un temps de perche ». Ce temps de perche représente le temps pendant lequel se produisent des échanges d'énergie entre la perche et le sauteur. Ainsi l'évolution du matériel a permis d'augmenter les performances par un meilleur stockage et une meilleure restitution de l'énergie. Ce phénomène s'effectue en interaction avec la réalisation motrice du perchiste au travers de techniques adéquates.

2.2. Les différentes phases du saut

Le saut à la perche peut être divisé en plusieurs phases. Selon Houvion, (1992) la première est la phase d'approche qui implique une course d'élan à une allure optimale en portant sa perche pour ensuite l'abaisser progressivement (le présenté) pour entamer la seconde phase incluant le piqué (contact entre la perche et le buttoir) et l'impulsion. C'est l'enchaînement « course-présenté-impulsion » qui détermine la réussite du saut. (Figure 4)

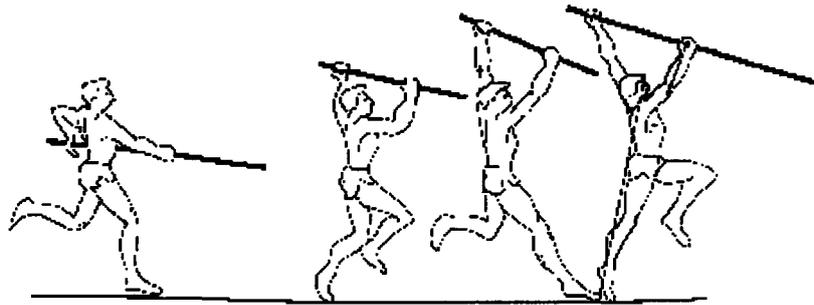


Figure 4 : Liaison course d'élan impulsion d'après Houvion, 1992:

Les athlètes travaillent à transmettre l'énergie cinétique acquise pendant la phase d'approche en énergie potentielle stockée dans la perche, tout en essayant d'augmenter la hauteur verticale initiale du CoG (Linthorne, 2000, Shade *et al*, 2004).

La phase qui suit immédiatement le décolllement du pied d'impulsion est appelée pénétration dans la perche. Cette phase permet de poursuivre le stockage de l'énergie potentielle après que le pied a décollé du sol. La phase du balancé-groupé fait suite à la phase de pénétration. Pendant le groupé, le perchiste ramène sa jambe d'impulsion entre ses bras. Puis le perchiste se renverse pour permettre d'adopter une posture adéquate pour utiliser l'énergie emmagasinée dans la perche qui est relâchée et qui permet la propulsion du perchiste. (Figure 5 et Figure 6)

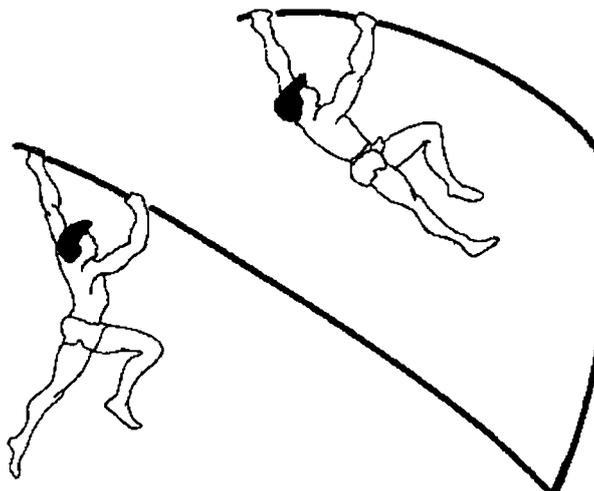


Figure 5: Le balancé-groupé d'après Houvion, 1992

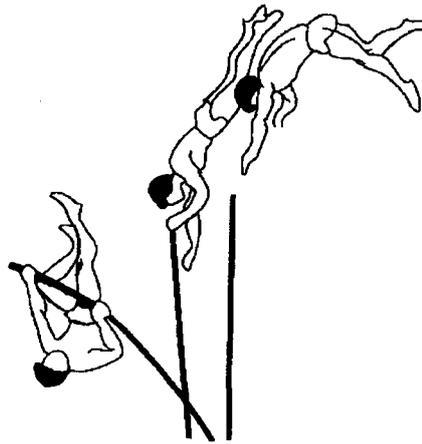


Figure 6 : Renversé retournement et passage de la barre, d'après Houvion, 1992

2.3. Etat des connaissances sur le saut à la perche

Le saut à la perche est à notre connaissance relativement peu étudié, les articles publiés l'ont d'abord été dans le champ de la biomécanique. Les principales études se concentrent sur les transferts d'énergie entre le perchiste et la perche. Hubbard & Barlow (1981). Mc Ginnis (1983) développe un modèle en 2D du torseur appliqué sur la perche par la main supérieure du perchiste. Ekevad & Lundberg, (1995) ont effectué une simulation du saut à la perche « intelligent » pour améliorer les propriétés de la perche, optimiser la technique de l'athlète et déterminer l'importance de sa force pendant le saut. Morlier & Cid (1996), Ekevad, et Lundberg, (1997) déterminent l'influence de la longueur et de la dureté (flexibilité) de la perche sur la conversion d'énergie dans la perche. Linthorne (2000) a étudié l'avantage d'une perche souple et l'énergie perdue lors de l'impulsion au saut à la perche. Il met également en évidence que la performance est avantagée par le fait que la perche souple permet de perdre moins d'énergie pendant le piqué et un angle d'impulsion plus réduit. Arampatzis *et al.* (2004) examinent les interactions entre le perchiste et la perche pour déterminer des critères de performance pendant les interactions avec la perche, Schade *et al.*, (2004) comparent les hommes et les femmes pendant les jeux olympiques de Sydney et mettent en évidence que la technique féminine n'est pas l'exacte projection de la technique masculine dans les interactions avec la perche. En 2006, Shade *et al* étudient la reproductibilité des paramètres

d'énergie dans la perche et prennent en compte les actions exercées sur la perche. Les actions du perchiste sont prises en compte par les études de Morlier *et al.* (1996, 2006). Mesnard *et al.* (2007). intègrent les données cinématiques 3D de l'athlète mais également les actions mesurées au bout de la perche dans le butoir et sur la piste pendant le dernier pas avant l'impulsion. Ils construisent ainsi un modèle permettant de connaître les efforts développés par le perchiste sur la perche, et ils mettent en évidence que le moment appliqué est un facteur de performance. La majorité de ces approches sont des études par construction d'un modèle de performance et simulations informatiques. Cependant peu d'études expérimentales ont été effectuées. La recherche sur ce sujet vise à améliorer la technique du perchiste en identifiant les critères de performance et en décrivant les forces exercées par le perchiste sur la perche aussi bien que celle engendrés par la perche elle-même. Morlier & Cid (1996) indique qu'il faut essayer d'étudier la phase d'impulsion plus précisément. En fait, cette phase est un des paramètres principaux pour le succès du saut à la perche. L'énergie potentielle stockée dans la perche, combiné avec les efforts musculaires des membres inférieurs permet de propulser le perchiste le plus haut possible. Par conséquent, cette phase d'impulsion essentielle doit être contrôlée pour permettre le meilleur échange d'énergie (Morlier & Cid, 1996, Linthorne, 2000).

2.4. Définition de l'impulsion

L'impulsion est définie usuellement comme la force qui provoque le mouvement du corps. C'est Marey (1873) qui a introduit ce terme mécanique pour le domaine sportif en le définissant comme « la variation de la force de réaction au sol recueillie au cours du temps lors d'un saut en longueur ou un saut en hauteur » (Marey, 1894 ; d'après Beltran et coll., 1989). Par la suite pour Durocher, (2005) l'impulsion se définit dans toutes les disciplines sportives, comme l'évolution de la résultante des forces externes au cours du temps. Dans le cas des sauts athlétiques, Houvion (1992) définit l'impulsion comme la poussée musculaire selon une orientation souhaitée.

Si l'on se réfère aux évolutions angulaires des membres au cours des sauts, ces derniers présentent des caractéristiques différentes au niveau des angles d'impulsions et des balayages de secteur d'impulsion. Ce dernier se définit comme l'angle balayé par la droite reliant la cheville et le centre de gravité entre le moment de la pose du pied et celui du décollement du pied (Figure 7). Selon les impulsions, l'angle d'impulsion et les secteurs d'impulsions sont différents.

La performance en saut athlétique serait alors déterminée par la vitesse de décollage (optimisée pendant la traversée du secteur d'impulsion) et l'angle d'impulsion (Figure 7) (Houvion 1992).

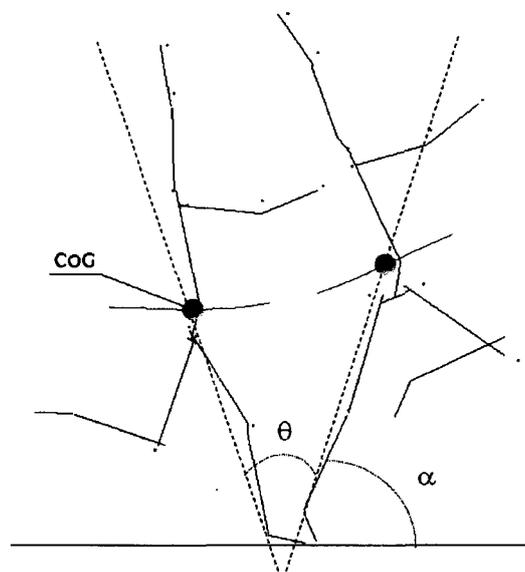


Figure 7: Représentation schématique de l'angle d'impulsion (α) et l'angle (θ) de balayage des secteurs d'impulsion décrit par le CoG.

Enfin la phase d'impulsion, ou l'appel, représente aussi, au niveau des activités sportives, la durée du dernier appui (unipodale ou bipodale) qui précèdent une phase aérienne. C'est une phase privilégiée dans de nombreux mouvements sportifs puisque la phase aérienne est directement influencée par la phase d'impulsion (Allard et coll., 2000 ; Brüggemann, 1994). Afin de caractériser au mieux les impulsions, on distingue souvent deux sous-phases : une première phase dite d'amortissement et une phase dite de poussée.

La phase d'amortissement est l'instant où le pied entre en contact avec le sol. C'est une phase de freinage mais dont le but est de permettre l'orientation du centre de gravité (CoG) en vue

de la trajectoire recherchée. La phase de poussée peut être décomposée dans un premier temps, en une phase de « griffé » dont le but est de créer une force dans le sens inverse du déplacement. Dans un second temps il y a une phase de poussée au moment où l'appui est derrière le CoG. C'est une phase motrice caractérisée par la remontée et la reprise de vitesse du CoG. C'est ce qui est défini comme le secteur d'impulsion efficace.

Le « chemin d'impulsion » est quant à lui, le chemin décrit par le CoG du corps humain pendant l'appel. Le but de l'appel est alors de « lisser » ce chemin d'impulsion. Ce lissage est obtenu par l'amplification de la phase de poussée et la diminution de la phase d'amortissement (notamment par le griffé).

En termes biomécanique, le phénomène de l'impulsion a été modélisé par un modèle masse ressort (Farley, *et al*, 1998, 1999). Le modèle masse-ressort (figure 8) consiste en un ressort linéaire simple, représentant la jambe, attaché à une masse représentant la masse corporelle (Blickham, 1989 ; Mac Mahon 1990).

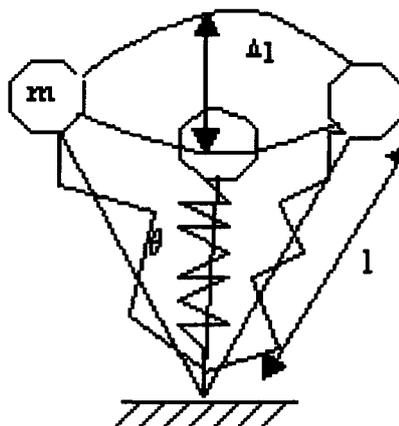


Figure 8: Modèle masse-ressort d'après Mac Mahon et Cheng, 1990. *m* représente la masse du sujet, Δl l'abaissement de la jambe, *l* la longueur initiale du ressort et θ l'angle d'incidence au sol.

L'intérêt mécanique de considérer la jambe du sauteur comme un ressort permet la compréhension des deux phases de l'impulsion : compresser le ressort dans la phase excentrique (flexion ou phase d'amortissement) et le détendre dans la phase concentrique (extension ou phase de poussée). La raideur des membres inférieurs assimilés à un ressort représente donc la raideur de l'ensemble du système musculo-squelettique pendant le contact au sol (Farley, 1999). Elle peut être définie comme le rapport de la force de réaction verticale au sol sur l'abaissement du CoG pendant la phase de contact au sol.

Pour une réalisation optimale, l'athlète doit donc s'organiser dans une conformation corporelle précise. Il doit prendre en compte une chaîne d'impulsion composée des pieds, jambes, bassin et épaule pour transmettre les différentes forces en présence de l'un à l'autre des segments dans le but de diminuer au maximum la déperdition d'énergie cinétique.

2.5. Implication pour le contrôle moteur de l'impulsion

L'impulsion se révèle être, en résumé, un enchaînement de plusieurs mouvements ; excentrique (phase d'amortissement) et concentrique (poussée). L'impulsion peut donc être considérée comme une réalisation d'un mouvement pluri-articulé qui doit être contrôlé par l'athlète. Elle nécessite l'action de plusieurs segments corporels. Les déplacements de ces segments les uns par rapport aux autres sont les résultantes d'actions musculaires sous-jacentes. Comme il est établi qu'au sein du corps humain l'action musculaire isolée n'est pas présente, des coordinations musculaires sont nécessaires à la réalisation des différentes phases de l'impulsion. Cette coordination repose sur les contraction et forces élastiques des muscles agonistes et antagonistes à l'origine du mouvement des différents segments. Ainsi, si l'agoniste présente une contraction lors d'un mouvement concentrique, son antagoniste, soit par sa contraction soit par sa force élastique tend à s'opposer au mouvement.

S'il est évident qu'il doit exister des différences d'organisation corporelles en relation avec les finalités différentes des sauts, nous faisons l'hypothèse que l'impulsion doit présenter néanmoins des points communs (des invariants) qui peuvent être transférés de la réalisation d'une catégorie de saut à la réalisation d'une autre.

Ces différences d'organisations segmentaires sont manifestes pour la réalisation de l'impulsion au saut à la perche, par rapport aux autres types de sauts, en ce sens que la course et l'impulsion sont réalisées sous la contrainte de la présence d'un élément externe qu'est la perche. Néanmoins la connaissance de la phase d'impulsion pour cette activité est extrêmement parcellaire du fait du peu de publications scientifiques la concernant.

3. Conclusion :

Le saut à la perche est une activité sportive spécifique qui nécessite une organisation du corps différente des autres activités athlétiques d'impulsion. Au regard des recherches précédentes, l'intérêt de l'étude du saut à la perche est mis en évidence par sa particularité de port d'un engin dont les propriétés mécaniques sont à intégrer dans la réalisation de la performance. La phase d'impulsion est également décrite comme une phase prépondérante pour la réussite du saut. Or les enchaînements musculaires nécessaires à l'effectuation de l'impulsion ont été très peu étudiés. Cette connaissance peut être utile pour la compréhension du contrôle de la réalisation motrice. Une telle connaissance permettrait d'envisager à la fois, une aide à la réalisation experte ainsi qu'à l'amélioration de la réalisation chez le novice, une fois les différences établies au niveau du contrôle des enchaînements musculaires.

La présence d'une phase d'impulsion dans les différents types de saut, pose la question de la possibilité du réinvestissement de la connaissance de la réalisation motrice dans cette activité dans la réalisation d'une autre activité proche. En terme de transfert inter-activité mais dont la finalité diffère, un perchiste devrait pouvoir réinvestir son apprentissage de l'impulsion au saut à la perche dans la réalisation de l'impulsion au saut en longueur. Il ne s'agit pas de savoir effectuer l'impulsion au saut en longueur à un niveau élevé d'expertise mais de savoir si la confrontation à une nouvelle forme d'impulsion nécessite un réapprentissage complet ou si un perchiste peut réinvestir ses « programmes » d'impulsion à la perche pour appréhender le nouveau geste.

L'objet du présent travail est dans un premier temps, de mettre en évidence l'existence d'un pattern moteur spécifique à la réalisation de l'impulsion en saut à la perche chez des experts dans un environnement restreint qui reproduit un éducatif de saut à la perche. Cet éducatif est utilisé pour permettre une réalisation effective aussi bien pour des experts que pour des

néophytes. Dans un second temps, le travail s'attache à mettre en évidence la concordance existant entre la réalisation de cet éducatif et la réalisation effective en environnement réel, en plus de mieux investir les patterns moteurs spécifiques à chaque expert. La mise en évidence de ces patterns spécifiques est ensuite dans un troisième temps, utilisée pour étudier l'existence de transfert de routines motrices dans la réalisation d'impulsion pour des activités proches comme le saut en longueur et le franchissement de haies. Ces études ont été menées grâce à l'utilisation de techniques d'analyse du mouvement et d'électromyographies de surfaces qui sont présentées au chapitre suivant.

Chapitre 2 : Paramètres étudiés, outils et méthodes de mesures

Les patterns musculaires peuvent être considérés comme un indicateur du fonctionnement du SNC pour produire le mouvement (Cassim, 2002). De même les analyses cinématiques peuvent selon Winter (1995) être une « fenêtre sur les buts et les stratégies du système nerveux central »

Ce chapitre décrit la démarche expérimentale destinée à recueillir les données nécessaires aux trois études qui vont suivre. Une étude neurophysiologique implique préalablement, des mesures de l'activité électrique des muscles, car ils sont les « signaux de sortie » du programme moteur. Pour investir le mouvement humain, l'activité électromyographique (EMG) est le seul signal non invasif et facilement accessible pour relater la commande finale du mouvement (Cheron, 2003). C'est pourquoi le processus physiologique de la contraction musculaire sera d'abord détaillé. De plus de nouveaux outils informatiques et d'analyse des mouvements en 3D permettent d'analyser des tâches beaucoup moins restreintes que de simples mouvements de membre isolé et d'avoir l'occasion d'explorer ces mouvements dans des conditions plus proches de la réalité.

Ainsi, pour observer et analyser l'impulsion, nous avons choisi de mesurer la cinématique des mouvements réalisés pendant cette phase gestuelle et simultanément d'observer l'activité EMG de manière non-invasive et non perturbante pour le sportif. Dans ce chapitre, seront donc détaillés les outils de mesure mais aussi les traitements respectifs opérés sur ces signaux. Nous terminerons par l'expression des traitements statistiques couramment utilisés pour l'analyse d'une phase gestuelle en particulier et la comparaison de signaux entre eux. Ce matériel et ces traitements successifs permettront de comparer ainsi les experts et les novices, de faire ressortir des indices de performance chez les experts et d'envisager un possible transfert de cette impulsion d'une activité à une autre.

1. Acquisition de mouvements

Pour mener à bien nos analyses, des données cinématiques (durée de l'impulsion, évolutions angulaires, évolution du centre de gravité) ont été recueillies. Cette partie décrit l'outil de mesure retenu et les calculs opérés sur les données recueillies.

1.1. Outils de mesure cinématique

L'analyse cinématique du mouvement est, par définition, l'étude des déplacements, des vitesses, des accélérations et des angles formés par les segments corporels. Cette analyse peut s'effectuer par différents types de systèmes: par photogrammétrie, plus récemment grâce à une caméra vidéo, par des accéléromètres ou par des systèmes optoélectroniques.

1.1.1. La photogrammétrie

Etienne-Jules Marey parvient en 1895 à capturer une succession d'images pour analyser le saut à la perche par photogrammétrie. (Figure 9) Cette technique de mesure permet d'obtenir des images à intervalles de temps réguliers pendant le mouvement. Ces procédés permettent d'analyser les différentes phases de la locomotion et une analyse descriptive de l'activité étudiée.



Figure 9: Décomposition du mouvement par Marey (1895)

Plus récemment, la photogrammétrie a été supplantée par la vidéo numérique et les analyses ont été facilitées par des logiciels de traitement d'images (comme Dartfish® ...). Cependant,

la fréquence de capture et la précision de cet outil sont encore insuffisantes pour l'analyse que nous souhaitons effectuer. A l'heure actuelle les systèmes optoélectroniques permettent d'obtenir des fréquences de captures plus élevées.

1.1.2. Les systèmes d'acquisition optoélectronique

Le système optoélectronique est constitué de caméras infrarouges, d'une interface, d'une carte d'acquisition et d'un ordinateur qui permettent l'enregistrement à haute fréquence du déplacement de marqueurs rétro-réfléchissants fixés sur les points anatomiques en référence au placement retenu. La détection et le suivi des marqueurs grâce à au moins deux caméras permettent d'obtenir les coordonnées 3D de ces marqueurs.

La précision d'un système optoélectronique est variable selon le modèle, mais la précision tend à augmenter avec l'évolution des appareils. En 1999, Richards analyse la précision de mesures de différents systèmes. Le mouvement choisi est la rotation d'un disque sur lequel sont placés deux marqueurs distants de 9 cm exactement. Les résultats obtenus lors de cette étude sont reportés dans le tableau ci-dessous (Tableau 1).

Tableau 1 : Précision de mesures selon les différents systèmes optoélectroniques : distance entre deux marqueurs séparés de 9cm sur un disque en rotation (Richards 1999).

Système	Distance mesurée (cm)	Erreur RMS (cm)	Erreur maximale (cm)
Ariel	9.015	0.151	0.494
Coda	8.928	0.225	0.926
Elite	9.159	0.446	1.613
Motion Analysis	9.057	0.149	0.599
Peak	9.076	0.177	0.582
Qualisys	9.004	0.221	1.276
Vicon(370)	8.980	0.129	0.557

Le premier système utilisé est le système Vicon® référencé dans l'étude de Richards (1999) qui apparaît comme un des plus fiables au niveau de la distance mesurée et des erreurs RMS engendrées. Au sein du LAMIH, la précision du système VICON 612®, version ultérieure, a été évaluée avec des objets de longueur et de géométries connues. En statique, Gillet (2004) note une variation maximale de 0.21 % pour les distances et 0.18 % pour les angles. En dynamique, l'auteur précise que les variations maximales sont de l'ordre de 0.24 % pour les distances et de 1.62 % pour les angles.

Le second système utilisé lors des expérimentations réalisées à l'université de Greenwich, au sein du « Centre of Sports and Exercice Sciences » (CSES), sous la direction du Pr M. Goss-Sampson est le Qualysis motion capture®, dont les intervalles de confiance sont du même ordre de grandeur que ceux du système Vicon612®.

Le volume d'acquisition est déterminé par le nombre de cameras et leurs placements, et est de l'ordre de 25m³. Cet espace (ou volume d'acquisition) doit être « calibré » pour permettre la reconstruction du geste en 3 dimensions via les logiciels requis (Workstation ® et Qualysis Track Manager®). L'étape de calibration permet de déterminer, entre autre, les positions relatives de chacune des caméras les unes par rapport aux autres. La calibration du système s'effectue en 2 étapes: une étape statique et une étape dynamique. La première consiste à placer une équerre composée de quatre marqueurs, dont la géométrie est connue du système, dans le volume à calibrer. La position des marqueurs placée sur cette équerre est enregistrée. Le traitement de ces enregistrements permet au système une première estimation du repère associé à l'espace calibré grâce à 3 axes unitaires (x, y, z) et donner l'origine O du repère. L'étape dynamique consiste à mouvoir une baguette rigide, dotée de 2 marqueurs espacés de 500 mm, dans l'espace de mesure à calibrer. Connaissant la distance entre les 2 marqueurs, le système peut calculer la métrique de l'ensemble du volume souhaité.

Le système Vicon 612®, est équipé de dix caméras (1880 pixels × 881 pixels), équipées d'un flash annulaire infrarouge, permettant le recueil du signal vidéo au niveau d'une station centrale a une fréquence de 120Hz. Cette station de traitement, DataStation Vicon®, est reliée à un ordinateur équipé du logiciel Workstation®, servant au pilotage du système.

Pour le système Qualisys, les douze cameras CCD (charge coupled device) de haute résolution, ont été réparties autour du champ d'action et avec des cameras permettant des agrandissements sur les positions clés à enregistrer.

Les principales limites de ces systèmes restent cependant l'occultation des marqueurs et le glissement de peau. A cause de ces glissements, le système se retrouve dans l'incapacité de déterminer la trajectoire du marqueur masqué. Des algorithmes d'interpolations permettent cependant de reconstruire les trajectoires déficientes pour un nombre d'images limitées. De plus les marqueurs, qui permettent entre autres d'estimer les dimensions des segments articulaires et la position des centres de rotation des articulations, sont collés sur la peau. Le glissement de la peau par rapport au squelette introduit alors des erreurs lors de ces estimations.

1.2. Modèle

Le modèle du corps humain utilisé se décompose en 12 segments rigides comprenant le thorax et la tête, les avant bras, les bras, le pelvis, les jambes, les cuisses et les pieds (figure 10). Il s'appuie sur le positionnement d'un total de 41 marqueurs, chaque marqueur étant positionné sur un « repère anatomique externe ». Des données anthropométriques permettent d'ajuster le modèle en fonction du sujet. La taille, le poids les largeurs de bassin, épaule, cheville, poignet, coude et genou sont utilisées pour construire le modèle. La reconstitution du modèle est mise en place par l'intermédiaire d'un logiciel de C-motion® : Visual 3D®. Cet outil permet de visualiser les données et le modèle humain reconstitué à partir des trajectoires des marqueurs.

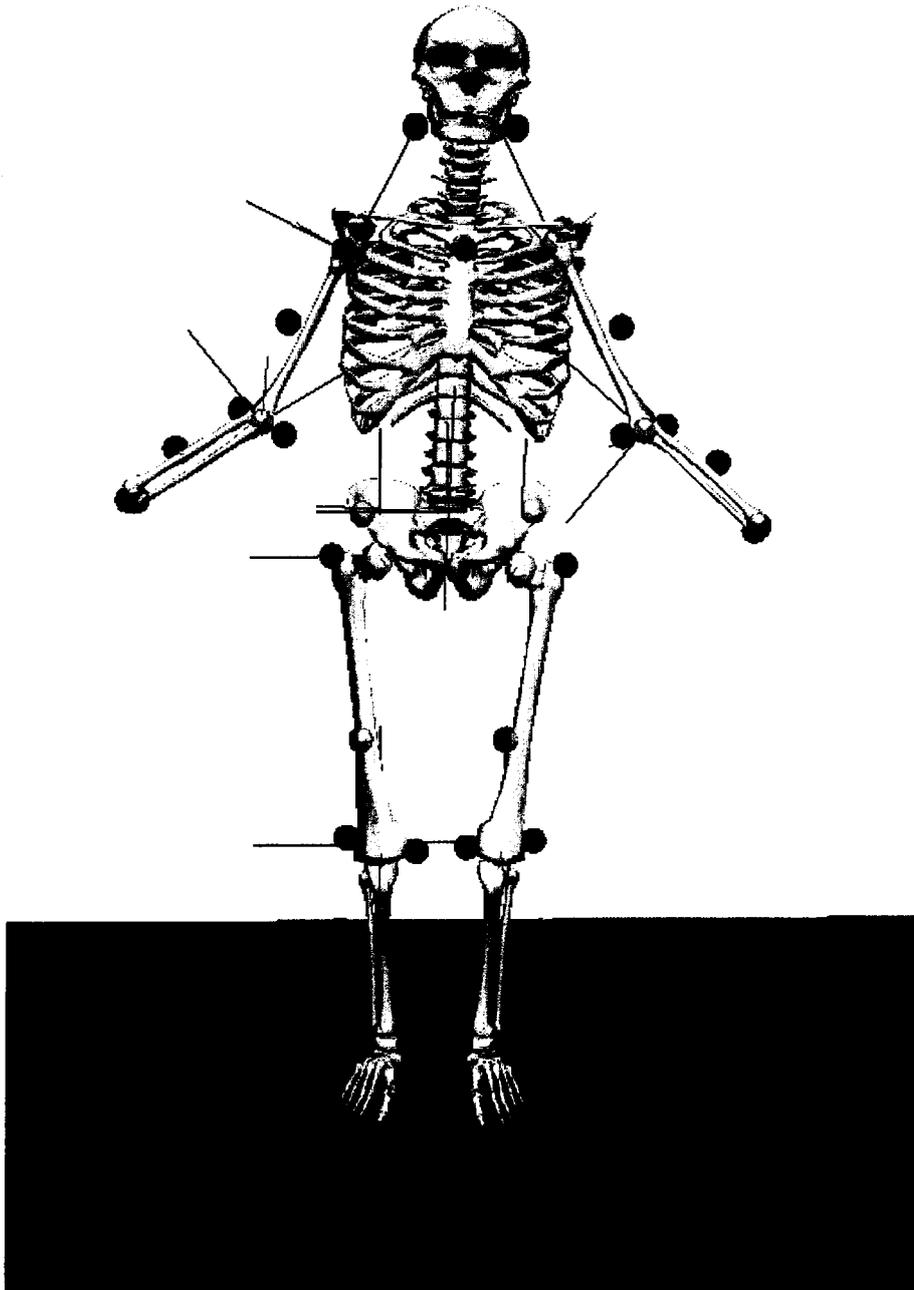


Figure 10: Représentation du placement des marqueurs anatomiques externes et de la segmentation du corps avec les repères de chaque segment

Un minimum de trois marqueurs (figure 11) est nécessaire pour reconstituer le repère interne de chaque segment corporel. Les deux premiers points sont les marqueurs distaux et proximaux du membre et le troisième est donc un rotateur.

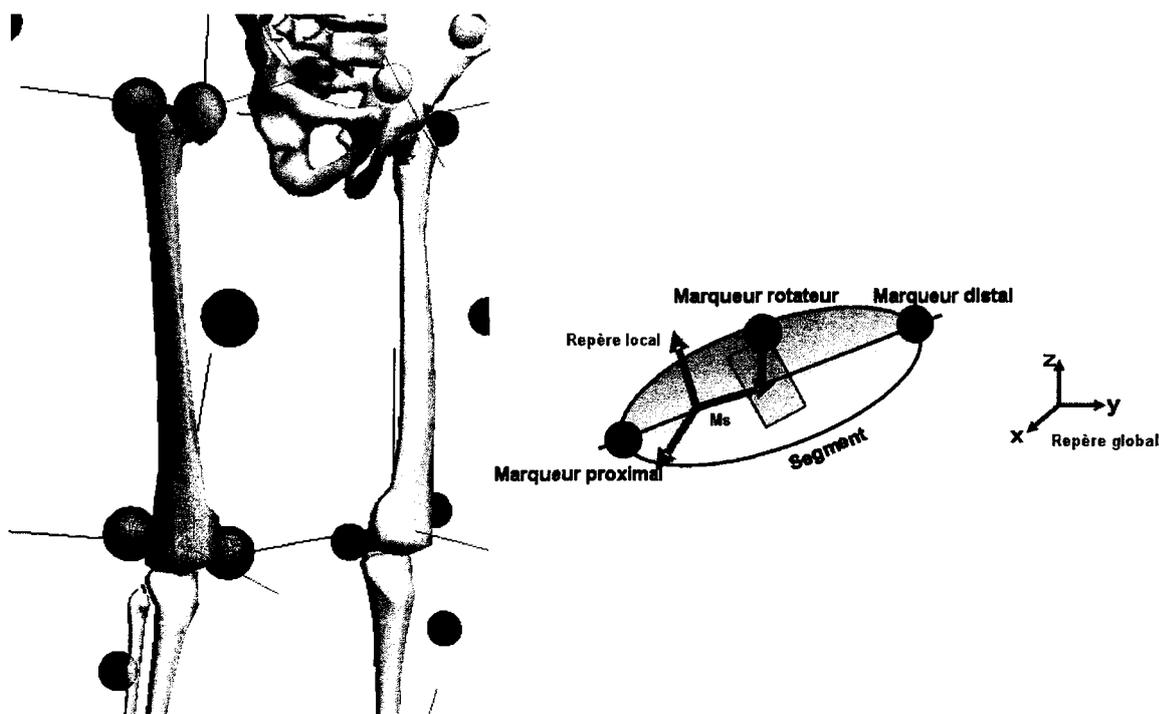


Figure 11 : Identification du repère interne local des segments corporels à partir des marqueurs Proximaux, distaux et rotateur (d'après Pudlo 1999)

1.3. Positionnement des marqueurs

Le positionnement des marqueurs est établi en fonction du modèle géométrique précédent.

Ses segments sont repérés à l'aide de marqueurs externes, ayant la particularité de refléter le rayonnement infrarouge dans la direction de son incidence..

Les marqueurs utilisés sont des marqueurs passifs et limitent la gêne des sujets (Sternini et Cerrone, 1995). Ils sont placés sur des points anatomiques. Constatant peu de différence entre les courbes des principaux moments articulaires issus des calculs basés sur une estimation des centres articulaires et les courbes issues des calculs basés sur les marqueurs anatomiques (Armand, 2005), on estimera que la position de ces marqueurs est une bonne approximation de la position des centres articulaires.

Les marqueurs sont placés sur le front, les tempes, les acromions, le sternum, C7, D12, L5, le pubis, les épines iliaques antérieures, les grands trochanters, les condyles externes du genou, les malléoles externes des chevilles, les cinquièmes métatarses, les calcanéums (talons), les

apophyses cubitales des poignets et les épicondyles des coudes. Des marqueurs rotateurs sont également placés sur les segments cuisses et jambes.

Des marqueurs supplémentaires, non représentatifs d'une articulation, sont ajoutés pour reconstituer le modèle de représentation géométrique: les malléoles internes, les 1ers métatarses et les genoux internes. Ces marqueurs sont utilisés pour une capture du sujet en statique et en pré-expérimentation, ils sont ensuite retirés pour effectuer le mouvement. Le logiciel enregistre cette capture du sujet (figure 10) comme référence lors de la reconstitution du modèle pendant un mouvement dynamique.

Les mesures anthropométriques et la pose des marqueurs sont effectuées par un seul expérimentateur afin de limiter les erreurs inter-opérateurs dans le calcul (Gorton *et al.* 2001).

1.4. Traitement des signaux cinématiques

1.4.1. Filtrage données cinématiques :

Le filtre passe bas de Butterworth a été retenu. Ses caractéristiques sont les suivantes : filtre d'ordre deux avec une fréquence de coupure à 6 Hz (Winter 1990, Roithner 2000). Ce filtre a été implémenté de façon à éliminer le déphasage et à minimiser les effets de bord.

1.4.2. Calcul des angles

Les déplacements des segments les uns par rapport aux autres peuvent être décomposés selon 3 plans dans l'espace (figure 12): le plan frontal, permettant de distinguer l'antéro-postériorité du corps ; le plan sagittal, découpant le corps en deux sections latérales et le plan transverse, découpant le corps en deux sections supérieures et inférieures. A partir de ces plans, il est possible de déterminer les déplacements des membres les uns par rapport aux autres. Le mouvement de l'articulation s'effectue autour d'un axe de rotation perpendiculaire au plan dans lequel le segment se déplace et coïncide avec un des axes articulaires. Ainsi l'axe sagittal est défini par l'intersection des plans sagittaux et frontaux. C'est un axe horizontal de

direction antéro-postérieure. L'axe frontal est défini par l'intersection des plans frontal et transversal, c'est un axe horizontal de direction latérale. L'axe vertical est défini par l'intersection des plans sagittal et frontal.

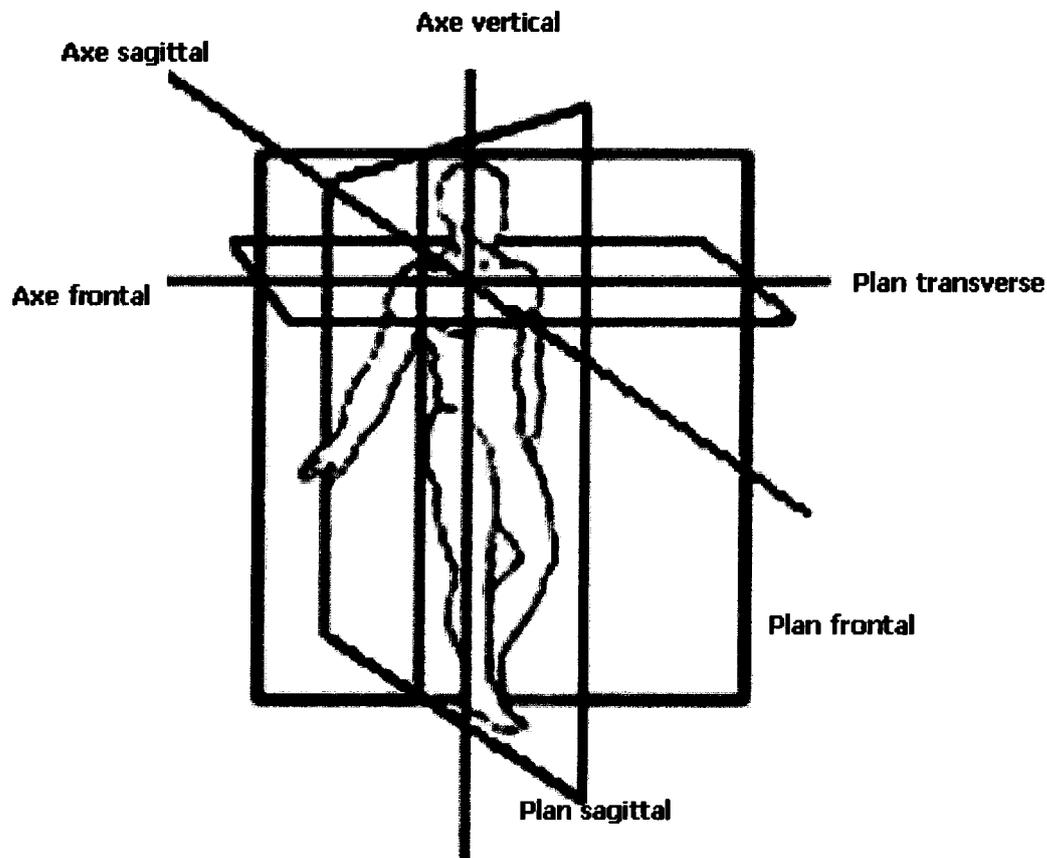


Figure 12: Description des plans et des axes

Connaissant les déplacements de deux membres dans un plan spécifique, l'évolution au cours du temps de l'angle entre ces deux membres se calcule dans ce plan. L'étude de la flexion - extension des articulations doit donc être étudiée dans le plan sagittal selon l'axe frontal. De même, la variation de cet angle par unité de temps définit la vitesse angulaire. Enfin, la variation de la vitesse angulaire par unité de temps définit l'accélération angulaire.

2. L'électromyographie

L'électromyographie (EMG) est une technique expérimentale d'enregistrement des signaux myoélectriques. Ces signaux sont donnés par des variations physiologiques dans l'état des membranes des fibres musculaires (Basmajian & De Luca, 1985). L'EMG représente donc la manifestation électrique de l'activité neuro-musculaire.

2.1. Rappel physiologique

2.1.1. Le muscle

Un muscle squelettique est constitué de fascicule comprenant des fibres musculaires assemblées en parallèle. Chaque fibre musculaire est constituée d'une membrane, le sarcolemme, A l'intérieur duquel se trouvent un sarcoplasme, des myofilaments et du réticulum sarcoplasmique (figure 13). A partir de la membrane, des tubules transverses (T) issus du réticulum sarcoplasmique s'enfoncent entre les myofibrilles, ce qui permet d'augmenter la surface de contact entre la membrane et les myofibrilles.

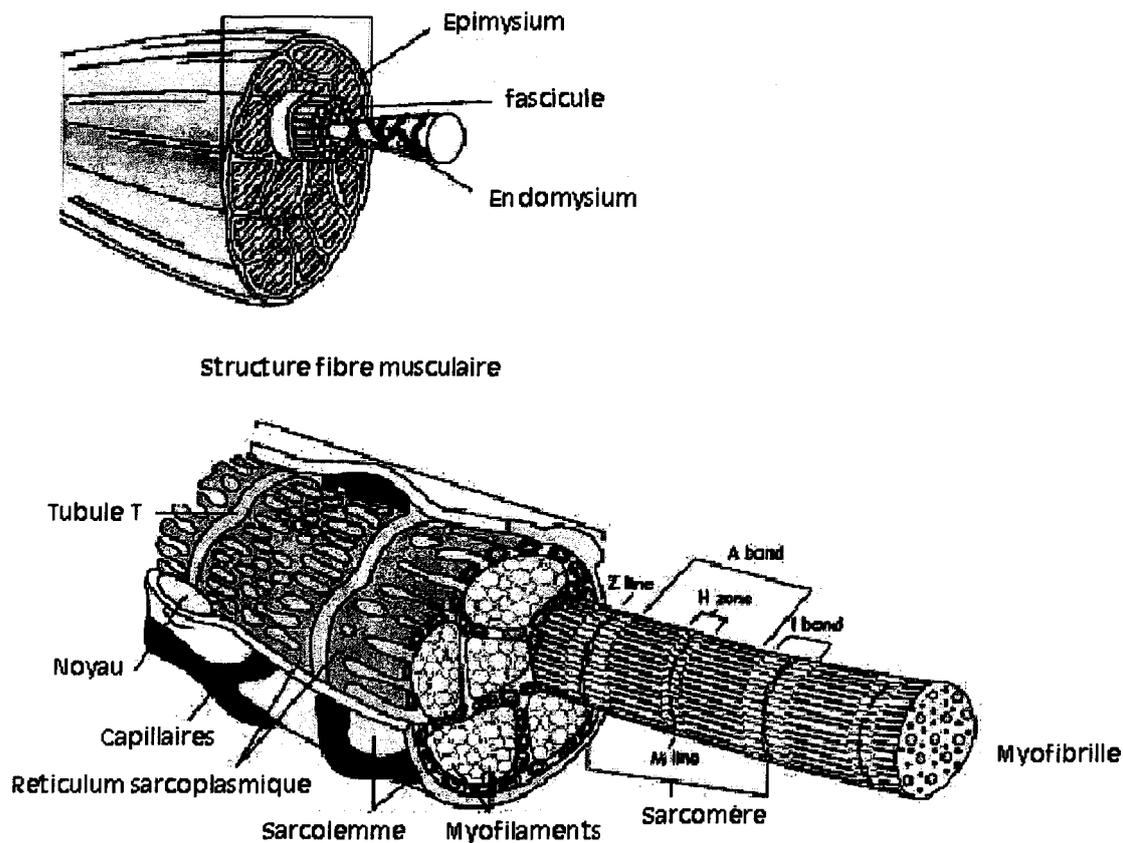


Figure 13 : Représentations des constituants du corps musculaire.

Les myofibrilles ou myo-filaments (figure 14) constituant la fibre musculaire sont constitués de sarcomères en série. Chaque sarcomère est limité par des stries Z présentes à chaque extrémité de cette structure. Le sarcomère est constitué de structures contractiles, l'actine et la myosine. L'actine est appelé filament fin et la myosine filament épais.

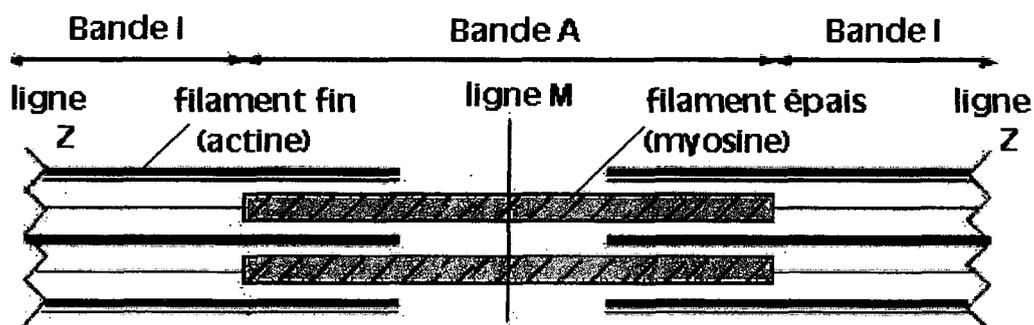


Figure 14: Constitution d'un sarcomère

2.1.2. La contraction musculaire

Le muscle présente une structure particulière, la jonction neuromusculaire encore appelée plaque motrice. Le potentiel nerveux excitateur, au niveau de la plaque motrice, va déclencher des variations de potentiels membranaires musculaires. Ces variations de potentiel sont générées grâce à des canaux sodiques liés à des récepteurs nicotiques à l'acétylcholine. Cette entrée de sodium va faire évoluer le potentiel de repos de la fibre musculaire de -95 millivolts à environ -50 millivolts qui est le seuil d'excitabilité ou genèse d'un potentiel d'action. Ce potentiel d'action se déplace à la surface du sarcolemme puis des tubules T provoquant ainsi la libération du calcium stocké dans le réticulum endoplasmique. Ce calcium va permettre la contraction musculaire par le glissement des filaments fin et épais. Les filaments d'actines et de myosine, se combine, la tête de myosine en contact avec l'actine bascule en présence d'ATP (énergie), permettant un raccourcissement du sarcomère par chevauchement des filaments (figure 15).

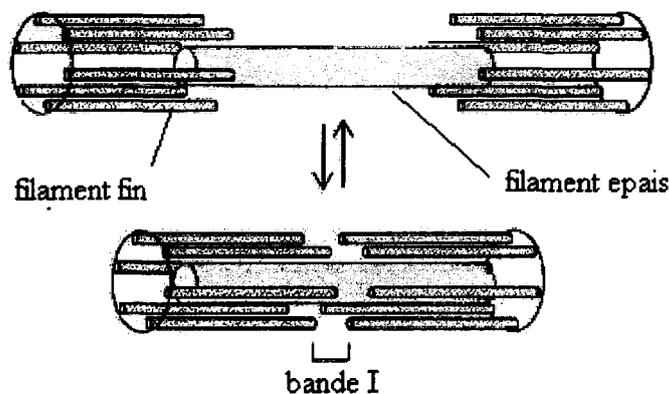


Figure 15: Modification du sarcomère au cours de la contraction

La quantité de calcium émis par le réticulum endoplasmique dépend de la fréquence des potentiels d'action dans la fibre musculaire. À partir de 50 stimuli par seconde, la fréquence est suffisante pour provoquer une contraction musculaire soutenue appelée téтанos. La contraction musculaire prend fin quand cessent les potentiels d'action et que diminue la concentration de calcium dans les myofibrilles. Cette diminution est causée par la recapture du calcium dans le réticulum endoplasmique, un processus actif qui nécessite de l'ATP.

Quand la concentration de calcium revient à la normale, la fibre musculaire se relaxe et revient à sa position détendue.

2.2. Fonctionnement de l'EMG

L'électrode électromyographique permet d'enregistrer la vague de dépolarisation créée au niveau du muscle. A mesure que la dépolarisation s'approche de l'électrode, le voltage augmente puis devient nul quand il passe sous l'électrode et enfin devient négatif quand la dépolarisation s'éloigne.

La plupart des systèmes EMG utilisent des électrodes bipolaires pour un muscle donné (la vague de dépolarisation passe sous chacune des électrodes (Bouisset et Maton, 1995). Le signal mesuré est la différence de voltage entre les deux électrodes. Le signal biphasique des deux électrodes est donc transformé en un seul signal triphasique. Ce signal triphasique est l'électromyogramme (EMG) et est le reflet des activations musculaires. L'avantage de cette réception concerne sa capacité à ne percevoir que les signaux proches et donc limiter les enregistrements des activités de muscles voisins (De Luca, 1988).

L'EMG permet ainsi de décrire les activations musculaires au cours de nombreux gestes, la marche par exemple (Winter *et al.*, 1987), la course (Kyrolainen *et al.*, 2007) ou le saut en longueur (Kakihana et Suzuki, 2000). L'électromyographie est un outil très répandu dans les laboratoires d'analyse du mouvement (American Association of Electrodiagnostic Medicine ou AAEM, 1999). Il permet de connaître les caractéristiques des contractions musculaires que ce soit globalement (EMG de surface) ou bien au niveau des fibres musculaires (EMG interne). En comparant les phases d'activités des muscles chez des sujets sains, il est possible d'objectiver les activités prématurées ou prolongées, permanentes, ou éventuellement des inversions de phases (AAEM, 1999 ; Viel *et al.*, 2000). Comme il est décrit dans la littérature, des indices liés à l'amplitude du signal et/ou à ses caractéristiques temporelles peuvent permettre une comparaison quantitative des différences entre deux tracés EMG, des différences de contractions musculaires ou des activités prématurées ou prolongées.

La technique d'EMG de surface permet ainsi d'évaluer la capacité d'endurance du muscle, les troubles et maladies musculaires ou neurologiques, la fatigue des muscles squelettiques et plus particulièrement la biomécanique musculaire, le contrôle moteur et la relaxation neuromusculaire (Moritani et Yoshitake, 1998) qui constituent véritablement l'objet de notre étude.

2.3. Placements des électrodes

Les électrodes sont placées parallèlement aux fibres musculaires avec 1.5 cm entre les pôles de l'électrode. L'électrode de référence est placée sur une zone non-musculairement reliée dont l'épaisseur de la peau est faible.

Avant d'appliquer les électrodes, la peau est préparée autour du point moteur du muscle afin d'optimiser la mesure du signal. (i.e. : rasée et ensuite frottée avec une solution d'alcool rectifié à 70%. Les électrodes et les câbles sont fixées au corps grâce à de l'adhésif médical afin d'éviter les artefacts dû au mouvement des câbles ou au décollement des électrodes.

Les muscles étudiés sont le *vastus lateralis* (vaste latéral), muscle mono-articulaire responsable de l'extension de la jambe sur la cuisse. ; le *biceps femoris* (biceps femoral) pluri-articulaire, responsable de l'extension de la hanche, et de la flexion de la jambe sur la cuisse ; le *tibialis anterior*, (tibial antérieur) responsable de la dorsi-flexion du pied ; le *gastrocnemius lateralis*, (gastrocnemien latéral) responsable de la planti flexion du pied et accessoirement de la flexion de la jambe sur la cuisse, le *gluteus maximum* (grand fessier) responsable de l'extension de la hanche, et enfin le *rectus femoris* (droit de la cuisse) responsable de la flexion de la cuisse sur la hanche et de l'extension de la jambe sur la cuisse.

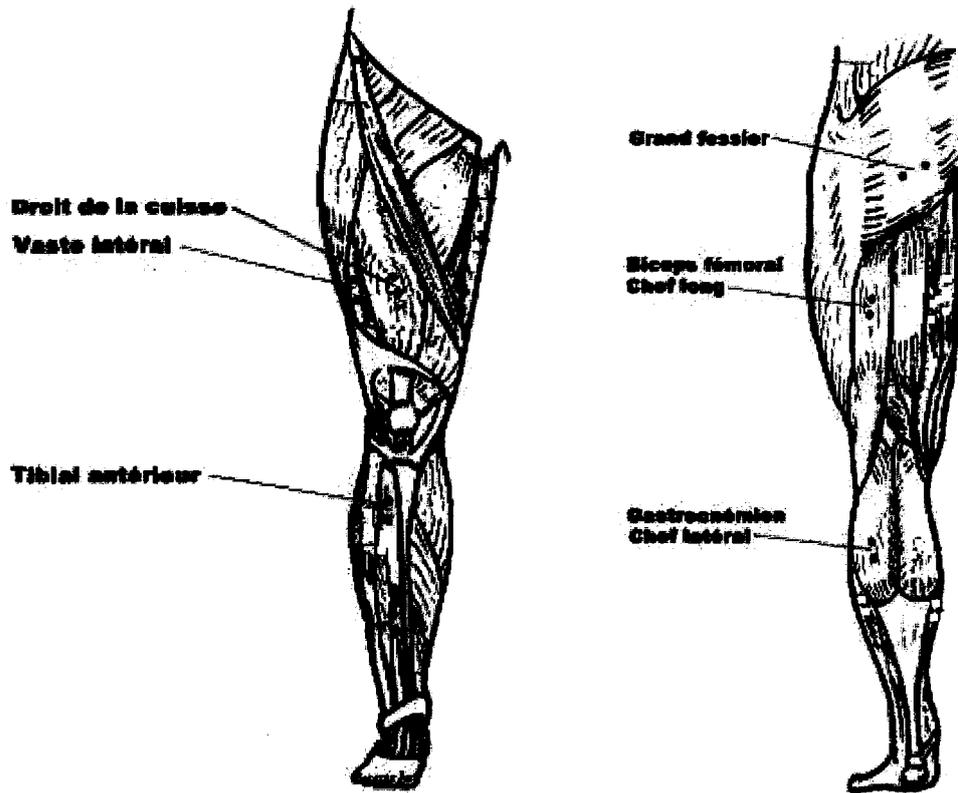


Figure 16: Placement des Electrodes

En ce qui concerne nos études, les électrodes ont été placées sur les muscles de la jambe d'impulsion suivant la figure 16, les points noirs représentant les points moteurs des muscles. Ces muscles ont été choisis afin d'avoir pour chaque articulation au moins un muscle responsable de sa flexion ou de son extension.

2.4. Traitement du signal

Comme le souligne Cheron *et al.* (2003), l'EMG est la seule image perçue de façon non-invasive de la commande du mouvement. Pour obtenir des signaux fiables, il convient de suivre une méthodologie rigoureuse comme celles proposées par Soderberg et Knutson (2000) l'AAEM (1999) ou la SENIAM (Surface Electromyographic for the Non Invasive Assesment of Muscle), lors de l'expérimentation avec EMG.

Ainsi, la fréquence d'acquisition utilisée doit d'abord être au moins égale au double de la fréquence maximale du signal, en accord avec le principe de Nyquist-Shannon (Ives et Wigglesworth, 2003). Les expérimentations ont été réalisées avec une fréquence d'acquisition

de 1080 Hz au LAMIH avec des électrodes Biochip Elmatek et de 2000 Hz avec les électrodes Delsys au CSES.

2.4.1. EMG redressée et enveloppe du signal

Les signaux EMG ont une morphologie triphasique dont les constituants sont situés de part et d'autre de la ligne de base. Afin de disposer de l'ensemble de ces constituants, on redresse toutes les alternances situées d'un côté de la ligne de base. L'EMG redressée consiste à obtenir un signal en valeur absolue (figure 17).

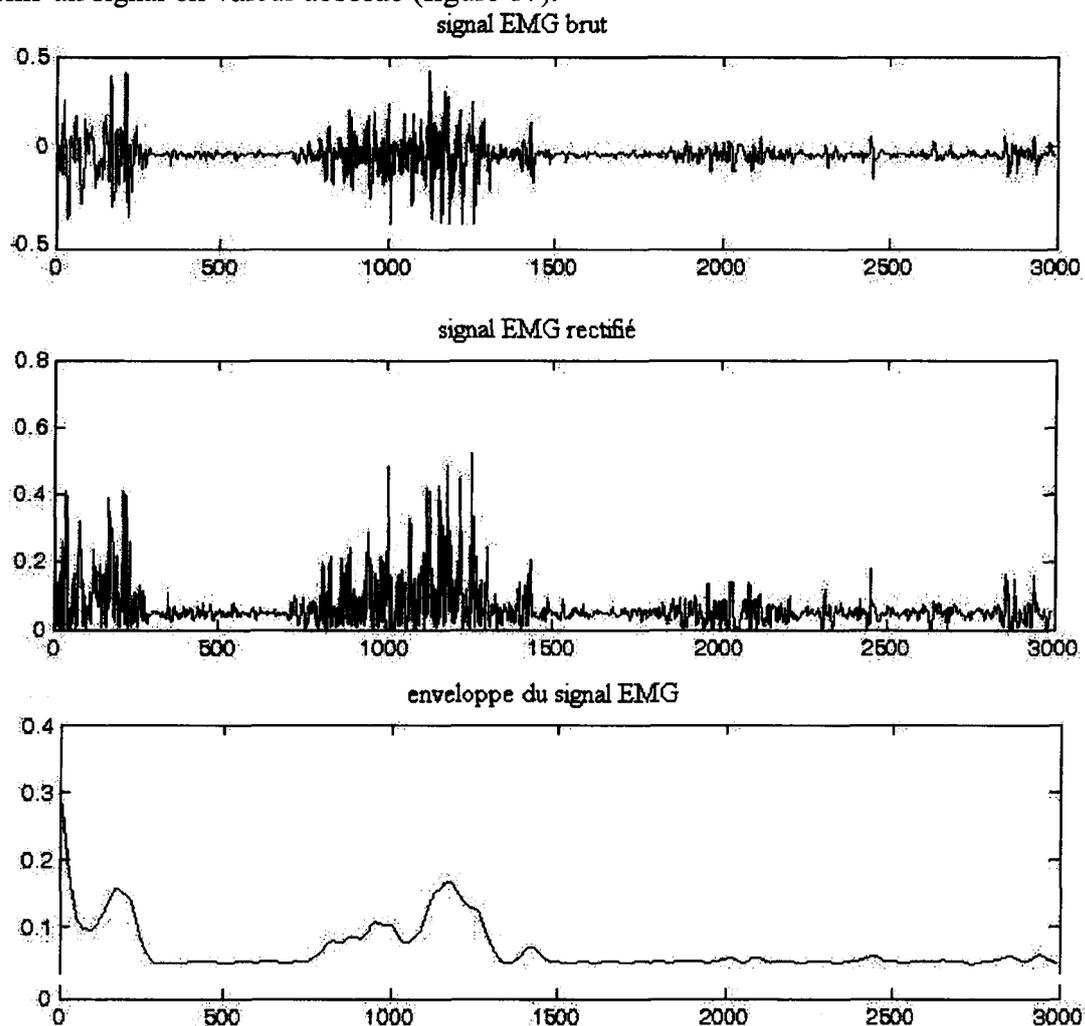


Figure 17: Tracé des signaux brut, redressé et enveloppe

Ce tracé donne un aperçu plus quantitatif de l'activité des muscles et sert à calculer l'enveloppe EMG (figure 17). L'enveloppe est calculée en appliquant un filtre passe-bas (14Hz pour nos études) sur le signal EMG redressé (Winter 1990; Bouisset et Maton 1995).

2.4.2. La normalisation du signal

Selon la population étudiée, les méthodes de normalisation, et indirectement les seuils choisis à partir de cette normalisation, varient. Ces seuils peuvent être définis à partir d'une contraction volontaire maximale ou MVC (Falconer et Winter, 1985 ; Frost *et al.*, 1997 ; Kellis *et al.*, 2003), à partir d'une contraction maximale dynamique (CMD) (Bowsher *et al.*, 1992) ou encore certains sont choisis arbitrairement (Lamontagne *et al.*, 2000).

Chacun de ces seuils présente des avantages et des inconvénients. Ainsi, un seuil défini à partir d'une MVC repose sur une valeur qu'il n'est pas toujours aisé à obtenir notamment chez des enfants ou des patients dont la contraction maximale est relative à un instant donné, selon l'état de santé de l'individu. Enfin, comme le souligne AAEM (1999), cette MVC est fortement dépendante de la motivation du sujet expérimenté. L'avantage de ce seuil est que pour un même sujet il est fiable et reproductible.

Le seuil défini à partir d'une amplitude maximale dynamique (CMD) serait moins reproductible intra- et inter-individus (Bowsher, 1992) que la MVC, mais présente l'avantage d'être en corrélation avec le geste mesuré et non pas selon une contraction isométrique qui s'effectue sur une geste proche et qui ne retranscrit peut être pas les muscles sélectionnés par le geste étudié. C'est pourquoi c'est ce seuil qui a été choisi, pour normaliser chaque saut de chaque sujet, à partir de cette amplitude maximale réalisée pendant les sauts.

2.4.3. Les débuts et fin de contractions

Les instants de début et de fin de contraction sont des caractéristiques temporelles du signal EMG, permettant d'investir les évolutions temporelles du pattern moteur. La plupart des travaux basés sur ces instants ne décrivent pas leur méthode de mesure (Ghori et Luckwill, 1985). Les premiers systèmes d'analyse du *pattern* musculaire reposait sur les mesures manuelles/visuelles à l'aide d'un simple curseur (Abbink *et al.*, 1998). De telles méthodes, fastidieuses, semblent présenter des résultats reproductibles (coefficient de variation de 0,42) selon Hodges et Bui (1996). Par la suite, des algorithmes de calculs de ces instants caractéristiques ont été mis au point : entre 1978 et 1995, au moins 14 méthodes différentes

ont été utilisées (Hodges et Bui, 1996). Elles reposent sur le choix d'un seuil (Winter et Yack, 1987 ; Bouisset et Maton, 1995 ; Hodges et Bui, 1996). Le choix du seuil proprement dit varie selon les auteurs : entre 1,5 SD (Standard Deviation) et 3 SD (Hodges et Bui, 1996). Devant le nombre d'auteurs ayant sélectionné cette dernière méthode et par la cohérence que celle-ci représente après analyse des signaux nous avons gardé ce principe pour déterminer les débuts et fin de contractions.

2.4.4. Root Mean Square (RMS)

La RMS est considérée comme un paramètre quantitatif de l'activité neuromusculaire globale des muscles sur lesquels le signal est enregistré.

L'activité EMG est donc quantifiée en calculant la RMS (root mean square) selon la formule suivante:

$$\text{RMS} = \frac{\sqrt{\int_t^{t+T} (\text{EMG})^2 dt}}{T}$$

Équation 1 où T représente la période concernée, EMG étant le signal électromyographique

3. Traitements statistiques utilisés

3.1. La normalisation temporelle des données

Les données cinématiques et électromyographiques sont normalisées entre des événements précis et définis. Cette normalisation en pourcentage permet de répondre à notre objectif de comparer les experts et les novices sur une même phase gestuelle temporelle : l'impulsion.

3.2. Les coefficients statistiques

3.2.1. Coefficient de multiple corrélation

Le coefficient de multiples corrélations (CMC) est une formule statistique mettant en évidence les similarités des formes des signaux (Lee et Wong, 2001). Cette technique permet l'analyse de formes et la répétitivité de ces formes. (Neter *et al.*, 1989, Kadaba *et al.*, 1989 et Begon, 2006). Il s'agit de la racine carré du coefficient de multiple détermination ajusté (R^2) (Winer 1971, Steinwender *et al.*, 2000).

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (Y_{ij} - \bar{Y}_j)^2 / n(m-1)}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (Y_{ij} - \bar{Y})^2 / (mn-1)}}$$

Équation 2 : Formule du calcul du CMC. Le numérateur du ratio correspond à la variance expliquée c'est-à-dire à la somme cumulée des écarts au carré entre Y_{ij} (correspondant à l'ensemble des échantillons ; i allant de 1 à n instant (0 à 100%) du mouvement et j allant de 1 à m nombre de

mouvement comparé) et \bar{Y}_j étant la moyenne d'un échantillon, pondérés par le nombre d'instant n et le nombre de comparaison effectué $m-1$. Le dénominateur correspond à la variance totale c'est-à-dire, la somme cumulée des écarts au carré par rapport à la moyenne totale des échantillons \bar{Y} pondérés par le nombre total de comparaisons effectuées $(nm-1)$.

Pour la présente étude, le coefficient de corrélation a porté sur les similarités des courbes des évolutions angulaires pour les études cinématiques et des courbes des enregistrements électromyographiques. Dans les cas énoncés, un échantillon j correspond par exemple à une évolution angulaire au cours du temps i allant de 0 à 100% du mouvement. La comparaison de cinq évolutions angulaires amène le nombre m de comparaison à 5.

3.2.2. Coefficient de variation

Le coefficient de variation (CV) est une statistique complémentaire qui permet de révéler l'erreur de la mesure des corrélations. Ce coefficient est défini comme le ratio de l'écart type de la distribution sur la valeur moyenne. Il est exprimé en pourcentage.

$$CV = \frac{\mu \times 100}{\sigma}$$

Équation 3 : Formule du calcul du coefficient variation CV, où μ est l'écart-type et σ la moyenne

Pour l'interprétation de la répétitivité entre les courbes il faut le CMC pour quantifier la reproductivité mais également le CV pour déterminer l'écart qui existe entre les courbes.

Ainsi, quand les formes des courbes sont équivalentes par rapport à une autre courbe, le CV approche 0 et la CMC a une valeur proche de 1.

4. Conclusion

Ce chapitre permet d'expliquer les outils utilisés et également les méthodes utilisées pour la caractérisation de l'impulsion au saut à la perche lors des différentes études reportées dans les chapitres suivants. La méthodologie expérimentale, permettant le recueil de données cinématiques et électromyographiques est généralement la même pour chaque étude. Cependant, le dispositif expérimental dépend de l'étude menée et du paradigme étudié. En effet, dans le chapitre 3, les impulsions sont effectuées dans un environnement réduit, pour la réalisation d'un saut éducatif sur petit élan. Pour le chapitre 4, les impulsions sont réalisées en conditions réelles de pratique du saut à la perche. Et enfin pour le chapitre 5, les impulsions sont réalisées en environnement réduit à l'instar du chapitre 3, l'étude du chapitre 4 ayant permis de valider les études en environnement réduit.

Chapitre 3 : Utilisation des données
cinématiques et électromyographiques
pour l'étude de la technique d'impulsion
lors de la réalisation d'un « éducatif » de
saut à la perche.

BASSEMENT M., GARNIER C., GOSS-SAMPSON M., WATELAIN E., LEPOUTRE F-X. Using EMGs and kinematics data to study the take-off technique of experts and novices for a pole vaulting short run-up educational exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport*. En revision: Manuscript Number: JSAMS-D-08-00207.

BASSEMENT M., GARNIER C. (2004). Étude de la motricité experte lors de la réalisation d'un saut à la perche. *2nd congrès du RFIS*, Valenciennes, France, janvier

BASSEMENT M., GARNIER C., WATELAIN É., LEPOUTRE F-X. (2005). Etude de la cinématique et de l'activité électromyographique lors de la réalisation d'un saut à la perche : différences expert novice., EDP Sciences, 11ème Congrès International De L'ACAPS, Paris, France, In *Recherches Actuelles En Sciences Du Sport*, janvier, ISBN 2-86883-870-4.

1. Introduction

L'objet de ce chapitre est de différencier les patterns musculaires et cinématiques entre des novices et des experts et de les interpréter en termes de contrôle de la motricité. Après un rappel du concept de l'expertise et des modifications qu'il engendre, nous présenterons notre protocole pour tester le paradigme experts-novices. Puis les résultats seront discutés afin d'interpréter les différences mises en évidence.

L'émergence d'une expertise sportive chez un athlète est suivie de modifications physiologiques multiples, à la fois musculaires, perceptives ou articulaires. Les adaptations mises en place par l'expert pour maîtriser son geste peuvent permettre de mettre en exergue les possibilités de progression pour le novice. Ces adaptations pourraient aussi permettre une meilleure connaissance et compréhension du contrôle de la motricité et aider l'expert à se perfectionner d'avantage.

Si la mémoire des experts ne semble pas avoir un niveau de perfectionnement supérieur à celui des novices, elle lui permet cependant d'anticiper les événements grâce à l'utilisation de ses expériences passées. L'expert est à même de sélectionner des informations pertinentes, nécessaires pour la réalisation de son geste, en s'affranchissant de paramètres informationnels parasites. (Bringoux *et al.* 2000; Vuillerme *et al.* 2001a et 2001b). A ce titre l'expert met en place des mécanismes de perception différents et évolués (Hars, 2007), en un registre mémoriel de données visuelles et perceptives. Cependant il apparaît qu'un expert encode d'avantage une réalisation motrice avec la perception musculo-articulaires plutôt qu'avec une perception visuelle. Ainsi, il a été noté des modifications de la perception musculo-articulaire, chez les gymnastes (Vuillerme *et al.* 2001). De ce fait, Button *et al.*, (2003) ainsi que StOnge et Feldmann (2003) ont recherché des invariants de la production motrice basés sur cette perception musculo-articulaire, et ont suggéré que plusieurs activités peuvent être générées

par le SNC à partir d'une même commande. En outre, le répertoire moteur de l'expert influe sur ses organisations cérébrales. En effet, une étude IRM montre que la cartographie du cortex se modifie sous l'effet d'une pratique intensive (Calvo-merino *et al.*, 2004): la réorganisation de l'homonculus s'effectue donc selon les particularités motrices relatives à la pratique physique de l'expert. Une étude de Tyc *et al.*, (2005) par TMS (stimulation magnétique trans-crânienne), montre que les volleyeurs ont une représentation de leur épaule préférentielle, plus étendue que celle des coureurs.

L'expertise aurait également un effet sur l'excitabilité des neurones en augmentant notamment les caractéristiques de vitesse de transmission. Ceci a été montré notamment chez les experts tennismen (Pearce *et al.*, 2000). Enfin, l'expertise permet d'augmenter le gain des réflexes, chez les sprinters, (Ross *et al.* 2001; Hutton et Atwater, 1992). L'entraînement permettrait ainsi d'améliorer les réflexes et de diminuer les temps de latence des réponses motrices. La notion d'efficacité (ou encore la capacité que possède un individu à faire un geste) est également présente dans l'expertise. Ainsi, Lees et Bouracier (1994) ont montré que les forces au sol sont moindres pour les experts au moment de la réalisation d'une impulsion, que pour les novices, montrant une meilleure économie de la réalisation motrice.

L'utilisation du paradigme expert-novice représente donc un intérêt pour l'étude de comportements moteurs. Ce chapitre présente alors l'étude de l'impulsion au saut à la perche au travers de ce paradigme expert-novice. L'étude des différences entre ces deux groupes permet d'identifier des coordinations spécifiques pour un niveau d'expertise donné. Plus spécifiquement, l'évolution des variables cinématiques et électromyographiques seront présentées.

Peu d'expériences ont été effectuées pour étudier comment les muscles du perchiste permettent le transfert d'énergie nécessaire à la réalisation du saut, bien que cela ait été étudié pour le saut en longueur (Kakihana & Suzuki, 2001). En tant qu'activité fermée, le saut à la perche semble faire appel à un pattern moteur spécifique stocké dans la mémoire à long terme. Ce pattern moteur appris par l'expert et dont le novice n'a pas encore fait l'acquisition, couvre à la fois les évolutions segmentaires dans le temps et l'espace et les structures biologiques nécessaires pour la mise en œuvre de ces évolutions. (Schack & Mechsner, 2006 ; Mechsner & Knoblich, 2004). Le pattern moteur mis en mémoire est dès lors composé de

séquences d'activité musculaires, lesquelles sont par conséquent les séquences d'évolution des segments corporels, particulièrement pendant les phases de pose du pied (ou touchdown : TD) et de décollement du pied (ou take-off : TO) pour ce qui concerne l'impulsion.

Cette étude a donc pour intention de caractériser l'activité musculaire et cinématique pour les membres inférieurs pendant les sauts des experts et des novices, pour identifier les différences spécifiques dans le pattern de coordination des deux groupes afin d'expliquer les différences de performances pour ces deux groupes.

2. Méthodes

2.1. Sujets

Neuf athlètes en bonne santé ont participé à cette étude (3 hommes et 6 femmes) qui a été réalisée selon la déclaration d'Helsinki de l'Association Médicale Mondiale (1964). Après avoir obtenu le consentement éclairé des sujets, ceux-ci ont été divisés en deux groupes. Le groupe des novices est composé de quatre athlètes féminines (Taille : 165 cm à 173 cm ; poids de 54 kg à 66kg ; âge de 22 à 24 ans). Ces athlètes n'étaient pas classées dans les bilans des compétitions de la fédération française et avaient moins d'une année de pratique en saut à la perche et en athlétisme. Le groupe des experts était composé de cinq athlètes, trois hommes et deux femmes (taille de 172 cm à 1m83; poids de 68 à 77 kg et age de 20 à 22 ans). Ces athlètes sont classés au niveau national et participent chaque année aux championnats de France de la discipline.

2.2. Protocole

Pendant l'expérimentation, les participants portaient leurs propres vêtements et chaussures de sport. Après un échauffement complet, chaque participant devait courir sur un chemin de course (1 m * 10 m) à leur vitesse de course normale et devait effectuer une impulsion selon leur technique habituelle en utilisant une perche standard identique pour tous les athlètes (d'une longueur de 3.25 m, et d'indice de dureté de 50 kg). L'utilisation de cette perche standard permet dans un premier temps de ne pas considérer comme variable dépendante la flexibilité (dureté étant le terme technique équivalent dans le domaine sportif) de la perche. Le choix de la perche a été effectué au regard des conditions expérimentales pour permettre la réalisation effective de l'impulsion et répondre aux exigences de la tâche d'entraînement (Houvion 1992). Ce type de saut est effectué à l'échauffement et pendant les séances dites de « techniques ». C'est pourquoi les phases de retournement et de vol ne sont pas exécutées.

Les participants disposent de quinze minutes pour se familiariser avec les conditions expérimentales afin que leur technique d'impulsion soit la plus proche de leur réalisation habituelle. Pendant cette période de préparation les plates formes de forces (Logabex ®, Giat-Industrie Society, Toulouse, France), qui permettent de déterminer la phase de pose du pied et le temps de contact avec le sol, sont ajustées par rapport au point d'impulsion de chaque participant (figure. 18). Les données des plates formes de forces ont été acquises à 1080 Hz. Chaque participant effectue la tâche requise 10 fois dans le but d'obtenir au moins cinq réalisations considérées comme valide par un coach expert.

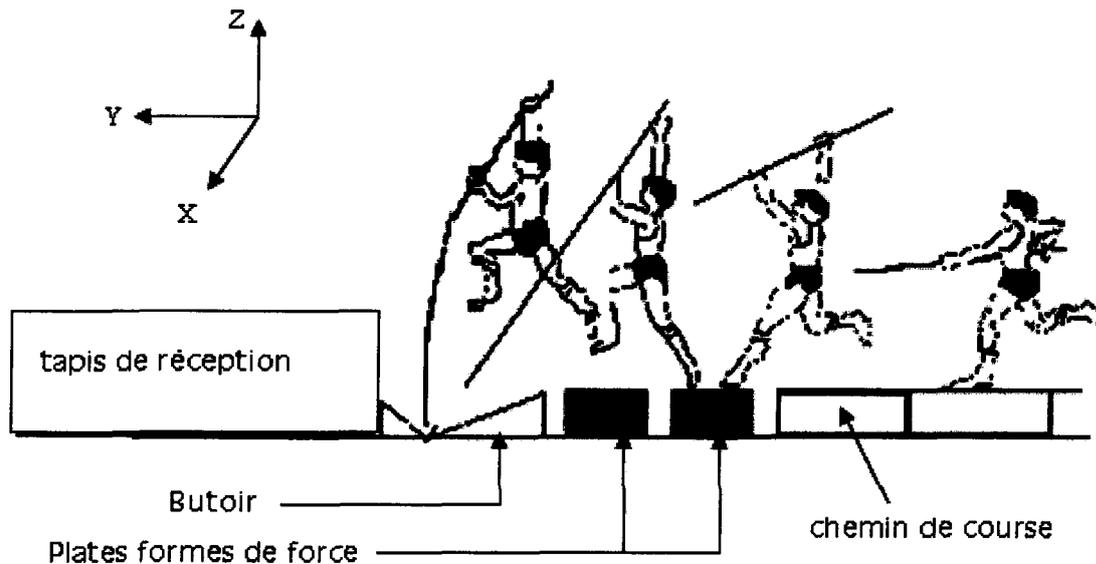


Figure 18 : Installation expérimentale avec le chemin de course, les plates formes de force, le butoir et les tapis de réception. Les athlètes courent selon l'axe Y du repère de référence du laboratoire

2.3. Mesures cinématiques

Les données cinématiques sont recueillies par l'utilisation du système Vicon Peak motion analysis System ® (Vicon Peak - Oxford, UK) avec 8 caméras. Le modèle géométrique utilisé est celui décrit dans le chapitre 2. Les marqueurs ont donc été collés directement sur la peau et ont été placés sur le pubis, les crêtes iliaques, les genoux, les chevilles, les pieds et les talons. (figure.19).

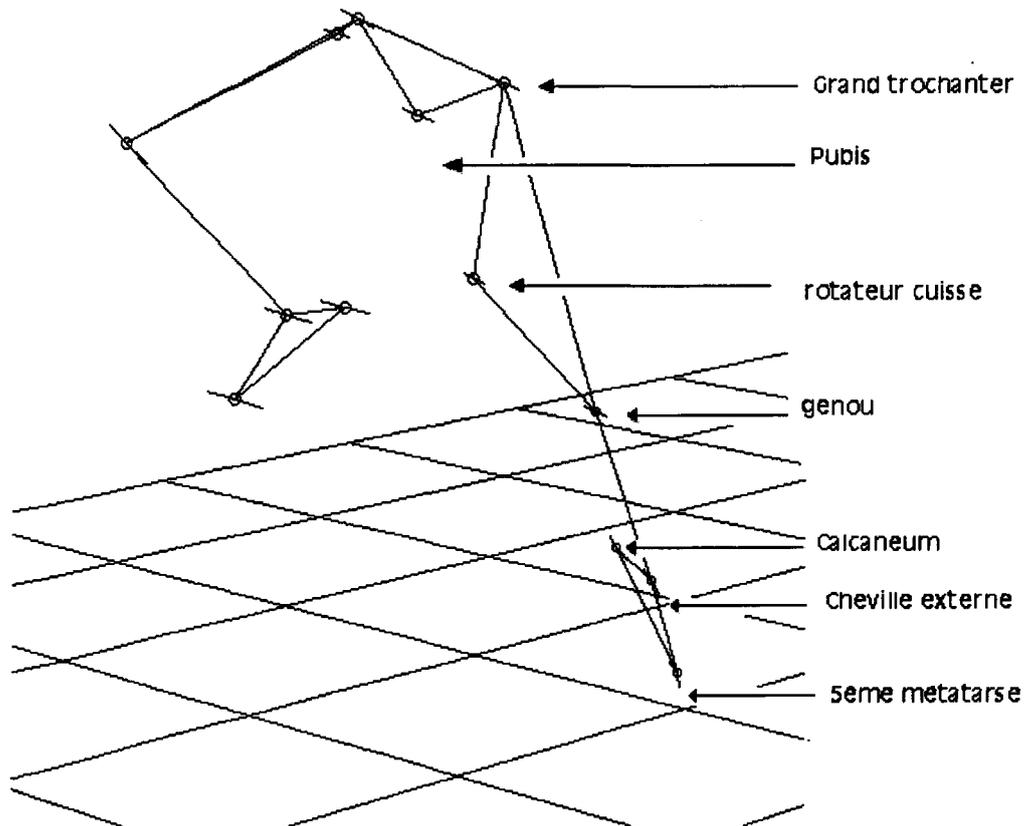


Figure 19 : Une stick-figure des membres inférieurs d'un sujet expert. Les flèches indiquent l'emplacement des différents marqueurs.

Les données cinématiques ont été acquises avec une fréquence d'échantillonnage de 120Hz.

2.4. Mesures électromyographiques

L'activité musculaire a été enregistrée en utilisant des électrodes bipolaires pré-amplifiées (Biochip ®, Elmatek, France), connectées au système d'analyse du mouvement pour permettre aux données électromyographiques et cinématiques d'être synchronisées. Ces électrodes sont placées sur la jambe d'impulsion sur les points moteurs des muscles *biceps femoris* (LBF), *vastus lateralis* (LVL) et *gastrocnemius lateralis* (LGL).

Les activités EMG ont été enregistrées à 1080Hz, et filtrées en utilisant un filtre à bande passante Butterworth (20 Hz – 300 Hz).

2.5. Procédure

Chaque essai de chaque sujet a ensuite été découpé en trois phases (figure.20). La phase 1 du saut technique correspond à la dernière foulée de la phase d'approche. Cette dernière foulée se termine juste avant la pose du pied d'impulsion sur la plate forme de force. La phase 2 débute quand le pied d'impulsion atterrit sur la plate forme de force, (pose du pied ou touchdown TD) et se termine quand ce pied quitte la plate forme de force, (décollement du pied ou takeoff TO). La phase 3 commence juste après le TO et se termine quand le perchiste groupe ses jambes pour enchaîner la fin du saut. Chaque instant de la phase est exprimé en pourcentage de la durée totale de la phase ce qui permet de comparer les sauts intra et inter-sujets aux mêmes instants.

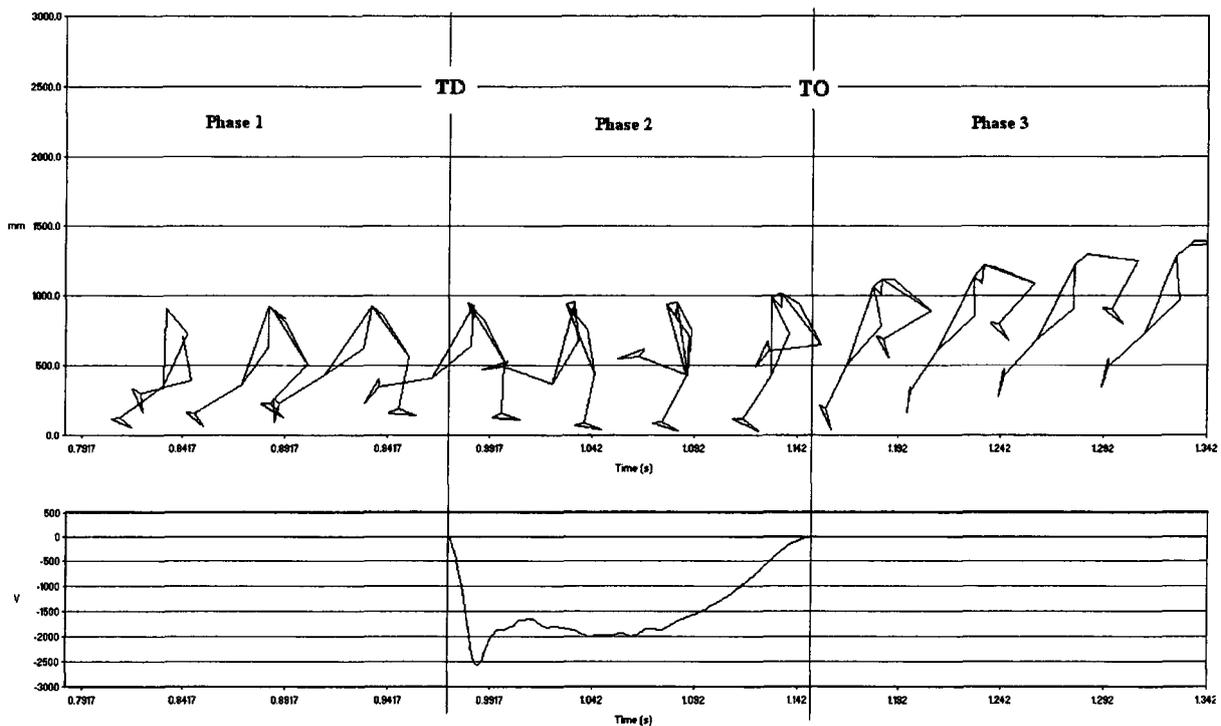


Figure 20 : Le saut technique est défini, en trois phases, la phase 2 étant définie grâce à la plate-forme de force ; bornée par la pose du pied (TD) et le décollement du pied (TO). Les sticks figures sont utilisés pour représenter les positions du corps de l'athlète pendant la phase d'impulsion.

2.6. Traitements et analyse statistique

Les données cinématiques ont été filtrées et lissées par l'utilisation d'un filtre Butterworth passe bas de second ordre (fréquence de coupure: 6 Hz) grâce à une routine dans Matlab (TheMathWorks, Inc.). Cette routine Matlab (TheMathWorks, Inc.) a également été utilisée pour calculer les angles articulaires par l'intermédiaire des coordonnées des marqueurs anatomiques. Les angles sont calculés entre deux membres adjacents dans le plan sagittal.

Le signal électromyographique a été rectifié et exprimé en pourcentage de la contraction dynamique (MDC), qui est le point maximal atteint par le signal pendant le mouvement. Les valeurs de Root Mean Square (RMS) de ces signaux ont été également calculées pour les trois phases

Un test non paramétrique U de Mann Whitney a été utilisé pour évaluer les différences significatives ($p \leq 0.05$) entre les experts et les novices. Ce test a été utilisé sur les données temporelles, les données des angles articulaires et des vitesses angulaires et sur les données électromyographiques pour l'ensemble des phases et les instants TD et TO du saut.

3. RESULTATS

3.1. Données cinématiques

3.1.1. Les novices :

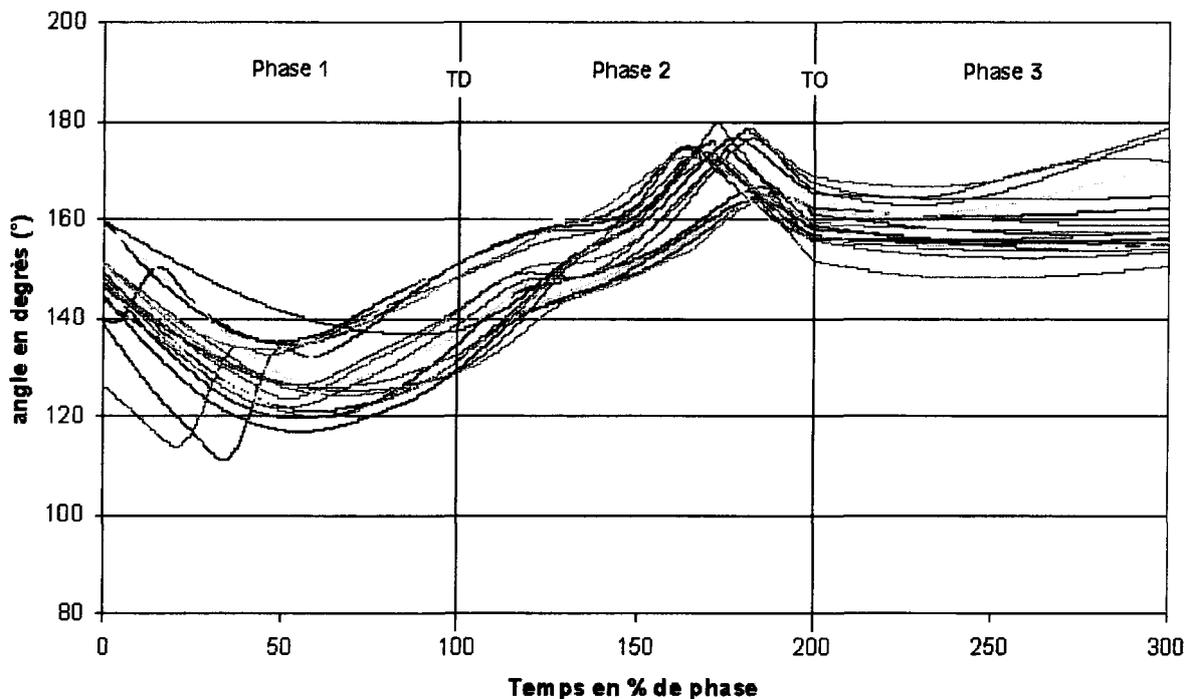


Figure 21 : Angles de la hanche pour les quatre novices (n=20 sauts)

La figure 21 représente les évolutions angulaires de la hanche pour les cinq essais des sujets novices. Dans la phase 1, les angles de la hanche diminuent, c'est à dire se ferment jusqu'au milieu de la phase pour ensuite augmenter, c'est-à-dire s'ouvrir. Dans la phase 2, les angles de la hanche continuent de s'ouvrir jusqu'à environ 75% de cette seconde phase pour ensuite se refermer. Pendant la phase 3, les angles tendent à rester stable, ou augmenter légèrement.

Les évolutions des angles du genou pendant les cinq essais des quatre novices sont représentées sur la Figure 22. Cette figure montre que pour tous les sujets, les angles du genou s'ouvrent dans la phase 1 jusqu'à ce que le pied soit positionné pour le TD, s'ensuit une diminution jusqu'au milieu de la phase 2. A ce point, les angles recommencent à s'ouvrir jusqu'à ce que le pied soit relevé pour la préparation du TO, et ensuite se referment graduellement après le TO.

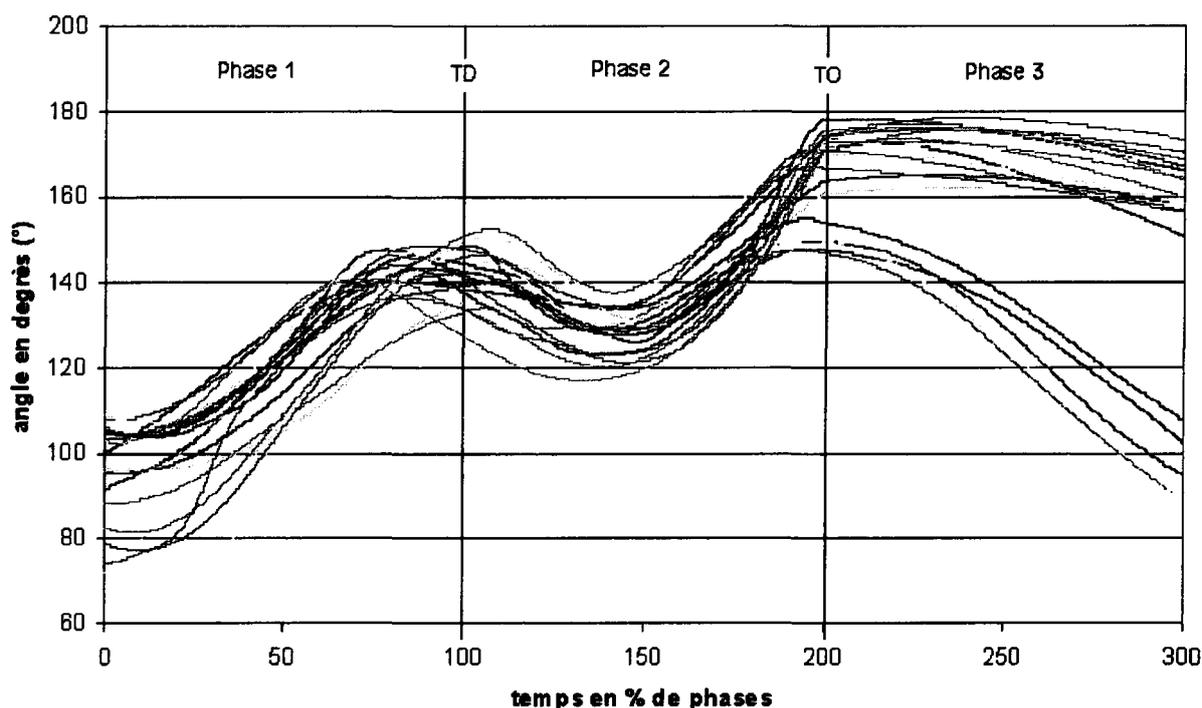


Figure 22 : Angles du genou pour les quatre novices (n=20 sauts)

L'angle de la cheville (figure 23) dans la phase 1 diminue rapidement et ensuite augmente jusqu'à ce que le pied soit positionné pour le TD. Il diminue ensuite jusqu'à la moitié de la phase 2 quand il commence à augmenter de nouveau, atteignant un point de stabilité à la phase 3. L'angle de la cheville atteint son maximum quand le TO se produit pour la majorité des sujets..

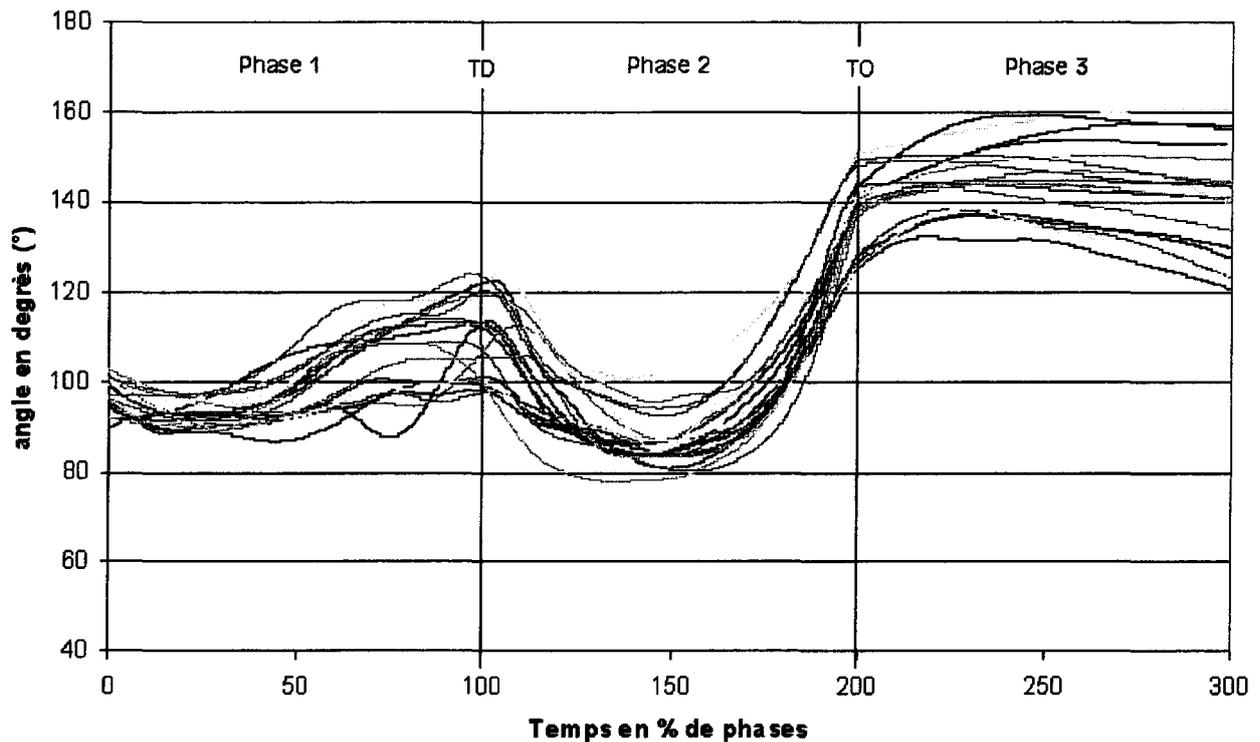


Figure 23 : Angle de la cheville pour les quatre novices (n=20 sauts)

3.1.2. Les experts :

Les figures 24, 25 et 26 montrent l'évolution des angles articulaires étudiés pour les experts.

L'angle de la hanche (figure 24) en phase 1 diminue jusqu'au milieu de cette phase et ensuite augmente de ce point jusqu'à atteindre 90% de la phase 2. À ce point, l'angle de la hanche augmente moins rapidement jusqu'à se stabiliser plus ou moins vers le milieu de la phase 3.

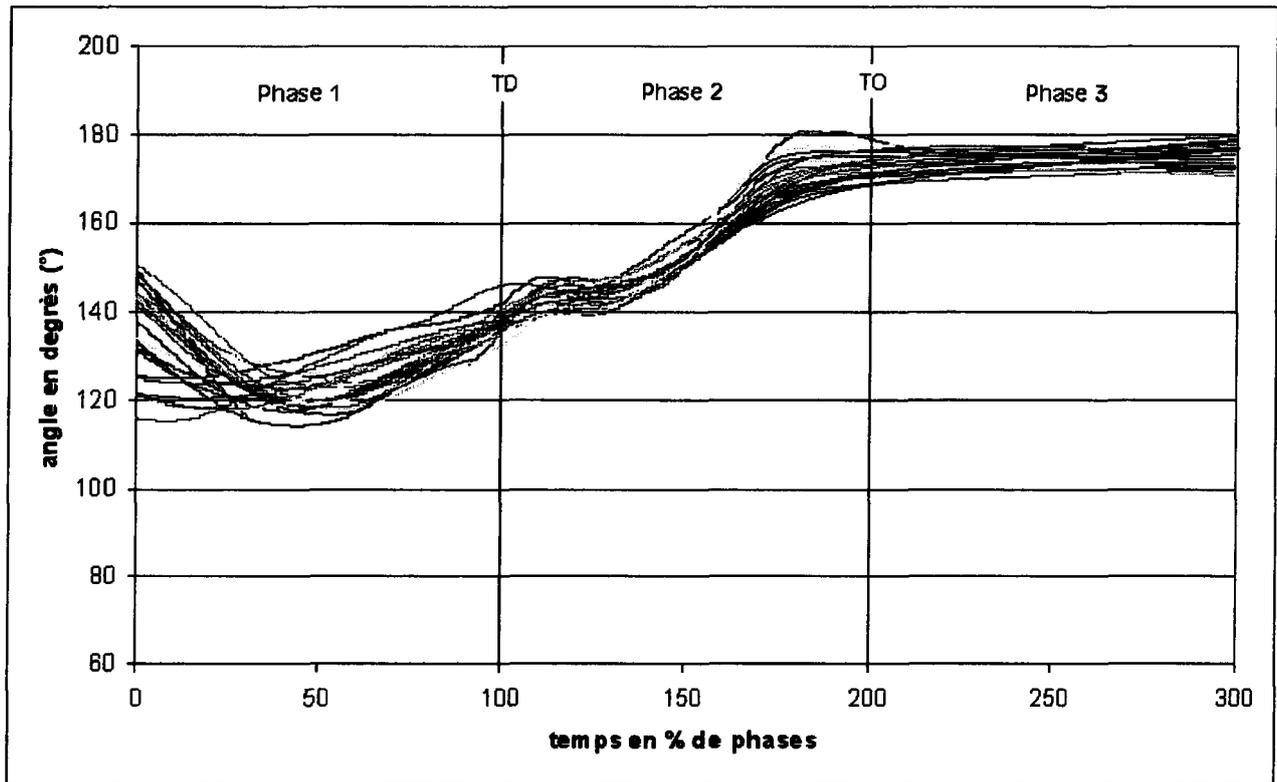


Figure 24 : Angle de la hanche pour les experts (n=20)

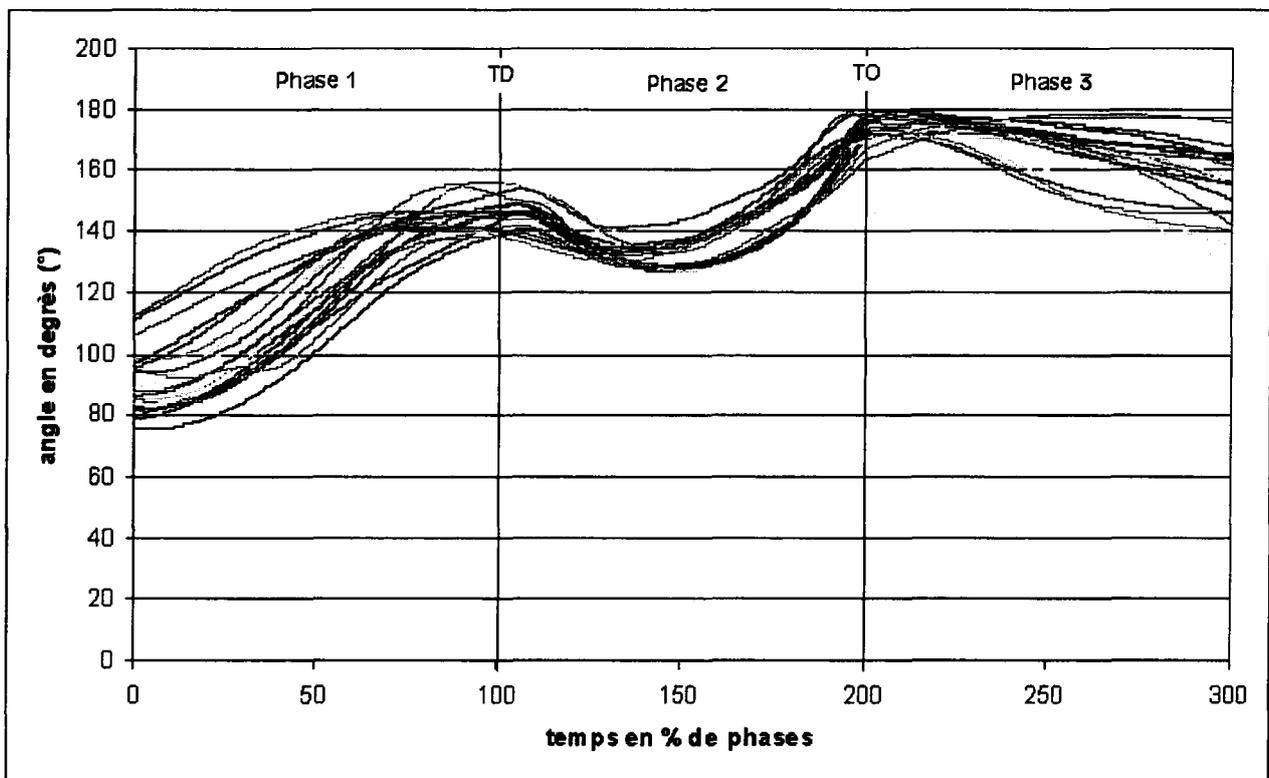


Figure 25 : Angle du genou pour les experts (n=20 sauts)

L'angle du genou (figure 25) augmente jusqu'à ce que le pied soit positionné pour le TD, diminuant dans la première partie de la phase 2 et augmentant avant une nouvelle diminution en phase 3.

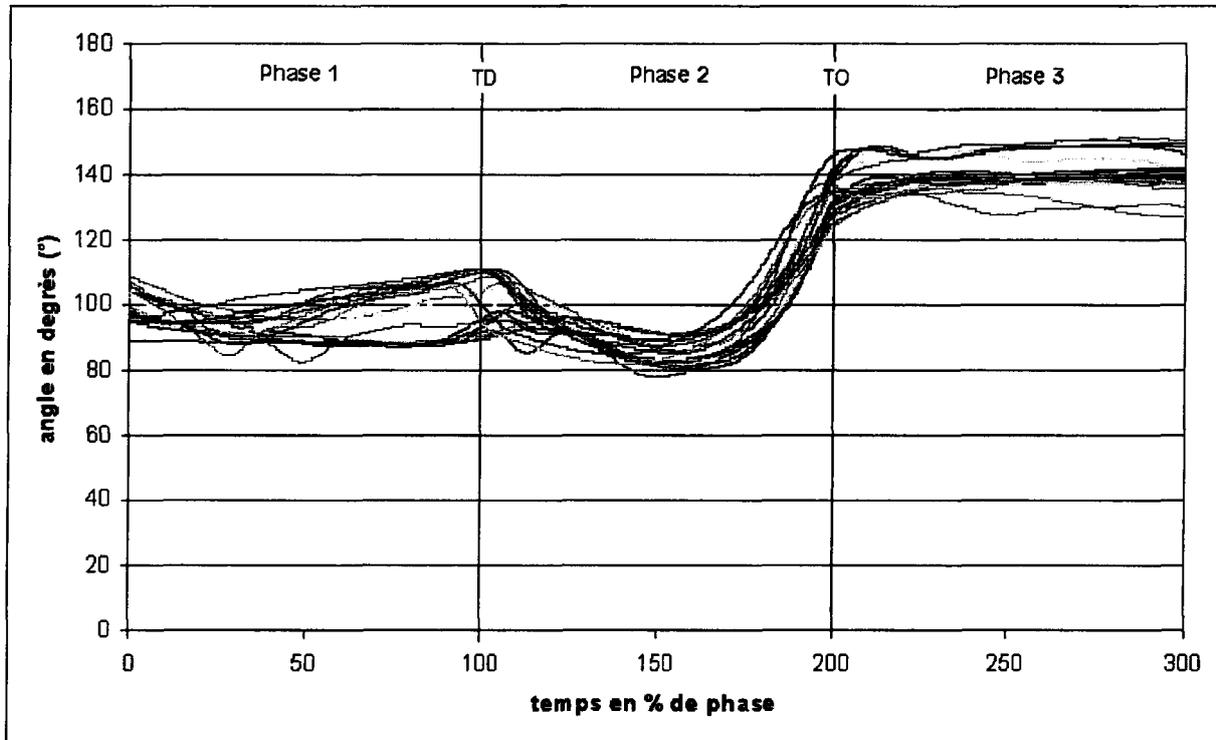


Figure 26 : Angle de la cheville pour les experts (n=20 sauts)

L'angle de la cheville (figure 26), après une courte diminution, augmente pendant la phase 1. Il diminue ensuite jusqu'au milieu de la phase 2, pour ensuite augmenter jusqu'au début de la phase 3. A ce point l'angle de la cheville tend à se stabiliser, demeurant au même niveau tout au long de la phase 3.

3.1.3. La comparaison novice-expert.

Un test statistique U de Mann-Whitney est utilisé. Les résultats montrent des différences significatives ($p < 0.05$), pour les angles du genou et cheville ainsi que les vitesses angulaires du genou et de la hanche aux instants TD et TO. Les autres variables ne montrent pas de différences significatives (tableau 2).

Ces résultats montrent que, au moment où le pied touche le sol (TD), l'angle du genou des experts est plus ouvert ($145^{\circ} \pm 13.3$) que pour les novices ($141^{\circ} \pm 5.3$). L'angle de la cheville tend à être plus fermé pour les experts ($101^{\circ} \pm 6.9$) que pour les novices ($110^{\circ} \pm 8.7$). Au TO, l'angle du genou des experts est plus ouvert ($172^{\circ} \pm 3.6$) que pour les novices ($166^{\circ} \pm 10.6$), pendant que l'angle de la cheville est plus fermé ($131^{\circ} \pm 9.3$) que pour les novices ($139^{\circ} \pm 8.2$). En outre, l'angle de la hanche des experts est plus ouvert ($178.5^{\circ} \pm 6.6$) que celui des novices ($160^{\circ} \pm 4.2$). La vitesse angulaire du genou est supérieure pour les experts ($0.71 \text{ rad s}^{-1} \pm 0.24$) par rapport aux novices ($0.26 \text{ rad.s}^{-1} \pm 0.47$).

Tableau 2: Angles et vitesses angulaires avec les écart-types au TD et TO pour les deux groupes de sujets. NS : non significatif, *: statistiquement différent ($p \leq 0.05$).

	ANGLE (deg)			VITESSE ANGULAIRE (rad.s-1)		
	EXPERTS	NOVICES	<i>p</i>	EXPERT	NOVICE	<i>p</i>
TOUCHDOWN						
Hanche	$135^{\circ} \pm 4$	$139^{\circ} \pm 8.2$	0.834 NS	$0.41. \pm 0.17$	$0.45. \pm 0.05$	0.4 NS
Genou	$145^{\circ} \pm 13.3$	$141^{\circ} \pm 5.3$	0.023 *	$0.04. \pm 0.26$	$-0.04. \pm 0.28$	0.21 NS
Cheville	$101^{\circ} \pm 6.9$	$110^{\circ} \pm 8.7$	0.0003 *	$0.07. \pm 0.42$	$0.21. \pm 0.87$	0.13 NS
TAKEOFF						
Hanche	$178.5^{\circ} \pm 6.6$	$160^{\circ} \pm 4.2$	<0.0001 *	$-0.66. \pm 0.44$	0.12 ± 0.08	0.0007 *
Genou	$172^{\circ} \pm 3.6$	$166^{\circ} \pm 10.6$	0.017 *	$0.71. \pm 0.24$	$0.26. \pm 0.47$	0.0019 *
Cheville	$131^{\circ} \pm 9.3$	$139^{\circ} \pm 8.2$	0.003 *	$1.31. \pm 0.47$	$1.40. \pm 0.32$	0.7 NS

3.2. Données électromyographiques

3.2.1. Les novices :

La figure 27 montre l'évolution des activités électromyographiques d'un novice, représentatif du groupe, pour les muscles LVL, LBF, et LGL pendant les trois phases du saut.

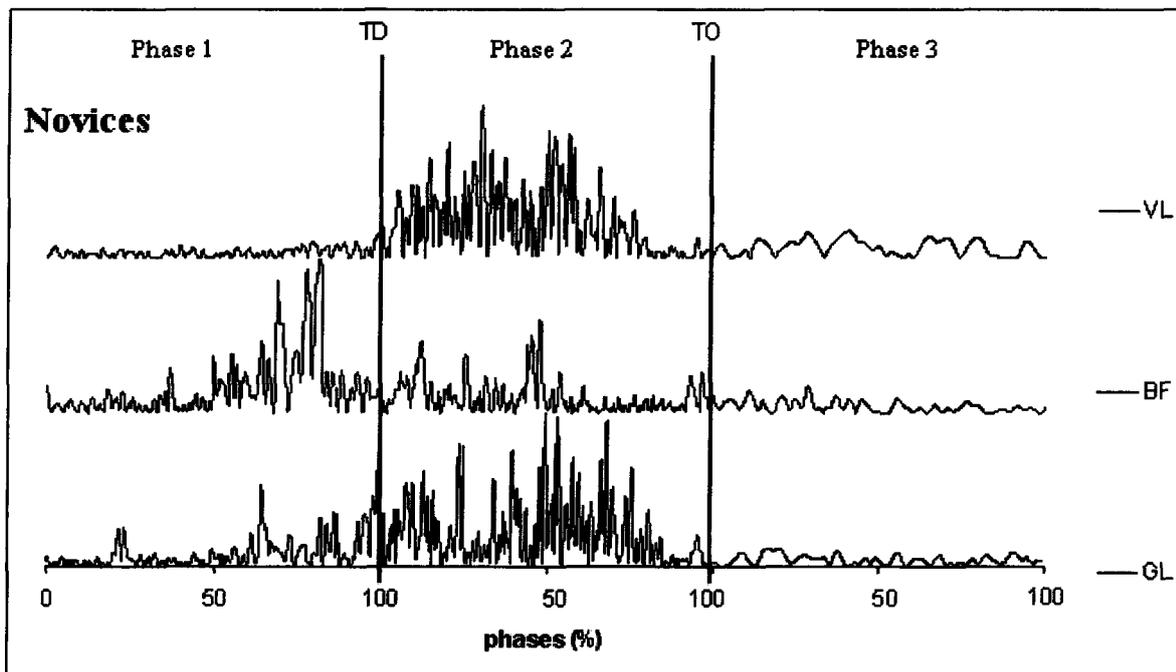


Figure 27 : Evolution des données électromyographiques filtrées et rectifiées d'un novice pour le vastus lateralis (LVL), le biceps femoris (LBF) et le gastrocnemius lateralis (LGL). Chaque instant est exprimé en pourcentage de la durée totale de la phase.

Le muscle LVL des novices commence à se contracter à la fin de la première phase et continue pendant la majeure partie de la phase 2. Le muscle LBF est activé du milieu de la phase 1 jusqu'au milieu de la phase 2. En phase 3, les données des EMG pour les deux muscles indiquent une activité électromyographique inférieure au niveau de base. Le LGL est activé dans la première moitié de la phase 1 et pendant la majeure partie de la phase 2. Ce muscle ne semble pas être activé en phase 3.

3.2.2. Les experts:

La figure 28 montre l'évolution de l'activité électromyographique pour un expert, représentatif du groupe, pour les muscles LVL, LBF, et LGL pendant les trois phases du saut.

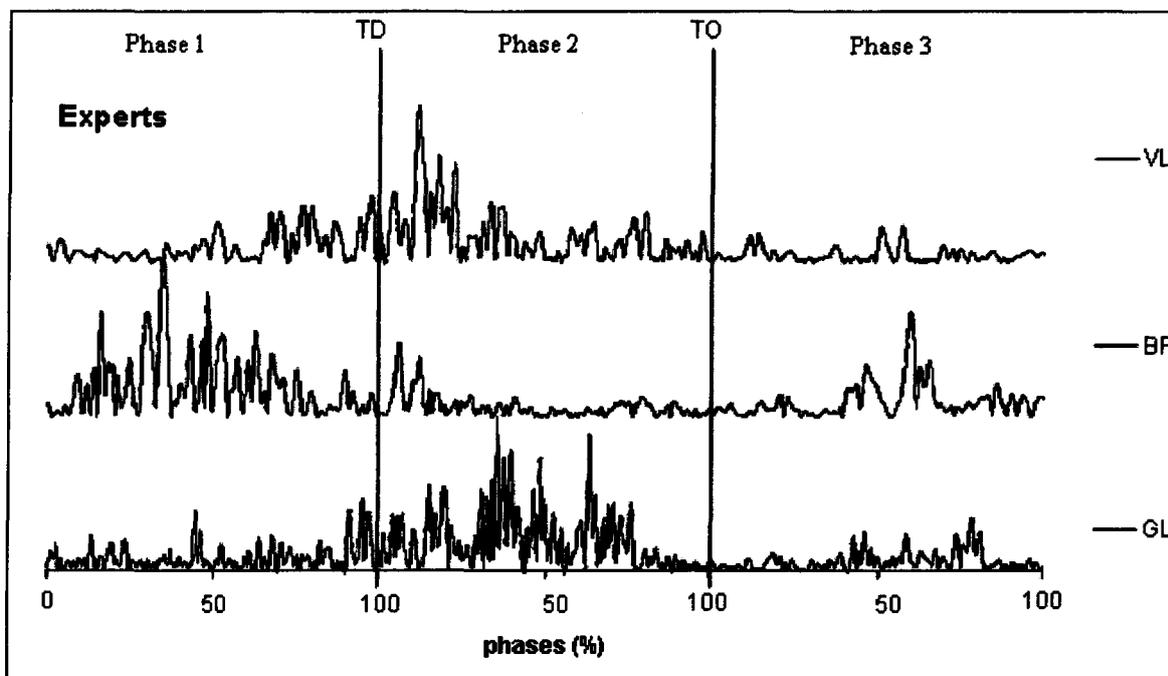


Figure 28: Evolution des activités électromyographiques filtrées et rectifiées pour le vastus lateralis (LVL), le biceps femoris (LBF) et le gastrocnemius lateralis (LGL) d'un expert. Chaque instant est exprimé en pourcentage de la durée de la phase.

La figure 28 montre que l'activité du LVL des experts commence à la moitié de la phase 1 et continue jusqu'à la fin de la phase 2. Ce muscle n'est pas activé pendant la phase 3. Le LBF est activé pendant la phase 1, mais pas en phase 2, et recommence à être actif une fois encore en phase 3. L'activité du LGL est observée pendant la première moitié de la phase 1 et pour la majeure partie de la phase 2, mais tend à diminuer peu à peu pendant la phase 3.

Les valeurs de Root Mean Square (RMS) ont été calculées pour les trois phases. Le test statistique met en évidence les différences significatives entre les experts et les novices ($p \leq 0.05$) pour le LVL pendant les trois phases et pour le LBF pendant la phase 1 et la phase 3, indiquant une différence dans le contrôle musculaire. Les valeurs de RMS ont également été calculées pour les moments du TD et du TO. Ces valeurs ont été calculées sur un intervalle de 2% encadrant ces instants (tableau 3).

Les tests statistiques indiquent des différences significatives ($p \leq 0.05$) entre les experts et novices, au moment de TD pour le LBF et le LGL ainsi qu'à l'instant du TO pour le LVL et le LGL.

Tableau 3: Valeurs moyennes de RMS, avec les écart-types, pour les activités musculaires au instant des touchdown (TD) et takeoff (TO) pendant les phases 1, 2 et 3. NS: non significatif, * : différences statistiques significatives ($p \leq 0.05$).

RMS		EXPERTS	NOVICES	p
phase 1	Vastus lateralis	396 ± 194	176 ± 76	0.0001 *
	Biceps femoris	514 ± 140	257 ± 96	0.0001 *
	Gastrocnemius lateralis	203 ± 87	181 ± 62	0.29 NS
Touchdown	Vastus lateralis	27 ± 12	23 ± 17	0.13 NS
	Biceps femoris	7 ± 4	14 ± 12	0.01 *
	Gastrocnemius	16 ± 10	26 ± 13	0.01 *
phase 2	Vastus lateralis	794 ± 243	463 ± 109	0.00001 *
	Biceps femoris	303 ± 297	342 ± 486	0.452 NS
	Gastrocnemius lateralis	586 ± 356	391 ± 107	0.064 NS
Takeoff	Vastus lateralis	10 ± 11	4 ± 3	0.01 *
	Biceps femoris	17 ± 16	17 ± 20	0.79 NS
	Gastrocnemius lateralis	5 ± 7	7 ± 6	0.03 *
phase 3	Vastus lateralis	182 ± 152	75 ± 27	0.0009 *
	Biceps femoris	326 ± 150	230 ± 235	0.0043 *
	Gastrocnemius lateralis	135 ± 156	167 ± 225	0.59 NS

4. DISCUSSION

Le niveau d'expertise a un impact sur les angles articulaires et les contractions musculaires. Cet impact peut être du à différents facteurs comme les évolutions musculaires, articulaires et le contrôle moteur du SNC. Parmi les variables cinématiques étudiées, les angles des genoux

et de la cheville, et les vitesses angulaires de la hanche et de la cheville, montrent des différences significatives entre les experts et les novices. Les données électromyographiques indiquent que les activités du *vastus lateralis* (LVL) et du *biceps femoris* (LBF) sont significativement différentes pour les experts et les novices. Plus particulièrement, l'activité du LBF et du LGL au moment du touchdown (TD) et l'activité du LVL et du gastrocnemius lateralis (LGL) au l'instant du takeoff (TO) sont tous les deux significativement différents.

4.1. Phase 1

La première phase du saut se réfère au dernier pas avant le commencement de la procédure du transfert de l'énergie. Cette phase peut permettre au pied d'être positionné correctement dans le but d'être le plus réactif possible au sol. Pendant l'évolution du pied en phase 1, les experts ont un angle du genou plus obtus ($145^\circ \pm 13.3$) que les novices ($141^\circ \pm 5.3$). Ils ont également un angle de la cheville plus aigu ($101^\circ \pm 6.9$ pour les experts en comparaison de $110^\circ \pm 8.7$ pour les novices). Nos résultats pour le saut à la perche sont concordants avec ceux publiés par McMahon, *et al.*, (1987) et ceux de Farley, *et al.*, (1998) et Arampatzis *et al.*, (2001), en termes d'approche et avec ceux de Laffaye, *et al.* (2005), en termes d'impulsion. Toutes ces études montrent qu'un angle du genou plus fermé réduit la rigidité de la jambe, et dans le même temps diminue le choc en absorbant l'énergie sans la retransmettre. Pour que le geste du griffé soit réussi, les experts augmentent la rigidité de leur jambe d'impulsion pendant cette phase, afin de diminuer la perte d'énergie lors du contact du pied avec le sol et ainsi optimiser le transfert d'énergie. En plus de l'angle du genou, l'angle de la cheville est également important pour la réussite du griffé. Des travaux ont montré qu'un angle de la cheville plus fermé augmente la restitution d'énergie nécessaire à la réussite d'un saut (Kakahana & Suzuki, 2001). Dans notre étude, l'angle de la cheville des experts tend à être plus fermé que celui des novices qui tendent à « s'écraser au sol » et refermer cet angle après l'impact.

Nous retrouvons ces différences au niveau des activités musculaires des deux groupes pendant la phase 1. Pendant cette phase, les LVL et LBF des experts semblent se contracter plus tôt

que ceux des novices. Les experts stabilisent leur articulation du genou plus tôt que les novices. En outre certains novices ne présentent pas d'activation du LBF ou du LVL dans cette phase de préparation du TD, empêchant donc toute réalisation correcte de l'impulsion.

4.2. Au moment de la pose du pied (TD)

Au moment où le pied se pose au sol (TD) entre la phase 1 et la phase 2, les experts et les novices présentent des co-contractions des muscles LVL et LBF ce qui confirme l'hypothèse selon laquelle l'articulation du genou doit être stabilisée au moment où le pied touche le sol. L'articulation du genou est aussi soumise aux actions combinées du LGL et du LBF qui exercent un contrôle à la fois sur l'évolution des angles du genou et de la cheville. Il n'existe aucune similitude entre les activités musculaires des experts et des novices pour ces deux derniers muscles, ce qui explique les différences angulaires observées pour le genou et la cheville. Les évolutions optimales pour les angles articulaires des experts sont donc le résultat de l'optimisation des activités musculaires (Laffaye *et al.*2005).

4.3. La phase 2

Les experts présentent un pattern musculaire particulier pendant la phase 2. Le LVL reste contracté, mais la contraction du LBF diminue. Ensuite le LVL se relâche aux environs de la moitié de cette phase, avant de recommencer à se contracter aux trois-quarts de cette phase. Dans le groupe des novices, dans un premier temps, le LVL reste contracté jusqu'au trois-quarts, travaillant en co-contraction avec le LBF. A ce moment les deux muscles se relâchent. Ainsi pour la majorité des novices, les activités électromyographiques du LVL s'arrêtent à la fin de la phase 2, alors que pour les experts, la contraction musculaire continue. Nous n'observons pas de différence dans l'activité du LGL.

Ces résultats expliquent l'évolution de l'angle du genou à la fois chez les experts avec une poursuite de l'ouverture et, chez les novices avec l'arrêt de cette ouverture. La contraction du

LGL seul ne peut expliquer les différences dans l'évolution de l'angle de la cheville. En effet, il aurait fallu obtenir les activités musculaires de son antagoniste : Le *tibialis antérieur*. Cependant, ces différentes variations dans l'activité musculaires indiquent une différence de contrôle de l'activité musculaire (Larue, *et al.*, 1989, Blackwell & Cole, 1994).

En ce qui concerne l'angle de la hanche des experts, il continue de s'ouvrir pendant la phase 2. Contrairement au novice, l'athlète expert augmente l'amplitude de son mouvement dans le but de transformer plus longtemps l'énergie horizontale initiale en une énergie potentielle verticale dans la perche. Effectivement, la fin de l'activité du LVL des novices correspond au moment où la perche se plante dans le butoir. Alors que la résistance de la perche nécessite de prolonger l'activité musculaire du perchiste, les novices arrêtent leur activité musculaire contrairement aux experts. L'activité prolongée des experts est donc un moyen efficace pour transmettre l'énergie dans la perche. Les novices doivent apprendre ce pattern particulier de cette partie de la phase 2 dans le but d'augmenter la flexion de la perche et d'améliorer leurs chances de réussir la phase suivante.

4.4. Au moment du décollage du pied (TO)

Au moment du TO, l'angle du genou et de la hanche pour les experts sont plus obtus ($172^\circ \pm 3.6$ et $178.5^\circ \pm 6.6$) et l'angle de la cheville est plus aigu ($131^\circ \pm 9.3$) que pour ceux des novices ($166^\circ \pm 10.6$, $160^\circ \pm 4.2$ et $139^\circ \pm 8.2$ respectivement). Les angles du genou et de la cheville des novices atteignent leur maxima au moment du TO, alors que les maxima des experts sont atteints après le moment du TO, ce qui signifie que l'action continue après l'impulsion. Cette continuité est accentuée par l'ouverture de l'angle de la hanche des experts. Exécuter un saut à la perche demande que la perche plie pendant la phase d'impulsion, ce qui permet à l'énergie créée par l'athlète de se stocker dans la perche. (Morlier & Cid 1996, Arampatzis *et al.*, 2004). L'ouverture continue des angles des experts contribue donc à la continuité du transfert d'énergie. Parce que les évolutions angulaires sont stoppées au niveau du TO pour les novices, la continuité du transfert d'énergie est moindre. En ce sens

l'ouverture des angles est une optimisation du transfert d'énergie parce que cela limite l'absorption d'énergie. (Linthorne, 2000).

4.5. La phase 3

Il y a également une différence entre les experts et les novices pendant la phase 3, principalement en termes d'activité du LBF. Ce muscle est activé chez les experts contrairement aux novices. Le but des experts est effectivement de prolonger les activités musculaires et leurs effets pour transmettre l'énergie dans la perche. Les novices doivent apprendre à prolonger leurs activités musculaires dans le but d'utiliser l'énergie emmagasinée dans la perche et de la récupérer pour envoyer leur corps au dessus de la barre. La phase 3 de notre étude ne correspond pas cependant à la réalité d'un saut puisqu'il n'y a pas de retournement ou de franchissement de barre.

4.6. Coordination motrice

Nos résultats montrent une différence d'organisation motrice des experts par rapport aux novices en saut à la perche, due à une différence significative dans les évolutions des angles articulaires qui résultent eux mêmes d'une différence dans les contractions musculaires. Si les caractéristiques spécifiques relatives à la technique de saut sont mises à part, les patterns moteurs des experts montre une homogénéité (absence de différences significatives) dans les activités électromyographiques, et les évolutions des angles articulaires. A coté de quoi l'organisation des novices tend à être très disparate, montrant de temps à autres des similarités avec les experts et des différences significatives en fonctions des variables étudiées.

Le saut à la perche est une tâche motrice qui doit être optimisée pour atteindre le but requis, la transformation de la vitesse horizontale dans le but de plier la perche et d'être éjecté ensuite au dessus de la barre. A notre connaissance, aucune autre étude n'a été effectuée à propos des

activités musculaires du perchiste pendant son saut. Notre expérimentation analyse ces activités musculaires et établit des corrélations entre ces activités et l'évolution des angles articulaires; et ce, dans le but de mettre en évidence des coordinations des membres inférieurs, utilisées par les experts pour optimiser le transfert d'énergie. Il semble que le peu de réussite des novices réside principalement dans la difficulté de réaliser la coordination musculaire optimale et dans leur placement segmentaire minimisant ainsi l'effet de l'impulsion.

Plus d'investigations sont nécessaires pour comprendre comment les athlètes experts contrôlent leur transfert d'énergie lors de la réalisation d'une impulsion. Le geste de l'impulsion nécessite un contrôle particulier que les novices n'ont pas acquis. Le contrôle de l'impulsion et de la flexion de la perche doit être investi plus précisément lors de la réalisation par des experts d'un saut en conditions réelles. En effet, outre le fait que le geste d'impulsion est un support dans cette étude pour analyser les différences de contrôle entre les deux niveaux d'expertise et également que ce type de saut est réalisé à chaque entraînement technique ; la réalisation sur un élan réduit peut poser le problème de la conformité à la pratique réelle de l'activité saut à la perche. Ainsi, dans le but de confirmer les premières indications de contrôle du geste par les experts et de valider cette pratique en conditions restreintes, le chapitre suivant considérera le contrôle de la motricité experte avec une course d'élan telle qu'elle existe lors de la pratique du saut à la perche.

Chapitre 4 : Analyse cinématique et électromyographique du membre inférieur des perchistes experts pendant la phase d'impulsion, en condition réelle.

BASSEMENT M., GARNIER C., GOSS-SAMPSON M. (2007). A kinematic analysis of the pole vault take-off. M. Bassement, C. Garnier And Goss Sampson M. (Ed.), *XXXIIème congrès annuel de la Société de Biomécanique*, Lyon, France, janvier.

BASSEMENT M., GARNIER C., GOSS-SAMPSON M., LEPOUTRE F-X. (2008). Kinematics and EMG analysis of expert pole vaulter's lower limb during take off phase. M. Bassement, C. Garnier, M. Goss-sampson And F.x. Lepoutre (Ed.), *7th conference of the international sport engineering association*, Biarritz, France, janvier.

GOSS-SAMPSON M., BASSEMENT M., GARNIER C. (2008). Kinematic analysis of the pole vault take-off phase. M. Goss-sampson, M. Bassement, C. Garnier, M. Chapman & P Smith (Ed.), *Annual Conference of the British Association of Sport and Exercise Sciences, volume 25, issue s2*, Bath, GB, pp. 45-46, janvier.

1. Introduction

Le but de ce chapitre est d'établir les critères de réalisation de la performance au niveau cinématique et électromyographique lors de la réalisation d'un saut à la perche en conditions réelles de pratique et d'entériner des ressemblances ou dissemblances avec les résultats obtenus lors de la réalisation des sauts techniques réalisés dans le chapitre précédent.

Le pattern moteur utilisé par l'athlète est composé de séquences motrices musculaires et segmentaires, particulièrement au moment des phases mentionnées plus haut. Le but de cette réalisation motrice est d'optimiser le mouvement d'impulsion pour assurer un meilleur transfert d'énergie entre la phase d'approche et le saut. L'identification du pattern spécifique de coordination utilisé par les experts, par l'analyse du mouvement et les enregistrements électromyographiques, peut aider à la compréhension de la genèse d'un mouvement sportif complexe par le système nerveux central. Une synthèse bibliographique des études sur le saut à la perche et les modèles de performance de Hay (1993) dans les autres sauts athlétique ont permis de lier les variables mécaniques pour les mesures de performance en saut à la perche (figure 29). Comme pour les autres sauts, la performance au saut à la perche est corrélée entre autre à la hauteur, aux vitesses horizontales ou verticales du centre de gravité au moment d'impulsion.

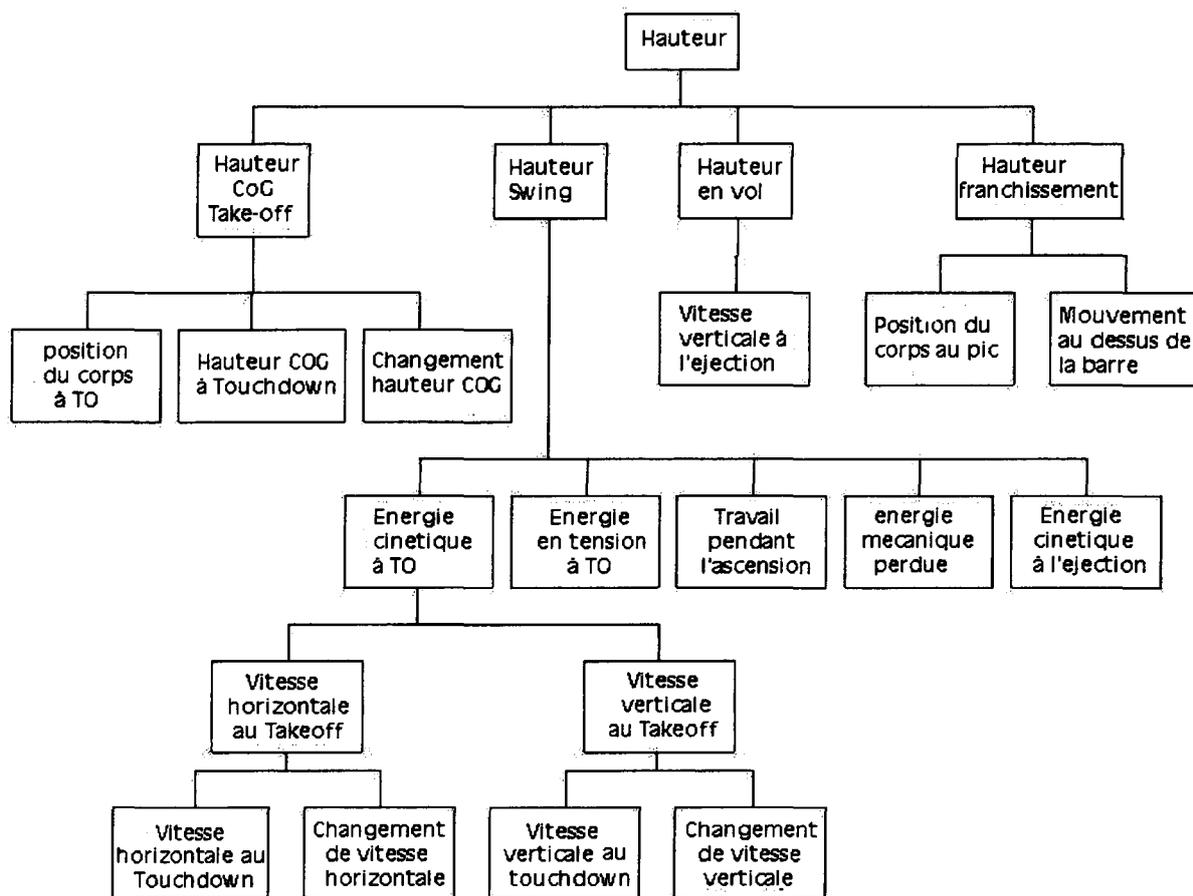


Figure 29: Ensemble des variables pour la réalisation de la performance modèle adapté de Hay, 1993 pour le saut à la perche

La hauteur maximale du centre de gravité atteinte pendant le saut correspond à l'énergie à l'état final. (Arampatzis *et al.*, 2004). Plusieurs études ont été menées sur les facteurs énergétiques concernant le saut à la perche dans le but de comprendre le comportement de la perche elle même en fonction de sa longueur et de sa dureté (Ekevad et Lundberg, 1995), et d'analyser le transfert de l'énergie entre le perchiste et la perche (Ekevad et Lundberg, 1997; Linthorne, 2000, Schade *et al.*, 2000; 2004). Ces études ont mis en évidence une diminution de l'énergie totale du corps et de l'énergie cinétique totale à partir de l'impulsion jusqu'à la position maximale de courbure de la perche. Même si de nombreux facteurs interviennent pour la réussite du saut, McGinnis (1997) insiste sur l'importance de la phase d'impulsion qui permettrait à l'énergie acquise pendant la phase d'élan d'être transformée au travers de la perche grâce à la vitesse d'approche.

Dans le modèle mathématique à deux segments d'Alexanders (1990) pour la phase entre la pose de pied d'impulsion (TD) et le décollement du pied (TO) en saut en longueur et saut en

hauteur, il est suggéré que la distance sautée ou la hauteur sautée est fonction de la vitesse d'approche, de l'angle de la jambe au TD, de l'angle du genou et du moment musculaire du genou. La phase critique apparaît être entre l'appel et l'impulsion et c'est pendant cette phase que la vitesse verticale requise est générée. Enfin il a été montré en saut en longueur (Lees *et al.*, 1994) qu'il y a une phase de compression (de l'appel jusqu'au point de flexion maximale du genou) où la vitesse horizontale est perdue mais où il y a le meilleur gain en vitesse verticale. Des similarités évidentes existent entre la phase d'impulsion du saut en longueur et du saut à la perche. Cependant il y a actuellement peu de détails sur les données cinématiques de l'impulsion au saut à la perche en conditions réelles dans la littérature. Morlier *et al* (2006) montre que le moment appliqué à la perche est un facteur essentiel à la performance, surtout pendant la phase d'impulsion pour laquelle les objectifs du perchiste sont la prolongation de la durée du contact, pour résister à l'effort de flexion de la perche et pour augmenter l'angle entre l'extrémité de la perche et le fond du butoir. A notre connaissance il n'y a pas d'expérimentation réalisée pour examiner comment les muscles des perchistes réussissent à effectuer ces mouvements (transfert d'énergie nécessaire à la réalisation d'un saut), alors que cela a été effectué en saut en longueur (Kakihana & Suzuki, 2001). Dans le but d'expliquer comment le mouvement est contrôlé, les activités électromyographiques, les données cinématiques et les forces de réactions au sol sont utilisées pour identifier les patterns des coordinations intramusculaires lors du saut en longueur (Kakihana & Suzuki, 2001) et lors du sprint (Jacobs & Van Ingen Schenau, 1992).

Le saut étudié ici est un saut réduit mais il est composé de phases identiques à un saut en conditions réelles. Les trois phases étudiées pour ce saut sont la phase d'approche c'est à dire la course d'élan, la phase d'impulsion et la phase d'envol. La course d'élan est réduite en longueur par rapport à un saut en conditions réelles. Par contre le piqué et l'impulsion sont effectués de la même façon que ce soit pour un saut réduit ou un saut réel. La technique du saut à la perche particulièrement lors de ces trois phases, sera par la suite analysée pour identifier les activités musculaires et cinématiques requises pour le saut à la perche.

L'identification du pattern spécifique de coordination utilisé par les experts, par l'analyse du mouvement et les enregistrements électromyographiques, peut aider à la compréhension de la genèse d'un mouvement sportif complexe par le système nerveux central.

S'il est important de caractériser le comportement de la perche, il est également nécessaire de comprendre l'interaction de l'athlète avec la perche pour la réussite de l'activité. Dans le but de compléter les modèles mécaniques existants (Morlier 2006, Arampatzis *et al.* 2004, Ekevad, et Lundberg 1997), notre étude essaie de caractériser les variables cinématiques et électromyographiques lors la phase d'impulsion chez des experts en environnement réel, afin d'améliorer la compréhension de cette phase au saut à la perche et son rôle dans l'issue de la performance.

2. Méthodes

2.1. Sujets

Six perchistes de niveau régional (âge: 15 à 24 ans, taille 1.70 m, poids 59 à 71kg) ont pris part à l'étude, qui a été conduite en accord avec le guide de Helsinki. Ces athlètes ont tous une expérience dans ce sport de plusieurs années et s'entraînent tous régulièrement. Ces athlètes sont issus du club de Canterbury (UK)

2.2. Dispositif expérimental

Pour cette étude un sautoir à la perche à été installé à l'intérieur du laboratoire, avec une piste de 15 m de long recouverte de tartan. (figure 30) Un volume de capture de 36m³ est organisé autour du butoir et calibré avec un résidu moyen de 1.8mm, permettant une capture de deux foulées avant l'impulsion jusqu'au trois premiers mètres en hauteur du saut. Un système avec coordonnées Z-vertical, X-horizontal et Y-medio-latéral est utilisé pour la calibration du système.

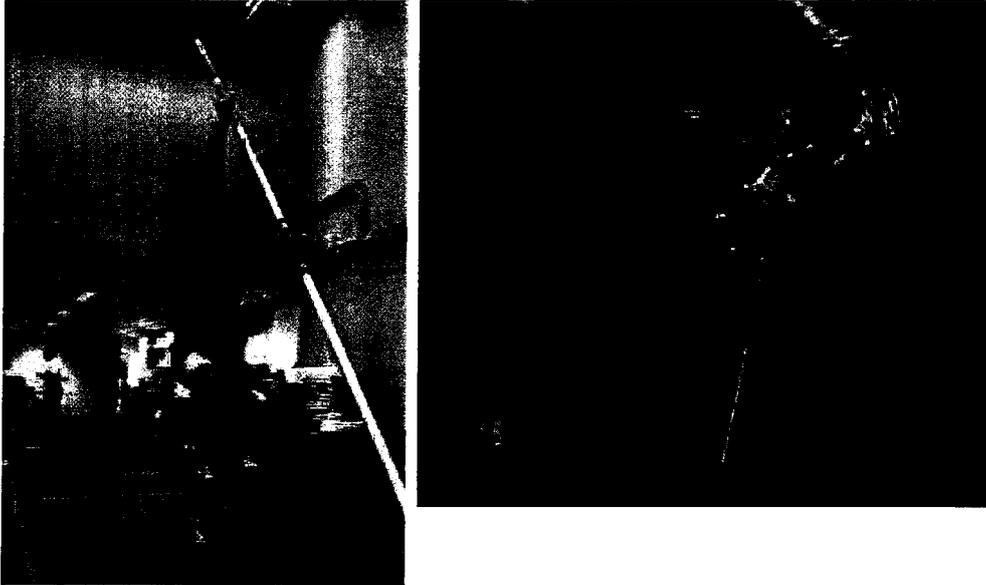


Figure 30 : Dispositif expérimental comprenant une piste d'élan en tartan et un sautoir

2.2.1. Mise en place des marqueurs anatomiques

Trente neuf marqueurs mous retro réflecteur de 19 mm ont été fixés au point anatomique pour l'identification des segments et la reconstruction du mouvement en trois dimensions (figure 31). Les données cinématiques ont été capturées en utilisant le système d'analyse du mouvement (QTM, Qualisys, Suède) avec 12 cameras (MCU240 Proreflex) à une fréquence d'acquisition de 200 Hz. Tous les participants portent leurs propres pointes et leurs perches habituelles de saut. Après une période d'échauffement, ils doivent effectuer au moins 8 sauts avec une course d'élan d'environ 8 pas. Les cinq meilleurs sauts techniques sont analysés.

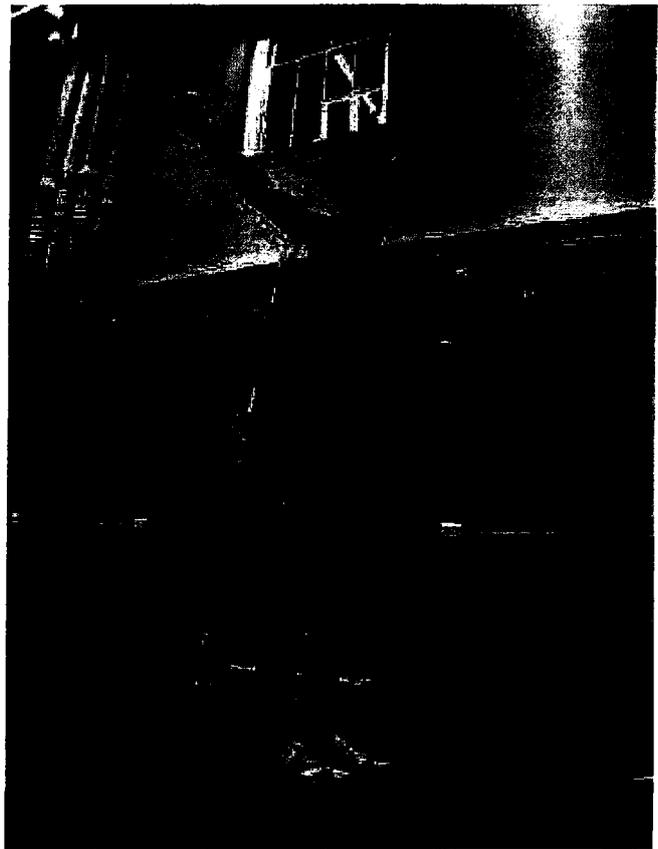
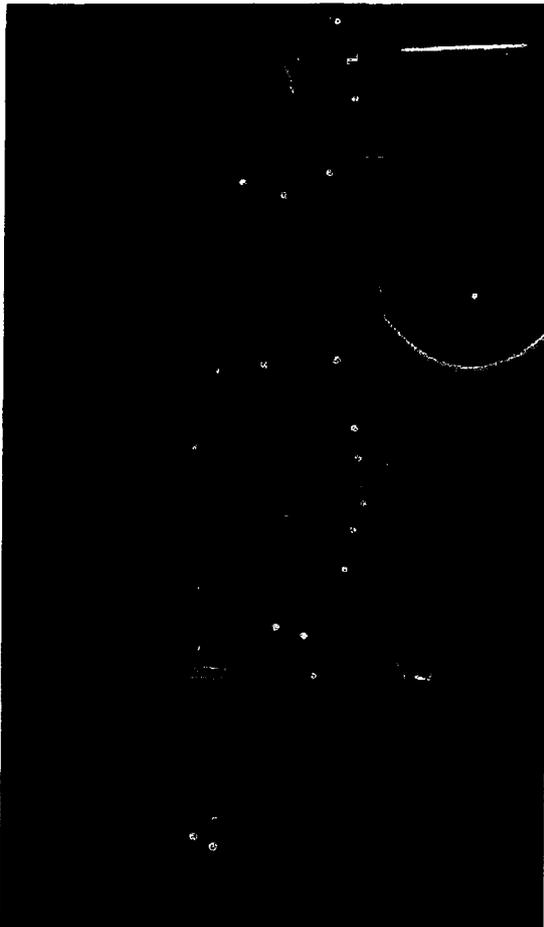


Figure 31: Placement des marqueurs

Toutes les calibrations en position de référence et les sauts sont exportés au format C3D pour être traités et analysés dans Visual 3D (C-Motion, USA). Les coordonnées des marqueurs utilisés dans cette étude permettent de définir pour chaque participant un modèle à 12 segments (6 degrés de liberté). Les différents segments sont : tête et thorax, pelvis, pied gauche te droit, jambes, cuisse, bras et avant-bras. Les pertes de marqueurs entraînent des pertes de trajectoires qui sont interpolés en appliquant un polynome de troisième ordre.

Les données sont ensuite filtrées en utilisant un filtre passe bas de second ordre *Butterworth Bidirectional* (ordre 4) avec une fréquence de coupure de 6Hz. Une série d'événements critiques est définie (Figure 32), le décolllement du pied droit (RTO), la pose du pied gauche : le touchdown (TD), le point de flexion maximal du genou (MKF), et enfin le décolllement du pied gauche, (TO) sont les événements bornant la phase de contact. Même si le saut étudié ici est un saut complet (avec renversé, voir chapitre 1), la dernière phase est comme dans le chapitre précédent définie entre le décolllement du pied d'impulsion (TO) et le début du groupé (ES). Le ES correspond à la position du début du groupé marqué par le moment où la

cuisse gauche est parallèle à la référence horizontale du laboratoire. La phase de contact est ensuite subdivisée en une phase de compression (de TD à MKF) et une phase d'extension (de MKF à TO) (figure 32).

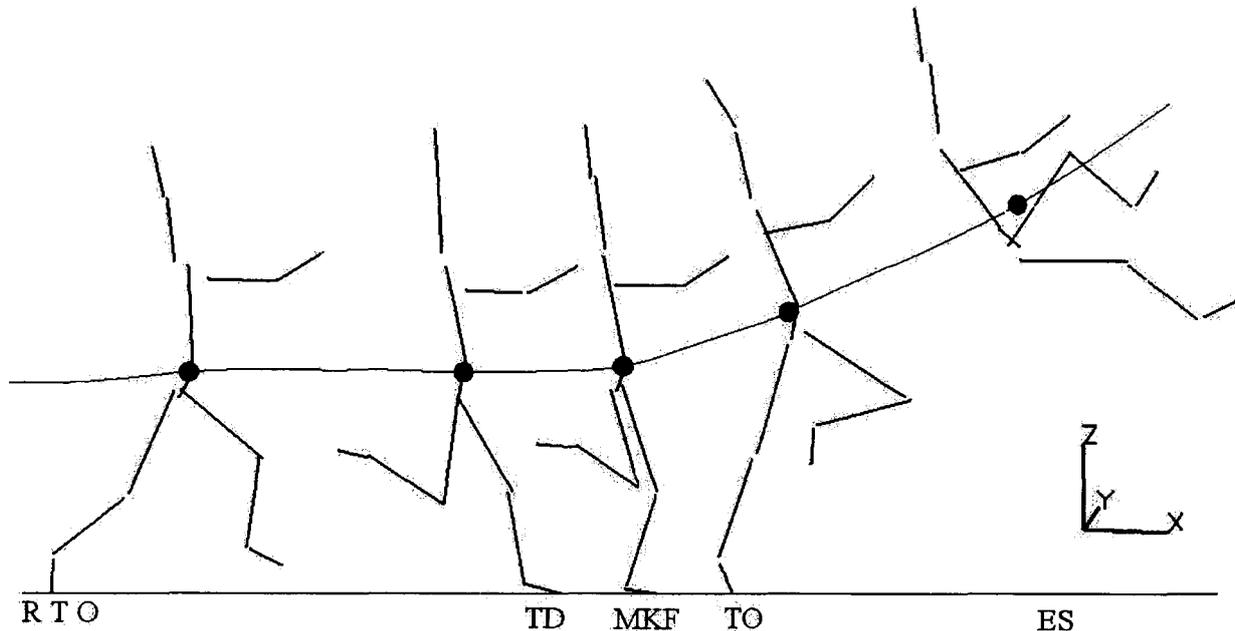


Figure 32 Stick figure pour un saut découpé selon les instants RTO, TD, MKF, TO et ES.

Les angles de la cheville, du genou et de la hanche sont déterminés par les segments distaux par rapport à leur segment proximal. L'angle du buste est calculé relativement à la référence verticale du laboratoire. Les angles sont ensuite dérivés une fois pour obtenir les vitesses angulaires (rad s^{-1}).

2.2.2. Placement des électrodes EMG et mode d'enregistrement

Des électrodes de surface bipolaire de 10mm centre à centre (Delsys ® DE-2.3) ont été placées le long de l'axe longitudinal des muscles suivants de la jambe d'impulsion : *tibialis anterior* (LAT), *lateral gastrocnemius* (LGL), *vastus lateralis* (LVL), *rectus femoris* (LRF), *bicep femoris* (LBF) and *gluteus maximus* (LGlut). Une électrode de référence est placée sur la 7ème vertèbre cervicale.

L'activité EMG a été acquise en synchronisation avec les données cinématiques, à 2000Hz, via QTM, et exportée en un fichier au format C3D pour être ensuite analysée dans le logiciel Visual 3D, avec les données cinématiques. Les données EMG ont été rectifiées et lissées en utilisant un filtre passe bas *Butterworth bidirectionnel* de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 14 Hz.

2.3. Analyse statistique

Les corrélations entre la hauteur du saut et les variables analysées sont effectuées en utilisant un test non paramétrique de Spearman. Un test T est utilisé pour déterminer des différences significatives entre deux variables. ($p < 0.05$). Une recherche des coefficients de multiple corrélation (CMC) utilisé par Kadaba *et al.* (1989) a été utilisée pour évaluer la reproductibilité des données cinématiques et électromyographiques, pour ainsi déterminer des points de phases convergentes ou « phase locked point » c'est-à-dire des moments où il y a des invariants, pour les courbes moyennes des sujets. Le coefficient de variation (CV) a également été calculé (Morey-Klasping *et al.*, 2004) pour étudier l'écart entre les courbes.

3. Résultats

3.1. Données cinématiques

Les données cinématiques pour la performance du saut à la perche sont présentées dans le tableau 4. En analysant les vitesses résultantes du centre de gravité des corrélations sont trouvées, avec la vitesse d'approche ($r = 0.89$, $p = 0.01$) et la vitesse d'impulsion ($r = 0.83$, $p = 0.04$). Il n'y a pas de corrélations entre l'angle d'impulsion et la hauteur sautée

Tableau 4 Données cinématiques, moyenne (n=6) et écart-type (s)

Variable	Moyenne ± s
Hauteur du saut (m)	3.50 ± 0.48
Vitesse résultante d'approche du CoG (m.s ⁻¹)	6.24 ± 0.37
Vitesse résultante d'impulsion du CoG (m.s ⁻¹)	5.43 ± 0.46
Angle d'impulsion du CoG (degrès)	26.02 ± 2.07

Les profils de vitesse moyenne du centre de gravité et la hauteur du centre de gravité du décolllement du pied droit (RTO) jusqu'à la fin du saut (ES) sont montrés en figure 33, et les valeurs aux instants critiques sont présentées dans le tableau 5. Les vitesses résultantes du centre de gravité montrent une réduction de 0.5 m.s⁻¹ pendant la phase de contact. La vitesse du centre de gravité montrent une réduction significative (p<0.001) dans la composante horizontale (V_x) de 1.05 m.s⁻¹, avec un gain de vitesse verticale (V_z) de 2.35 m.s⁻¹ (p<0.001).

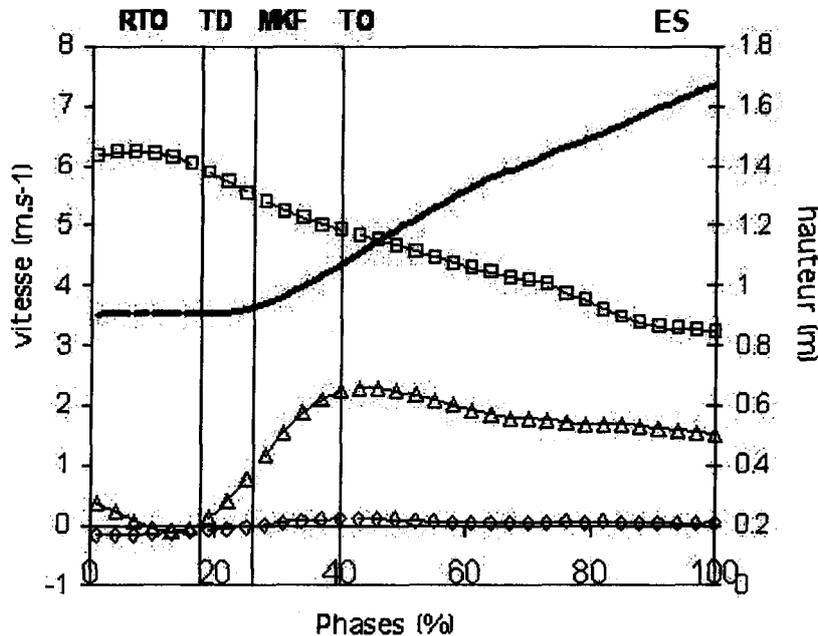


Figure 33: Profil de la moyenne des vitesses du centre de gravité (6 sujets), vitesse horizontale (□), verticale (Δ) et medio-laterale (◇), la ligne solide représente la hauteur du centre de gravité.

Sur la figure 33, le profil de la hauteur du centre de gravité montre une trajectoire stable entre le RTO et le TD, une petite augmentation de 0.02m est obtenue pendant la phase de

compression avec un gain important de 0.15m dans la phase d'extension. Cette augmentation de 19% dans la hauteur du centre de gravité est fonction de l'augmentation en vitesse verticale obtenue en TO. L'augmentation de la hauteur du CoG à l'impulsion est corrélé avec la hauteur du saut ($r=0.829$, $p<0.02$). Le tableau 5 met en évidence les valeurs des variables étudiées à différents moments du saut.

Tableau 5: Valeurs des hauteurs et des composantes des vitesses du CoG aux instants choisis.

	R T O	TD	MFK	TO	ES
Hauteur (m)	0.9 ± 0.02	0.9 ± 0.03	0.92 ± 0.03	1.07 ± 0.04	1.68 ± 0.09
V_R (m.s⁻¹)	6.19 ± 0.35	5.93 ± 0.4	5.51 ± 0.44	5.43 ± 0.46	3.58 ± 0.43
V_X (m.s⁻¹)	6.17 ± 0.35	5.93 ± 0.4	5.41 ± 0.42	4.87 ± 0.45	3.22 ± 0.51
V_Z (m.s⁻¹)	0.36 ± 0.1	0.02 ± 0.16	1.05 ± 0.21	2.37 ± 0.2	1.51 ± 0.26
V_Y (m.s⁻¹)	-0.15 ± 0.15	-0.08 ± 0.15	0 ± 0.14	0.12 ± 0.15	0.04 ± 0.2

La distance horizontale entre la cheville et le CoG et entre la cheville et la main de levier (main supérieure sur la perche) ont été déterminée aux deux instants TD et TO (figure 34)

Au moment du TD, la cheville est 0.3m (± 0.04) devant le centre de gravité et 0.37m (± 0.1) devant la main de levier. Au même moment il y a un une inclinaison vers l'arrière du torse de 10.67° (± 2.21) relativement à la verticale de référence du laboratoire.

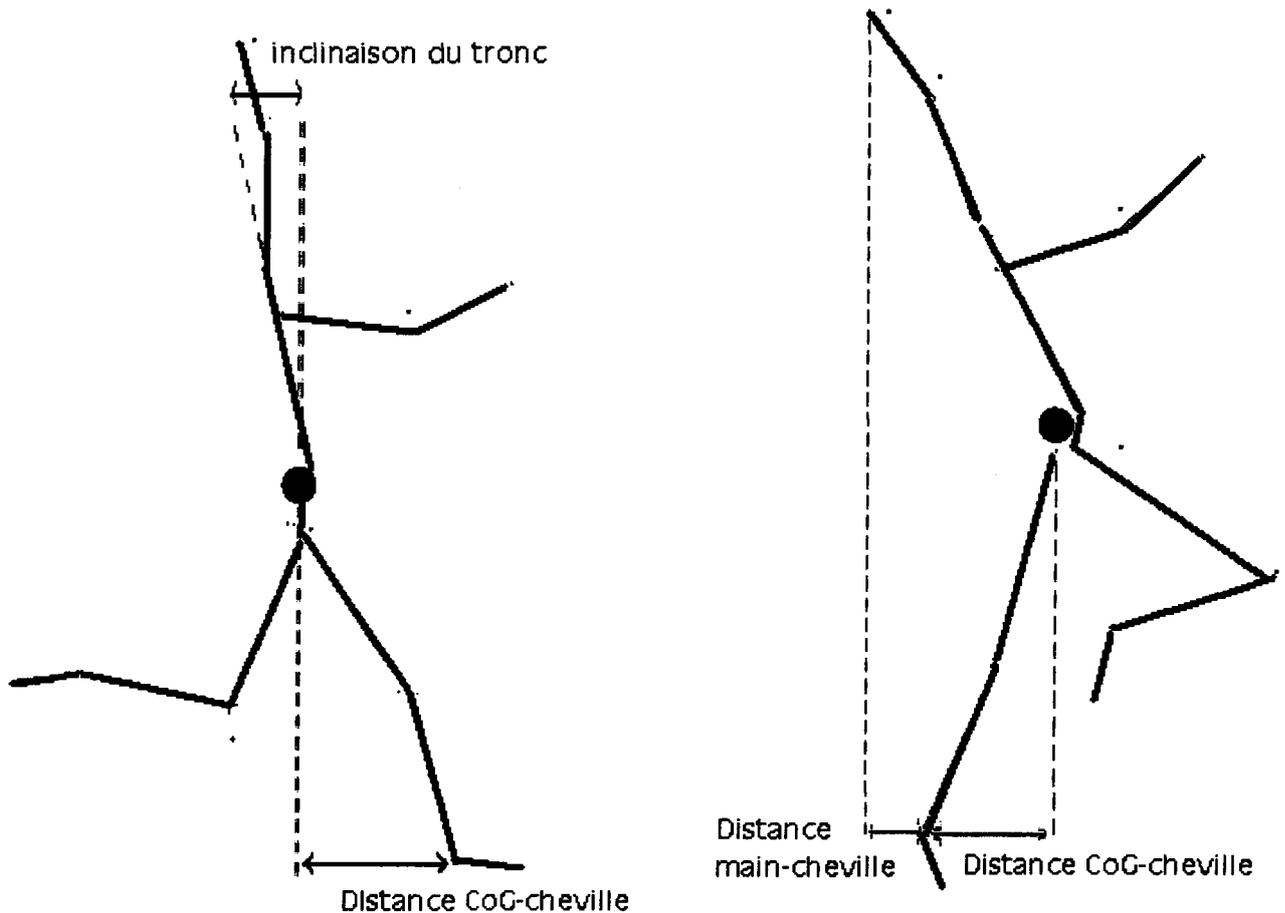


Figure 34: Représentation schématique des distances horizontales entre le centre de gravité et la cheville et entre la cheville et la main au moment du TD (figure de gauche) et du TO (figure de droite)

Au moment du TO, la cheville est 0.3m derrière le centre de gravité ($\pm 0.04m$) et en ligne avec la main de levier ($0.04m \pm 0.14m$). A cet instant l'inclinaison du tronc a augmenté de $12.6^\circ (\pm 7.87^\circ)$ ce qui contribue à augmenter l'extension de la hanche.

Aux instants du TD et du TO, les vitesses du CoG par rapport à la cheville étaient de -4.32 m.s^{-1} et -3.32 ms^{-1} respectivement. Ces valeurs négatives représentent un griffé vers l'arrière du pied pendant la phase de contact, ce qui suggère la réduction de la composante horizontale de la vitesse (Lees *et al*, 1994). Il n'y a pas de corrélation significative entre ces variables et la hauteur sautée.

Les figures 35, 36 et 37 présentent les évolutions angulaires pendant les trois phases pour l'angle de la hanche, l'angle du genou et l'angle de la cheville respectivement pour l'ensemble des sujets.

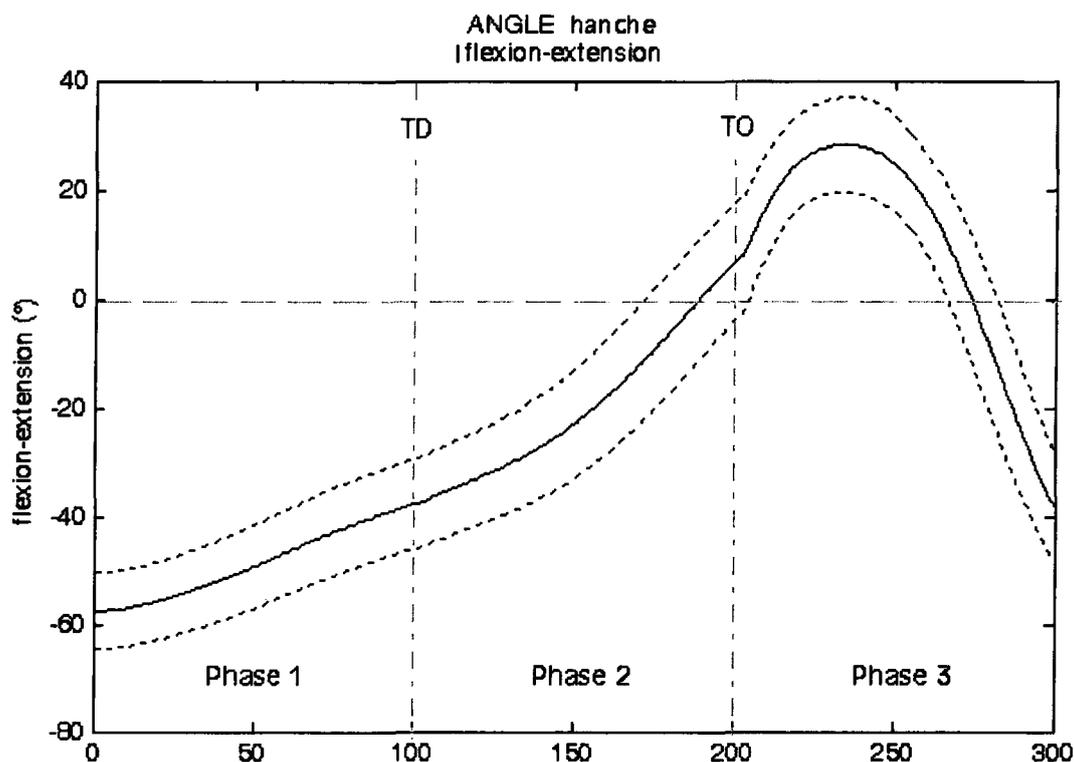


Figure 35: Profil des angles de la hanche et les écarts-types pour les 6 sujets (n=18 sauts).

L'angle de la hanche montre un faible écart-type pendant les trois phases (figure 35) Cet angle de la hanche est en constante augmentation de la première phase jusqu'à environ 30 % de la troisième phase L'extension de la hanche continue à travers les deux premières phases et après l'impulsion (take-off). Après quoi, l'angle de la hanche décroît jusqu'à la fin du mouvement.

L'angle du genou montre un écart-type moindre en phase 1 et 2 par rapport à la phase 3 (Figure 36 : Evolution de l'angle du genou et l'écart-type pour les 6 suje) L'angle du genou augmente jusque 75% de la première phase, puis il décroît jusqu'au milieu de la seconde phase. Cette diminution apparaît pendant le TD. Après 50% de la seconde phase l'angle du genou augmente jusqu'à 10% de la phase 3. Il semble que la fin de l'augmentation de l'angle du genou apparaisse juste après le décollage. Après cet événement, l'angle du genou décroît progressivement, correspondant à la phase où le sujet ramène ses genoux contre son corps pour atteindre la posture du groupé, lui permettant par la suite de se renverser.

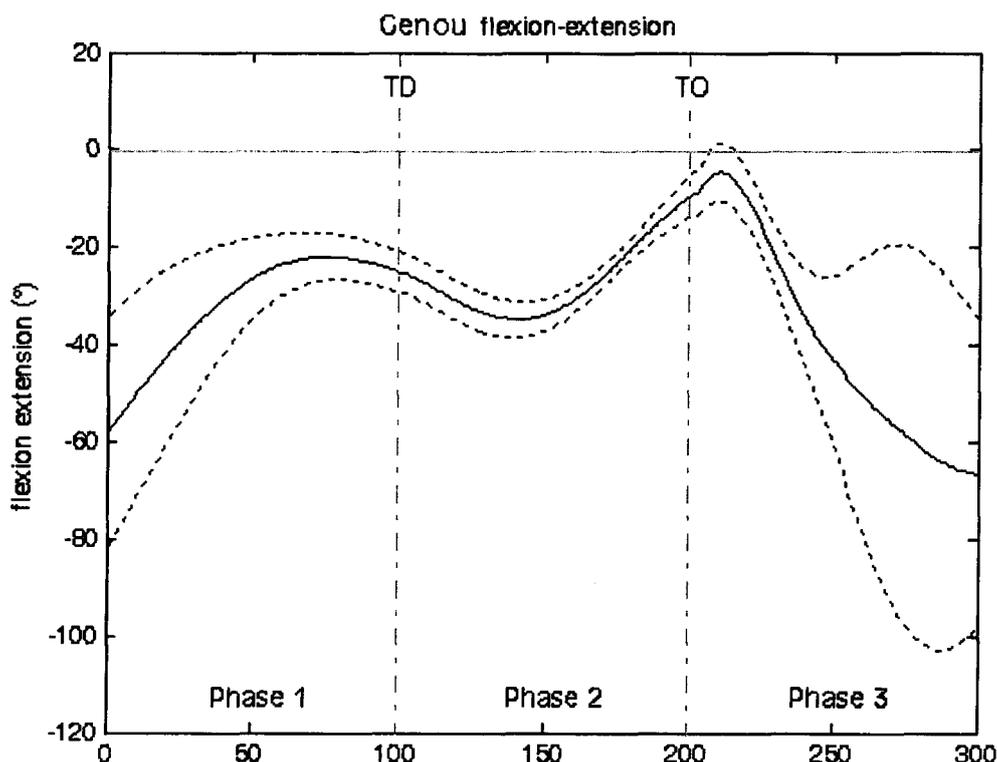


Figure 36 : Evolution de l'angle du genou et l'écart-type pour les 6 sujets (n=18 sauts)

L'angle de la cheville a un écart-type large tout au long des trois phases (Figure 37). Comme l'angle du genou, l'angle de la cheville commence par augmenter jusque 75% de la première phase, après quoi il décroît jusqu'au milieu de la phase 2 et augmente à nouveau jusqu'au 10% de la phase 3 à l'instar du genou. Cependant l'angle de la cheville ne décroît pas tout de suite, et conserve une valeur constante jusqu'à 75% de la phase 3. Cette phase 3 semble être particulière à cause des différentes techniques des sujets, ce qui pourrait expliquer la variabilité des angles et du temps.

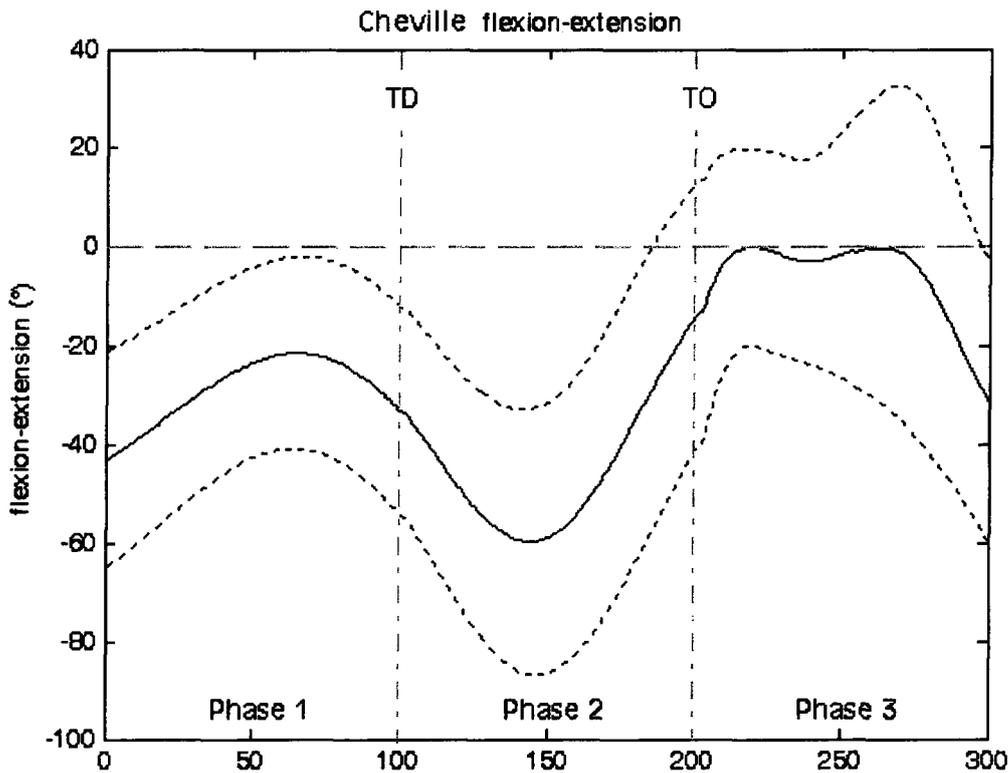


Figure 37 : Evolution de l'angle de la cheville avec les écart-types pour les 6 sujets (n=18 sauts).

La Figure 38 Profil des vitesses angulaires moyennes pour les 6 sujets de la hanche (Δ), du genou (\times) et de la cheville (\circ) (n=20 sauts) présente les profils des vitesses angulaires de la hanche, du genou et de la cheville. La vitesse angulaire de la hanche (avec une valeur au début de la phase de compression de $3.6 \pm 1.4 \text{ rad.s}^{-1}$) augmente pendant la phase autour du MKF ($5.17 \pm 1.7 \text{ rad.s}^{-1}$) et atteint sa vitesse maximale au moment du TO ($7.92 \pm 1.12 \text{ rad.s}^{-1}$). Le maintien de la vitesse d'extension de la hanche pendant la phase de compression est significativement corrélé avec la hauteur du saut ($r=0.77$, $p<0.04$). La vitesse angulaire de flexion maximale du genou est de $4.2 \pm 0.8 \text{ rad.s}^{-1}$ pendant la phase de compression alors que la vitesse d'extension maximale du genou de $5.49 \pm 1.05 \text{ rad s}^{-1}$ se produit lors la phase d'extension (de MKF à TO). La dorsiflexion de la cheville continue du TD jusqu'à la moitié de la phase d'extension avec un pic de vitesse angulaire de $6.1 \pm 3.05 \text{ rad s}^{-1}$. La flexion plantaire maximale de la cheville ($10.96 \pm 2.67 \text{ rad s}^{-1}$) se produit au TO, en parallèle à l'obtention de la vitesse maximale d'extension de la hanche.

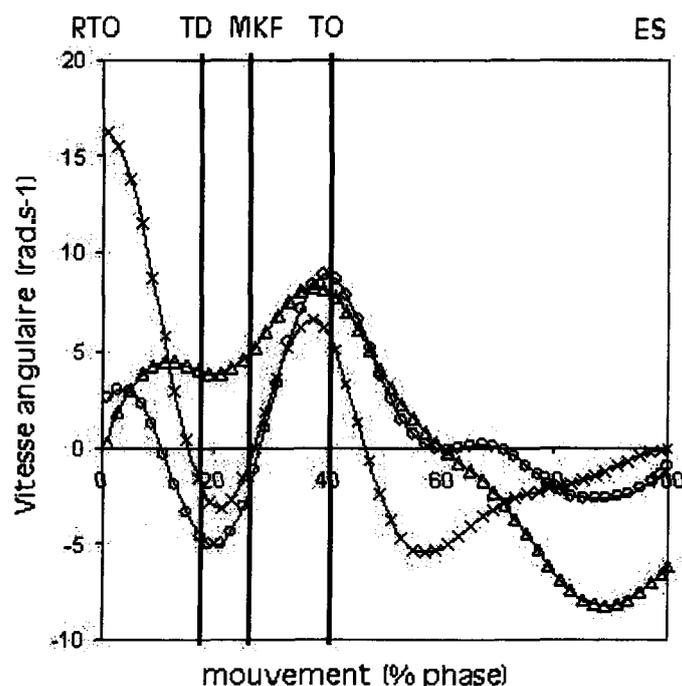


Figure 38 Profil des vitesses angulaires moyennes pour les 6 sujets de la hanche (Δ), du genou (\times) et de la cheville (\circ) ($n=20$ sauts)

Les CMC représentant la répétitivité entre les sujets pour les différentes formes des courbes des évolutions articulaires sont montrés en tableau 7. La répétitivité est la meilleure pour les mouvements de la hanche. En considérant phase par phase, la répétitivité est la meilleure pendant la seconde phase pour les angles du genou et de la cheville. L'angle de la cheville a la moins bonne reproductivité par rapport aux autres angles.

Tableau 7: CMC des évolutions angulaire de la hanche, du genou et de la cheville

	HANCHE	GENOU	CHEVILLE
CMC mouvement	0.94	0.64	0.52
CMC phase 1	0.8	0.58	0.00
CMC phase 2	0.8	0.90	0.25
CMC phase 3	0.89	0.59	0.00

Les coefficients de corrélation multiple sont calculés pour chaque sujet pour chaque phase pour établir les corrélations entre chaque saut pour le même sujet. La phase où une corrélation supérieure à 0.77 est trouvée, est indiquée dans le tableau 8. Ces résultats montrent des invariants pour un même sujet. Pour chaque expert, l'angle de la hanche est le même pour chaque saut. Seul le deuxième sujet montre une variabilité dans son pattern pour cet angle en phase 3. Pour l'angle du genou, chaque expert montre une répétitivité dans ses sauts pour les

phases 1, 2 et 3 excepté pour les deux premiers sujets en phase 3. Pour l'angle de la cheville, chaque expert montre des invariants dans ses sauts pendant la phase 2 et pour quatre sujets sur 6 en phase 1 et pour deux sujets sur 6 en phase 3.

Ces résultats cinématiques montrent qu'il existe des invariants à la fois pour chaque sujet dans sa façon de se mouvoir mais également pour le groupe entier d'expert.

Tableau 8: Phases pour lesquelles il y a des corrélations entre les courbes des angles de la hanche, du genou et de la cheville trouvées pour chaque sujet.

	Hanche	Genou	Cheville
Sujet 1	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2	Phase 1, 2, 3
Sujet 2	Phase 1, 2	Phase 1, 2	Phase 1, 2
Sujet 3	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2, 3	Phase 2
Sujet 4	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2, 3
Sujet 5	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2, 3	Phase 2
Sujet 6	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2

3.2. Données électromyographiques.

Les Coefficients de Multiples Corrélations (CMC) et le Coefficient de Variation (CV) de chaque muscle pour l'ensemble des athlètes sont retranscrits dans le tableau 9. Pour le LBF, les CMC sont plus bas que pour les autres corrélations musculaires. La corrélation la plus élevée est pour la valeur de CMC pour le LGL

Tableau 9: CMC et CV pour les activités musculaires en moyenne pour les six sujets.

	LGL	LAT	LBF	LGlut	LRF	LVL
CMC	0.89	0.87	0.68	0.80	0.82	0.85
CV	40.7 %	21.7 %	40.6%	66.3%	40%	53%

Les valeurs de CV du LGlut sont plus élevées que pour les autres muscles. La valeur pour le LAT est seulement de 21.7% et est la moins élevée.

Le tableau 10 représente les corrélations trouvées pour chaque muscle au cours de chacune des phases pour chaque sujet.

Tableau 10: Corrélations trouvées pour chaque muscles pour chacune des phases et pour les instants TD et TO pour chaque sujet..

	Phase1	TD	Phase 2	TO	Phase 3
Sujet 1	LVL, LRF	LAT, LRF	LGL, LGL, LRF	LVL, LGL, LRF	
Sujet 2	LVL, LRF	LAT, LVL, LRF, LGlut	LGL, LGL, LVL	LRF, LAT, LRF	LGL,
Sujet 3	LVL, LRF	LVL, LRF	LGL, LVL	LAT, LVL, LGlut	LGL, LRF
Sujet 4	LRF, LGlut	LBF, LBF, LRF	LGL, LRF	LAT, LGL, LRF	LAT, LVL
Sujet 5	LVL, LRF	LVL, LBF, LRF	LVL	LGL	
Sujet 6	LGL, LAT, LVL, LRF, LGlut	LRF	LGL, LRF	LAT, LGL, LVL, LRF	LRF

Pour tous les sujets, la forme de la courbe du LRF pendant la phase 1 et le TD montrent une répétitivité intra-sujet. C'est également le cas pour le LGL à TO.

Afin de mieux investir les corrélations au sein des phases, celles-ci ont été découpées en portion de 25%. Ce découpage permet de mettre en évidence des portions de phases invariantes pour un même sujet. Ces portions de phases sont appelées « phases locked point » en référence à Clark, 1995 dans son étude sur la marche. Dans la phase 1, le LVL montre un point de convergence pour les premiers 3/4 de la phase 1 excepté pour les sujets 4 et 5 entre 50 et 75%. Pour le LAT c'est entre 0 et 25% pour tous les sujets excepté le second sujet. Pour le LRF c'est entre 50 et 100% pour tous les sujets et également entre 25 et 50% pour tous sauf

le sujet 4. Enfin pour le LGL c'est entre 0 et 25% pour les sujets 1, 3, 4 et 5. En phase 2, le LVL montre un lock-point entre 50 et 75% pour tous les sujets, pour le LGL c'est entre 50 et 75% pour tous et entre 75 et 100% excepté pour le second sujet.

Ces résultats montrent que comme pour les données cinématiques, il y a des invariants dans les activités musculaires des experts, LRF, LAT, LGL et LVL en phase 1, LGL et LVL en phase 2. Pour les sujets 1, 2, 4 et 6 par exemple, pendant tout le mouvement, le LRF a la même activité pour tous leurs sauts.

3.3. Représentation graphique des résultats

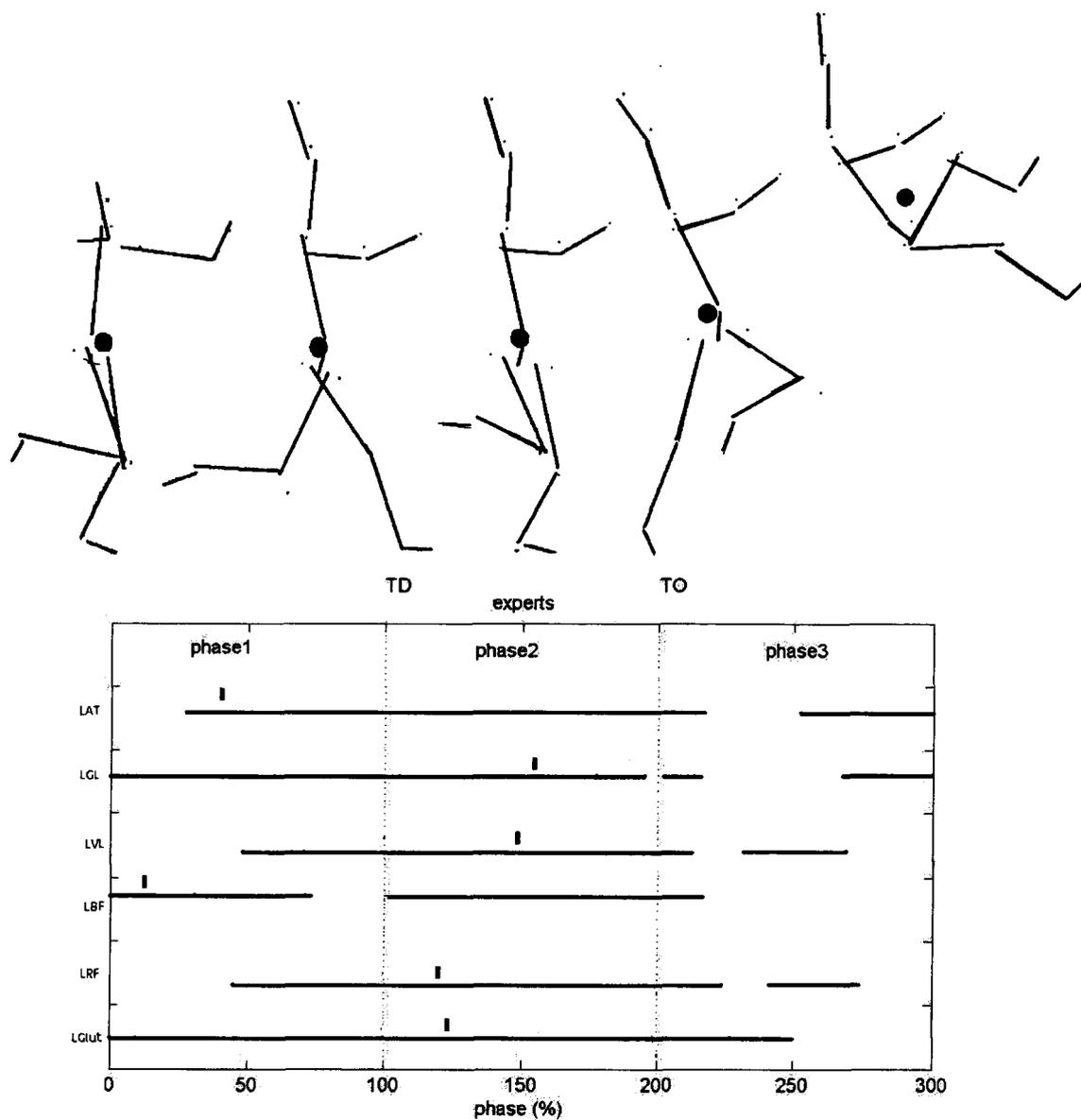


Figure 39 : représentation graphique des patterns musculaires en fonction de l'évolution de l'impulsion réalisée en conditions réelles. Les rectangles noirs représentent le pic maximum du signal EMG.

La figure 39 résume les résultats mis en évidence dans ce chapitre. Les traits noirs représentent les phases d'activation des muscles.

4. Discussion

Cette étude présente les caractéristiques cinématiques pour la phase d'impulsion du saut à la perche. Ces résultats sont similaires à ceux reportés précédemment pour l'impulsion en saut en longueur (Kakihana, 2000), notamment pour ce qui concerne les évolutions angulaires au niveau du genou, et les activités musculaires des *Vastus lateralis* et *Biceps femoris* au moment de la pose du pied.

Dans une étude de Graham-Smith & Lees (2005) il n'y a pas de relation entre la vitesse d'approche et la longueur sautée par les athlètes élités. Les auteurs expliquent cela en termes d'homogénéité du groupe d'élite qu'ils ont étudié, réduisant la probabilité de trouver des relations significatives en raison du peu de changement dans les variations des variables. Dans notre étude, les athlètes testés sont beaucoup moins homogènes, et les relations significatives trouvées entre la hauteur sautée et la vitesse résultante d'approche et la vitesse d'impulsion sont en accord avec les données publiées précédemment à propos des techniques de saut. (Hay & Nohara 1990, Seyfarth *et al* 2000; Bridgett & Linthorne 2006).

Comme pour les résultats des études antérieures (Yu & Hay 1996, Yu, 1999, Graham-Smith & Lees 2005) une relation linéaire est observée entre la perte de la vitesse horizontale du CoG pendant la phase de compression et le gain dans l'énergie du CoG pendant la phase d'extension. Ce gain d'énergie en phase d'extension est directement lié à l'augmentation de vitesse verticale et la hauteur du CoG. Ces deux derniers paramètres sont significativement corrélés avec la hauteur du saut. Ces résultats sont en concordance avec les résultats de Morlier (2006) qui établit que les critères de performance sont liés à la vitesse du CoG du perchiste. Au regard de nos résultats, il est possible que le complexe muscle-tendon absorbe l'énergie pendant la phase de compression et le relâche pendant la phase d'extension. Ceci est également en accord avec le modèle des deux segments masse-ressort utilisé dans la simulation du saut en longueur de Seyfarth *et al* (1999). Ces résultats suggèrent donc que le perchiste utilise également un système de pivot similaire à celui proposé par Lees *et al* (1994)

qui met en évidence que ce pivot contribue à plus de 64% pour la vitesse verticale d'impulsion pendant le saut en longueur.

En ce qui concerne les données angulaires, à partir du TD, l'extension de la hanche se produit avec une augmentation de la vitesse angulaire pendant la phase de contact et est à son maximum au moment du TO. Une augmentation de 30% dans l'extension de la hanche apparaît pendant la phase de compression et de 140% pendant la phase d'extension. La capacité à maintenir l'augmentation de l'extension de la hanche pendant la phase de contact est corrélée avec la hauteur atteinte et est aidée par une combinaison adéquate entre l'inclinaison du tronc et la position du pied à l'aplomb de la main de levier, et en arrière du CoG (figure 34).

Un modèle mécanique à trois éléments comprenant un ressort, un amortisseur et un ressort a été utilisé pour décrire la fonction de la jambe d'appui pendant l'impulsion en saut en longueur (Muraki *et al* 2005). Cette étude montre que les forces d'amortissement et du ressort sont augmentées au moment du TD. Ainsi les forces générées par le ressort participent pour 75% de la phase d'impulsion. Ces forces sont significativement corrélées avec la flexion du genou au touchdown qui peut être minimisée pour augmenter la force du ressort.

Morlier (2006) montre qu'un autre facteur essentiel de la performance en saut à la perche est le moment appliqué à la perche. Nos résultats montrent que ce moment est dépendant du gain d'énergie créé à la fois par l'augmentation de la vitesse verticale et aussi par la hauteur atteinte par le CoG pendant la phase d'impulsion. Le maintien et l'augmentation de l'extension de l'angle de la hanche sont également des éléments clés pour la performance.

Notre analyse insiste également sur les patterns moteurs utilisés par l'athlète pour produire ce mouvement. S'il y a des points de phase convergents ou « phase-locked-point » identiques pour tous les athlètes, chacun d'entre eux utilise un pattern moteur spécifique pour produire le même mouvement à certains instants. La similarité des activités électromyographiques pour un même athlète entre les impulsions signe la présence de programme moteur particulier utilisé par l'athlète pour produire le même geste. Les différences qui émergent entre les athlètes sont certainement le reflet de leurs caractéristiques anatomiques et de leurs expériences personnelles en relation avec leur apprentissage. Ces données

électromyographiques sont le reflet de la gestion par le système nerveux central de la production du geste de l'impulsion.

Pour réaliser une impulsion efficace, orientée vers le haut et vers l'avant, le perchiste doit donc acquérir des pré-requis moteurs. Ces pré-requis sont produits par l'intermédiaire des contractions musculaires à des moments clés de l'impulsion. Pour y parvenir les athlètes utilisent des stratégies musculaires différentes, ce qui représente les différentes techniques de réalisation. Cependant, pour un même athlète, il s'agira toujours de la même stratégie. Ainsi, dans la phase de la pose du pied, pour l'athlète 3, le mouvement présente une activité répétitive du LVL alors que pour le sujet 4 c'est le LBF.

Les résultats de cette étude montrent que pour réaliser le même mouvement, à un niveau cinématique, les experts en saut à la perche ont appris un contrôle moteur spécifique en relation avec les activités musculaires pour un instant spécifique du mouvement. Mais pour réaliser l'action à un moment précis, les athlètes utilisent des stratégies motrices différentes corrélées avec leur propre expérience. Ainsi, pour produire un mouvement complexe comme l'impulsion, le système nerveux central du sujet doit effectuer une programmation motrice individualisée (en relation avec les expériences personnelles) et spécifique (pour la classe d'action à réaliser). De plus amples études sont donc nécessaires pour une meilleure compréhension du contrôle, par le système nerveux central, des éléments de la motricité pour permettre à l'individu, la réussite d'un mouvement maîtrisé mais également pour en produire un nouveau à partir de classes de mouvements déjà présentes et connues en termes de réalisation motrice. Dans ce dernier cas, le système nerveux central doit pouvoir utiliser des portions de programme moteur, ou routines motrices, pour contrôler des portions de gestes. Ainsi, pour créer la nouveauté, le système nerveux central doit créer un nouvel enchaînement de portion de geste et donc de nouvelles relations entre des routines motrices. Il devient dès lors, plus économique pour le système, de fonctionner ainsi pour l'apprentissage et plus tard le contrôle, que d'avoir à créer de nouveau programme moteur dans leur ensemble en prenant en compte l'ensemble des paramètres devant intervenir pour la réalisation du geste. En résumé, s'il existe une commande pour la réalisation de la course (expérimentalement situé au niveau de la moelle épinière et des régions locomotrices sous-thalamiques, mésencéphalique et pontique), et pour la réalisation de l'impulsion au saut à la perche (comme semble le

montrer la présente étude), le système nerveux central doit réutiliser ces commandes pour la réalisation d'un mouvement nécessitant une étape de course et une impulsion. On retrouve notamment cette exigence dans le saut en longueur par exemple ou le franchissement de haies, ou encore dans le cas du triple saut ... qui demandent d'obtenir une certaine vitesse horizontale afin d'optimiser l'impulsion.

5. Conclusion

Cette étude, en premier lieu, permet la comparaison de la pratique de l'impulsion en conditions restreintes (chapitre 3), avec les conditions réelles (Cf. annexe : page 165). Les enregistrements cinématiques et électromyographiques sont équivalents à ceux en conditions réelles de pratiques. Une approche restreinte peut donc donner des résultats cohérents en lien avec l'approche en condition réelle. Des études en laboratoire peuvent donc être envisagées, dans le cadre de l'impulsion, pour l'étude de transfert de routine motrice ou programme dans la réalisation d'impulsions pour des sauts athlétiques. Les résultats pourront être considérés comme valides pour les conditions réelles. L'étude suivante portera sur l'hypothèse de l'utilisation de routines motrices propres à la réalisation de l'impulsion au saut à la perche dans la production des impulsions des autres sauts rencontrés en athlétisme, le saut en longueur et le franchissement de haies. Cette étude doit permettre d'étudier l'hypothèse selon laquelle, pour produire un geste nouveau, le cerveau utilise les bases de registre acquises, existantes pour des gestes maîtrisés.

Chapitre 5 : Etude des transferts de
compétences motrices dans la réalisation
d'impulsion pour différentes activités
athlétiques.

1. Introduction

Les activités athlétiques comprennent différentes épreuves nécessitant la projection du corps vers l'avant au travers de la réalisation d'une impulsion. Tel est le cas pour le saut en longueur, le franchissement de haies, le triple saut ou encore le saut en hauteur. Ce dernier présente néanmoins la nécessité d'une rotation dans l'impulsion pour le franchissement de la barre. Par nature, cette dernière impulsion ne peut donc être comparée à celle du saut à la perche. Il existe donc, naturellement, des similitudes entre les autres sauts pour la réalisation de l'impulsion vraisemblablement au niveau des vitesses et des angulations articulaires mais également au niveau des contractions musculaires. Si la finalité des sauts n'est pas la même pour l'obtention de la performance, ces similitudes peuvent être le siège d'un transfert de contrôle de la motricité pour la réalisation d'une partie commune, l'impulsion. C'est pourquoi après avoir décrit certains aspects du contrôle de l'impulsion au saut à la perche, ce chapitre s'attache à étudier le transfert de contrôle du perchiste pour la réalisation d'un autre type de saut.

Thorndike (1913), met en évidence la possibilité d'un transfert entre tâche motrice. Selon lui plus la tâche d'apprentissage et celle de transfert partagent d'éléments semblables et plus le degré de transfert est élevé. Pour Judd (1928), le transfert est un processus de généralisation. C'est-à-dire que le transfert permet de rendre plus abstrait l'action à effectuer et donc de l'appliquer à une autre situation. Pour Presseau (1998), le transfert est un processus par lequel des connaissances construites sont reprises dans un autre contexte pour accomplir de nouvelles tâches. Mendelsohn, (in Meirieu 1996) explique que le concept de transfert est la capacité de retrouver, de sélectionner, d'intégrer et d'orchestrer les ressources cognitives dont le sujet dispose, ce que Le Boterf (1994) appelle un « savoir-mobiliser », constitutif d'une véritable compétence. Le transfert consiste donc à utiliser pour une nouvelle activité une

connaissance ou un comportement appris lors d'une autre activité. Il s'agit donc de la transposition d'un apprentissage préalable à la réalisation d'une nouvelle situation.

Le transfert doit pouvoir porter sur les effecteurs musculaires du geste à réaliser, au travers de l'utilisation de programmes moteurs mis en mémoire lors de la mise en place de l'expertise. La notion de programme moteur généralisé prend ici toute sa dimension et permet à un expert de s'adapter à une nouvelle tâche. Il existerait, pour un type de mouvement (qu'il reste à définir) un seul programme moteur généralisé (Schmidt, 1993) à partir duquel il en découle d'autres, en affinant les paramètres nécessaires à l'ajustement du programme, telles que la force, la vitesse ou encore la durée.... La réalisation de la nouvelle habileté dépend donc de la compétence à appliquer ces nouveaux paramètres au programme acquis. Cette application, au travers de la notion de paramétrisation, fait référence à l'adaptabilité aux conditions d'exécution. Les paramètres à gérer sont ceux des muscles d'une manière générale, leur ordre d'intervention, leur intensité et leur durée de contractions musculaires ou relâchement. (Gentner, 1987). Magill et Hall, (1990) ; Van Rossum, (1990) et Magill (2004) ont étudié l'apprentissage de la paramétrisation des réponses. L'apprentissage de la paramétrisation du programme de réponse s'acquiert avec les expériences du sujet lui permettant de constituer les schémas. Il consiste à spécifier les paramètres du programme moteur généralisé faces aux conditions particulières (Van Rossum 1987). Les règles extraites des expériences du sujet vont lui permettre de faire face à des situations dans lesquelles il n'a pas d'expérience. Ainsi la réalisation d'une action dépend de la paramétrisation du programme moteur, et le transfert des invariants d'une tâche à une autre est rendue possible par la similitude entre les tâches à effectuer.

Il peut donc être postulé que le système nerveux central doit coder un programme d'activation de muscle pour réaliser une action envisagée « symboliquement » au niveau des centres supérieurs, proche d'une réalisation connue et maîtrisée. Ce transfert se fera sous la forme d'invariants concernant les activités musculaires et les évolutions angulaires pouvant être mis en évidence lors de la réalisation de différents types d'impulsion.

Ce chapitre étudie donc cette hypothèse en comparant les impulsions des sauts à la perche, en longueur et les franchissements de haies.

2. Matériel et méthode :

2.1. Population

Une population de 8 perchistes du club régional de Valenciennes a pris part à cette étude. La population est composée d'athlètes ayant des passés sportifs à haut niveau très différents (tableau 11)

Tableau 11 : Passés sportifs en fonction des sujets

Sujet	Passé sportif
Sujet 2	Gymnastique
Sujet 4	Saut en longueur
Sujet 1,3, 5 et 8	Saut à la perche
Sujet 7	Course de haies
Sujet 6	Multisports, escalade

Les sujets 1, 2, 6 et 7 sont des perchistes de bon niveau régional. Les sujets 3, 4, 5 et 8 sont des perchistes de niveau national, (National 2 et sélection en championnat élite pour les sujet 3 et 4 ; National 1 et sélection en équipe de France pour le sujet 8). Les sujets utilisent leurs vêtements et leurs propres chaussures de sport pour effectuer le protocole.

2.2. Protocole expérimental

2.2.1. Description des tâches

Les tests se sont déroulés au laboratoire (LAMIH) de Valenciennes. Après un échauffement laissé libre, les sujets doivent effectuer 5 fois les conditions de sauts en longueur, des passages de haies, de sauts à la perche.

Pour le saut à la perche une perche commune est utilisée pour tous les athlètes (Cf. chapitre 3). L'ordre des conditions est randomisé afin d'éviter toute influence de l'ordre dans lequel la condition d'impulsion est expérimentée (Adkin *et al.* 2000). Une durée de repos suffisante pour éviter la mise en place d'un état de fatigue centrale ou musculaire est accordée après chaque passage. Les athlètes prennent leur marque pour que le pied d'impulsion se situe au regard d'une plate forme de force, afin d'estimer les temps de contact du pied pendant l'impulsion. Chaque condition est effectuée avec, au minimum, quatre foulées d'élan comme le préconise la réalisation de l'éducatif de saut à la perche.

2.2.2. Dispositifs expérimentaux

Pour la condition de passage de haies, les athlètes effectuent quatre foulées sur le chemin de course, posent le pied sur la plate forme de force et franchissent la haie positionnée selon leur catégorie, se réceptionnent sur le chemin de course et continue de courir (figure 40). Pour les athlètes féminines la haie a une hauteur de 65 cm pour les novices, et 76 pour les confirmées, pour les athlètes masculins, la haie est placée à 84 cm pour les novices et 91 cm pour les confirmés. Ces hauteurs sont celles définies par la fédération française d'athlétisme selon les catégories, les genres et les épreuves.

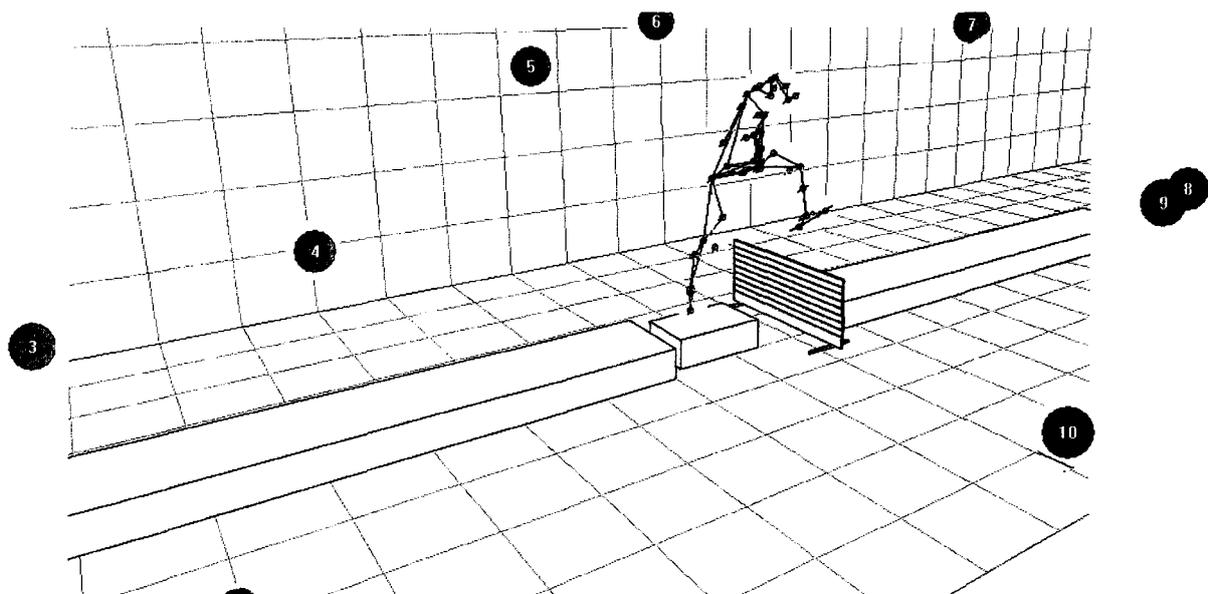


Figure 40 : Dispositif expérimental pour la capture du mouvement lors du passage de haie ; les cercles numérotés représentant le placement des caméras dans le laboratoire

Pour le saut en longueur, les athlètes ont pour consigne d'enclencher l'impulsion pour se réceptionner le plus loin possible dans le tapis. A l'instar du franchissement de haies, les athlètes prennent un élan de quatre foulées sur le chemin de course, posent le pied d'impulsion sur la place forme et se réceptionnent dans le tapis (figure 41).

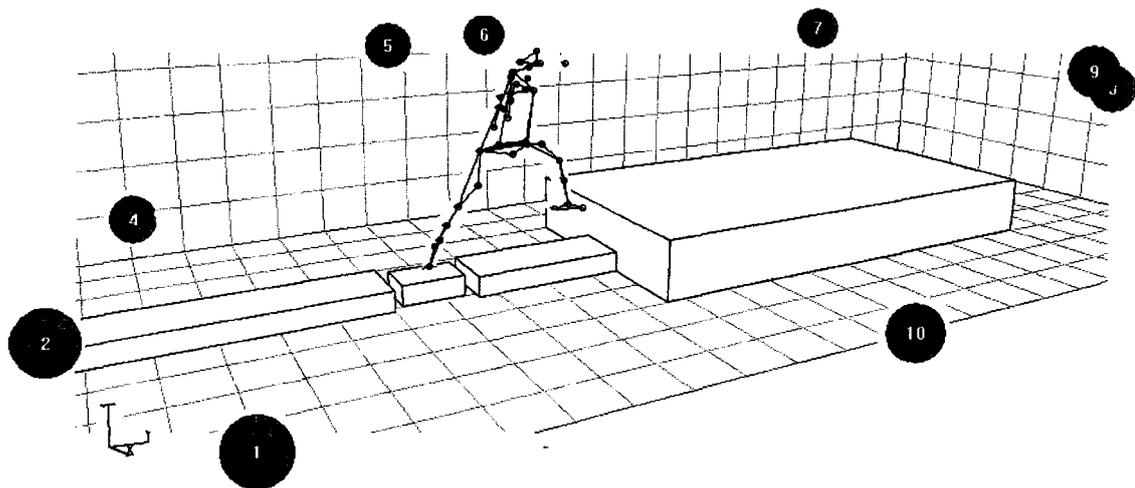


Figure 41: Dispositif expérimental pour la capture du mouvement lors du saut en longueur

Enfin, pour le saut à la perche, un butoir et un tapis de réception ont été installés (figure 42) pour permettre aux athlètes d'effectuer un saut réduit (petite perche et petit élan correspondant à l'éducatif saut à la perche du chapitre 3) sur quatre foulées. Comme pour les deux

conditions précédentes, les athlètes posent le pied sur la plate forme de force, et effectuent leur saut jusqu'à la phase de groupé mais sans effectuer la phase de renversé.

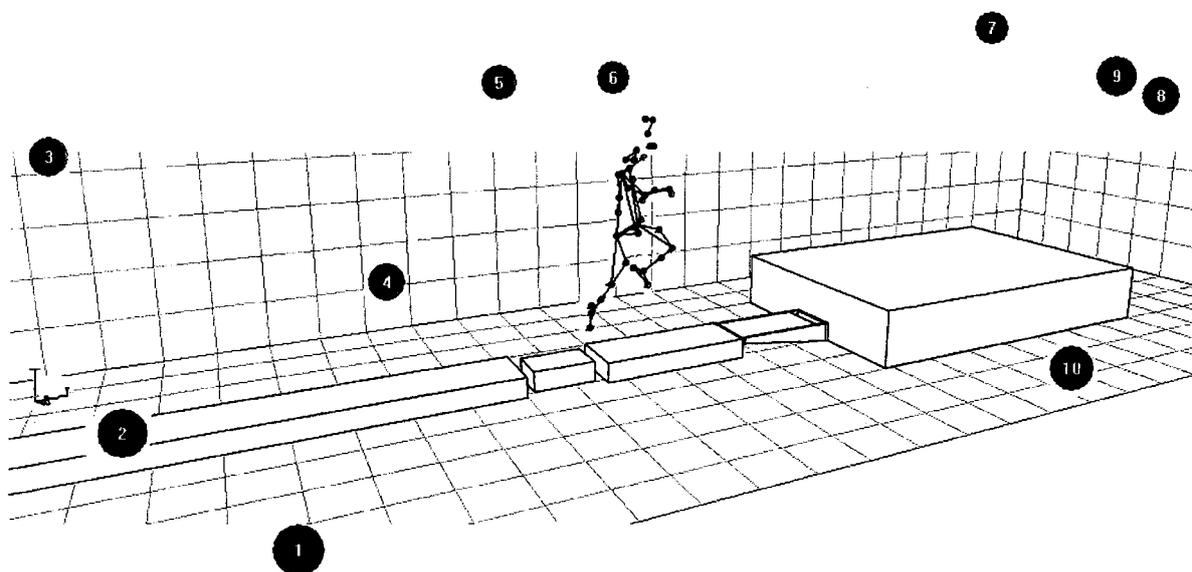


Figure 42 : Dispositif expérimental pour la capture du mouvement en saut à la perche

Sur les cinq essais effectués, les trois meilleures réalisations, selon les conditions d'un coach expert, sont retenues. Ainsi pour chaque sujet, trois sauts à la perche, trois sauts en longueur et trois franchissements de haies sont utilisés pour étudier les similitudes entre les différents types de geste pour un même sujet.

2.3. Variables étudiées et calculées

Comme décrit dans le chapitre 2, trente neuf marqueurs sont fixés aux points anatomiques pour l'identification des segments et la reconstruction du mouvement en trois dimensions. Les positions des marqueurs ont été capturées, lors de cette étude, en utilisant le système d'analyse du mouvement (Vicon 610) à une fréquence d'acquisition de 120 Hz. Les données sont ensuite filtrées en utilisant un filtre passe bas Butterworth Bidirectionnel (d'ordre 4) avec une fréquence de coupure de 6Hz.

Les coordonnées des marqueurs utilisés dans cette étude permettent de définir pour chaque participant un modèle à 12 segments (6 degrés de liberté ou DOF). Les différents segments

sont : tête et thorax, pelvis, pied gauche et droit, jambes, cuisse, bras et avant-bras. Les angles de flexion extension de la cheville, du genou et de la hanche ont été calculés à partir des positions des segments dans le plan sagittal, autour de l'axe frontal.

Des électrodes de surface bipolaire (Biochip ® Elmatek) ont été placées le long de l'axe longitudinal de 6 muscles de la jambe d'impulsion (jambe gauche): *tibialis anterior* (LAT), *gastrocnemius lateralis* (LGL), *vastus lateralis* (LVL), *rectus femoris* (LRF), *bicep femoris* (LBF) et *gluteus maximus* (LGlut). Une seule électrode de référence est nécessaire pour ce système et elle est placée au regard du tibia.

L'activité EMG a été acquise en synchronisation avec les données cinématiques, à 1080Hz, via Vicon, et exportée en un fichier au format C3D pour être ensuite analysée dans le logiciel Visual 3D, avec les données cinématiques. Les données EMG ont été filtrée (filtre Butterworth, passe bande 20-500) puis rectifiées et lissées en utilisant un filtre passe bas Butterworth bidirectionnel (d'ordre 4) avec une fréquence de coupure de 14 Hz pour obtenir l'enveloppe du signal.

Afin de normaliser temporellement les différentes impulsions, une série d'événements critiques est définie à partir de la reconstruction du mouvement et de la plate-forme de force. La phase 1 est bornée par le décollement du pied gauche (LTO) et la pose du pied gauche (TD) représentant la dernière foulée. La phase 2, est la phase d'impulsion, débutant à la pose du pied (TD) et se terminant par le décollement du pied gauche (TO) déterminé par le temps de contact avec la plate-forme. La fin de la phase 3 est définie selon le type d'impulsion. Pour le saut à la perche, il s'agit comme dans les études précédentes du positionnement à l'horizontal de la jambe d'impulsion lors du groupé. Pour le saut en longueur et le franchissement de haies, il s'agit du moment où la jambe d'impulsion rejoint la jambe libre en phase de descente.

2.4. Analyse statistique

Un test Anova à mesures répétées est utilisé sur les temps de contact au sol du pied d'impulsion.

Les coefficients de multiple corrélation sont utilisés pour déterminer les corrélations entre les formes de courbes des données angulaires et électromyographiques. Des corrélations intra sujets pour chaque type de saut pour mettre en évidence des invariants entre les différentes impulsions mais également inter-sujet ont été effectuées pour l'étude des invariants communs aux athlètes.

3. Résultats

3.1. Temps de contact au sol.

La plate forme de force placée sous le pied d'impulsion permet d'obtenir le temps de contact du pied d'impulsion avec le sol.

Tableau 12 : Récapitulatif des durées (en seconde) de contact du pied d'impulsion au sol pour les différentes impulsions moyennée par sujet.

	perche	longueur	haies
Sujet 1	0.169	0.175	0.161
Sujet 2	0.156	0.169	0.158
Sujet 3	0.158	0.153	0.150
Sujet 4	0.183	0.178	0.167
Sujet 5	0.158	0.163	0.167
Sujet 6	0.156	0.161	0.178
Sujet 7	0.164	0.153	0.156
Sujet 8	0.178	0.181	0.200
Moyenne	0.165	0.166	0.167

Une Anova à mesures répétées à un facteur (type d'impulsion) a été effectuée sur les données des trois essais de chaque type d'impulsion. Ce test ne révèle aucune différence significative entre les différents types d'impulsion pour chaque sujet, ni pour l'ensemble des sujets. Les données moyennées sont reportées dans le tableau 12.

Les résultats des temps de contacts au sol montrent de fortes similarités entre les différents types d'impulsion.

3.2. Evolutions angulaires

Les angles des articulations de la cheville, du genou (figure 43) et de la hanche ont été comparés pour chaque sujet et pour chaque saut. Les angles analysés montrent des corrélations fortes entre les sauts au niveau cinématique. La figure 40 montre un exemple, pour le sujet 7, des similitudes dans les courbes pour chaque type de saut pour toutes les phases, et également des similitudes entre les différentes impulsions mise à part dans la phase 3.

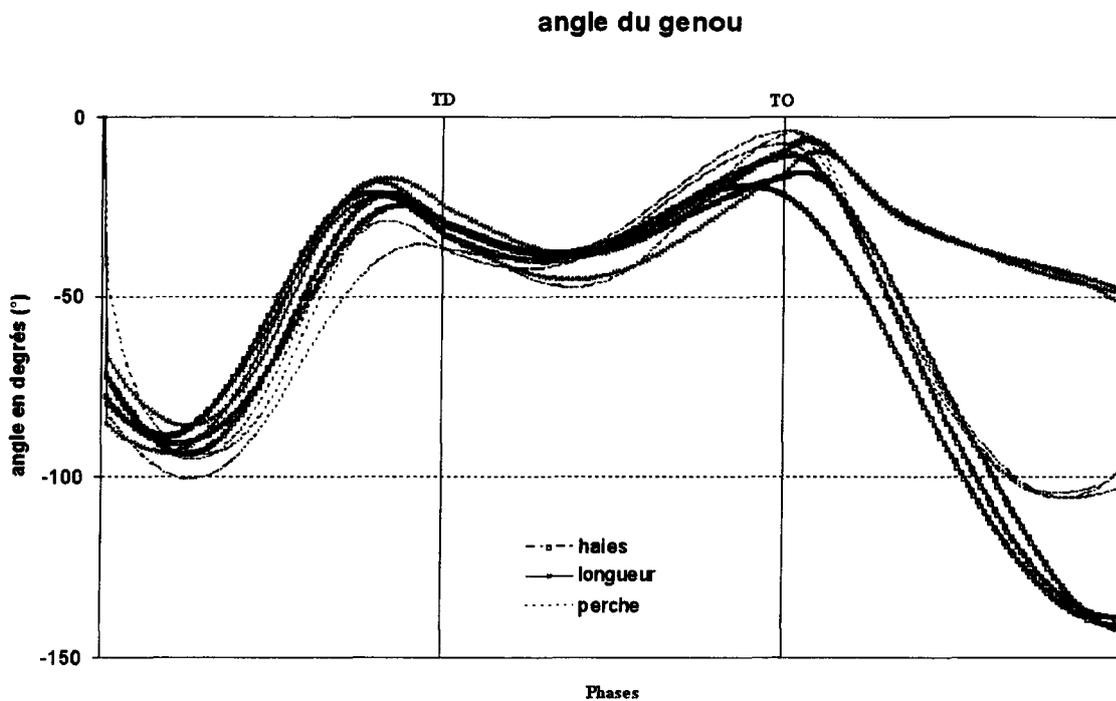


Figure 43 : Exemple de similarités pour les évolutions angulaires du genou entre les 3 essais pour les 3 types d'impulsion pour le sujet 7

Les corrélations retrouvées dans l'analyse des données cinématiques pour tous les sujets sont reportées dans le tableau 13. Ces corrélations sont effectuées sur les moyennes des angles de chaque type de sauts de chaque sujet. Des corrélations ont été calculées pour chaque sujet entre les différentes formes d'impulsion et pour chaque phase. Pour l'angle de la hanche et l'angle du genou, tous les sujets montrent des évolutions angulaires similaires entre les différentes impulsions, pendant les phases 1 et 2 principalement. La phase 3 montre pour la moitié des sujets des corrélations cinématiques (angles de la hanche et du genou) entre l'impulsion au saut à la perche et en franchissement de haie (sujet 2,4 et 7).

Pour l'angle de la cheville, les corrélations entre les impulsions dépendent des sujets. Le sujet 1 montre des corrélations inter impulsion pour la phase 1 et 2. Pour les sujets 2, 3 et 7, les corrélations entre les impulsions existent pour les trois phases. Pour les sujets 4, 5 et 8, il n'existe pas de corrélation en phase 1. Ces corrélations sont des indices quantifiés que l'on peut associer au concept d'invariants entre impulsions pour différents types de sauts d'un sujet. L'angle de la cheville semblent être le plus variant entre les sujets, mis à part dans la phase 2 où, quelque soit le type de saut, cet angle est sensiblement identique.

Tableau 13 : Corrélations inter-sujet des angles articulaires selon les sauts.

ANGLE	Longueur	Haie	Perche
Cheville	Phase 2	Phase 2	Phase 2
Genou	Phase 1 et 2	Phase 1, 2 et 3	Phase 1,2,3
Hanche	Phase 1 et 2	Phase 1, 2, 3	Phase 1, 2, 3

Les corrélations retrouvées dans la phase 3 ne sont cependant pas significatives dans la mesure où le saut à la perche est avorté avant son retournement. De même pour le saut en longueur puisque le saut n'est pas achevé. L'angle de la cheville ne montre pas de corrélation pour la phase 1. La préparation de l'impulsion n'apparaît donc pas identique pour les différents sauts au niveau de la cheville.

3.3. Données électromyographiques

Les études de corrélations pour les activités musculaires couvrant l'ensemble des 3 phases montrent très peu de corrélations. Cependant, il semble, sur les courbes de signal brut, exister des points de convergence dans les tracés électromyographiques. Ainsi, par exemple, pour le *rectus femoris* (figure 44), on remarque des similitudes pour certains instants dans les phases. En effet, pour les trois sortes de sauts, la contraction maximale (100%) intervient au même moment (environ à 110% du mouvement). Dans la phase 1, le muscle semble être relâché aux mêmes instants selon les sauts. De même la nouvelle contraction en phase 3 intervient également au même instant pour les trois types de sauts.

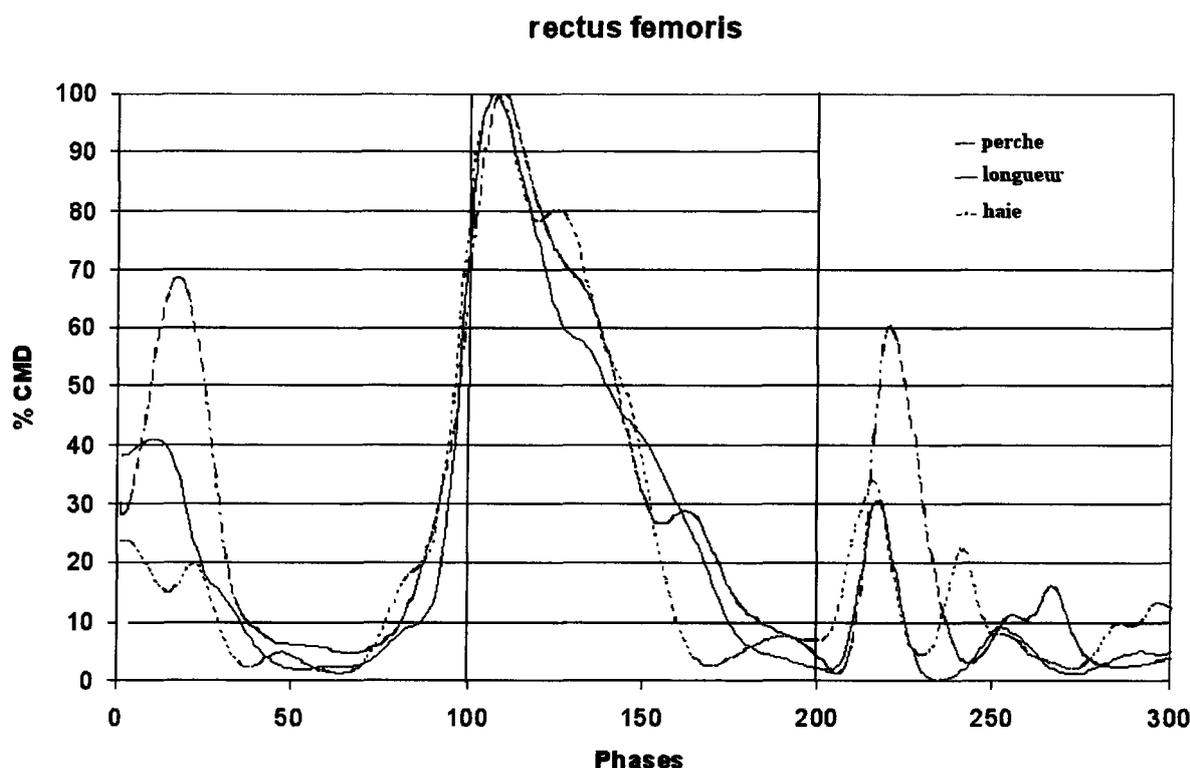


Figure 44 : Exemple d'évolution de l'activité EMG du *rectus femoris* pour le sujet 7 et pour les 3 types de saut.

Pour mettre en évidence d'éventuelles corrélations au sein des phases, celles-ci ont été redécoupées en zone de 25 %. Le tableau 14 regroupe les muscles pour lesquels il y a des corrélations entre les différents types de sauts, et ce pour chaque sujet.

Le tableau (14) met également en évidence le fait que les sujets 1, 2, 3, 5, 7 et 8 présentent un pattern d'activation du *biceps femoris* (LBF) identique entre 25 et 50% de la phase 1 pour

l'ensemble des types de sauts réalisés. De même, les sujets 3, 4, 6, 7 et 8 ont le même pattern de contraction pour le *rectus femoris* (LRF) entre 25 et 50 % de la phase 1, et pour les sujets 1, 2, 3, 6 et 7 entre 75 et 100% de la phase 1. Les sujets 1, 3 et 5 ont le même pattern de contraction du *tibialis anterior* (LAT) entre 50 et 75 % de la phase 1 ; et à l'instant du TD pour les sujets 1, 2 et 7. Les sujets 3 et 7 ont le même pattern de contraction du *Vastus lateralis* entre 25-50% et entre 75et 100% de la phase 1 pour les sujets 2, 3, 4, 5, 6 et 7. Le *gluteus maximus* (Glut) a le même pattern de contraction être 50 et 75% pour les sujets 1 et 5.

Tableau 14 : récapitulatif des corrélations des activités musculaires pour des zones de 25% de la phase 1 ainsi que pour le moment de la pose du pied (TD) pour l'ensemble des 3 types de sauts.

Phase 1	0-25%	25-50%	50-75%	75-100%	TD
Sujet 1	LRF	LBF	LAT, glut	LRF	LAT, LBF, LRF
Sujet 2		LBF	LBF, LGL	LAT, LRF, LVL	LBF, LGL
Sujet 3		LBF, LVL	LRF, LAT	LGL, LRF, LVL	
Sujet 4				LVL	LGL
Sujet 5	LAT, LBF	LAT, LRF, LVL	LBF, LAT, glut	LBF, LVL	
Sujet 6	LVL	LRF		LRF, LVL	LRF
Sujet 7	LRF	LBF	LGL	LAT, Lglut, LVL	LGL, LRF, LAT
Sujet 8	LAT (P&L)	LBF, LRF, LGL			

Un récapitulatif des corrélations des activités musculaires en phase 2 pour l'ensemble des 3 types de sauts est présenté dans le tableau 14. En ce qui concerne la phase 2, (tableau 15) le *gastrocnemius Lateralis* présente le même pattern de contraction entre 50 et 75% pour les sujet 1, 2, 3, 5, 7 et 8 ; entre 75et 100% pour les sujets 1, 2 et 4. Le *rectus femoris* présente le même pattern entre 25et 50% pour le sujet 1, 5, 6 et 7 ; entre 75% et 100% pour les sujet 1 et

8. Le *tibialis anterior* présente, lui aussi des patterns d'activations identiques entre 50% et 75% pour les sujets 2 et 8 et entre 75% et 100% pour les sujets 1,2 et 7.

Tableau 15 : récapitulatif des corrélations des activités musculaires en phase 2 pour l'ensemble des 3 types de sauts.

Phase 2	0-25	25-50	50-75	75-100	TO
Sujet 1	LGL	LRF, LVL	LGL	LAT, LRF	LGL, LAT, LVL
Sujet 2	LVL		LAT, LRF	LGL, LAT, LGL	(PL), LAT, LGL
Sujet 3	LAT	LAT, LVL	LBF, LGL		LBF, LRF
Sujet 4			LVL	LGL	LBF, glut
Sujet 5		LGL, LRF	glut, LGL, LVL	glut,	
Sujet 6		LRF			
Sujet 7	Glut	LRF	LGL, (P&L)	glut, LAT	LAT, glut
Sujet 8			LAT, glut,	LGL, LRF, glut	Glut

L'étude de corrélation intra-sujet met donc en évidence l'utilisation de patterns musculaires similaires d'une activité vers une autre, ce qui peut être interprété comme un transfert de portion de programmation motrice. Ces corrélations pour des instants précis de l'impulsion, mises en évidence intra-sujet, sont présentes aussi pour un certain nombre de sujets. Ainsi il existerait également des invariants entre certains sujets, qui pourraient être des invariants de l'impulsion en général pour une classe de sujet ou encore la représentation de l'utilisation d'une technique commune.

3.4. Représentation graphique des résultats

Les figures 45, 46 et 47 sont des représentations graphiques des résultats précédemment expliqués. Les traits noirs représentent les phases d'activations des muscles étudiés au cours de la réalisation du saut. Les phases d'activations représentées reprennent les invariances mises en évidence entre les différents sujets.

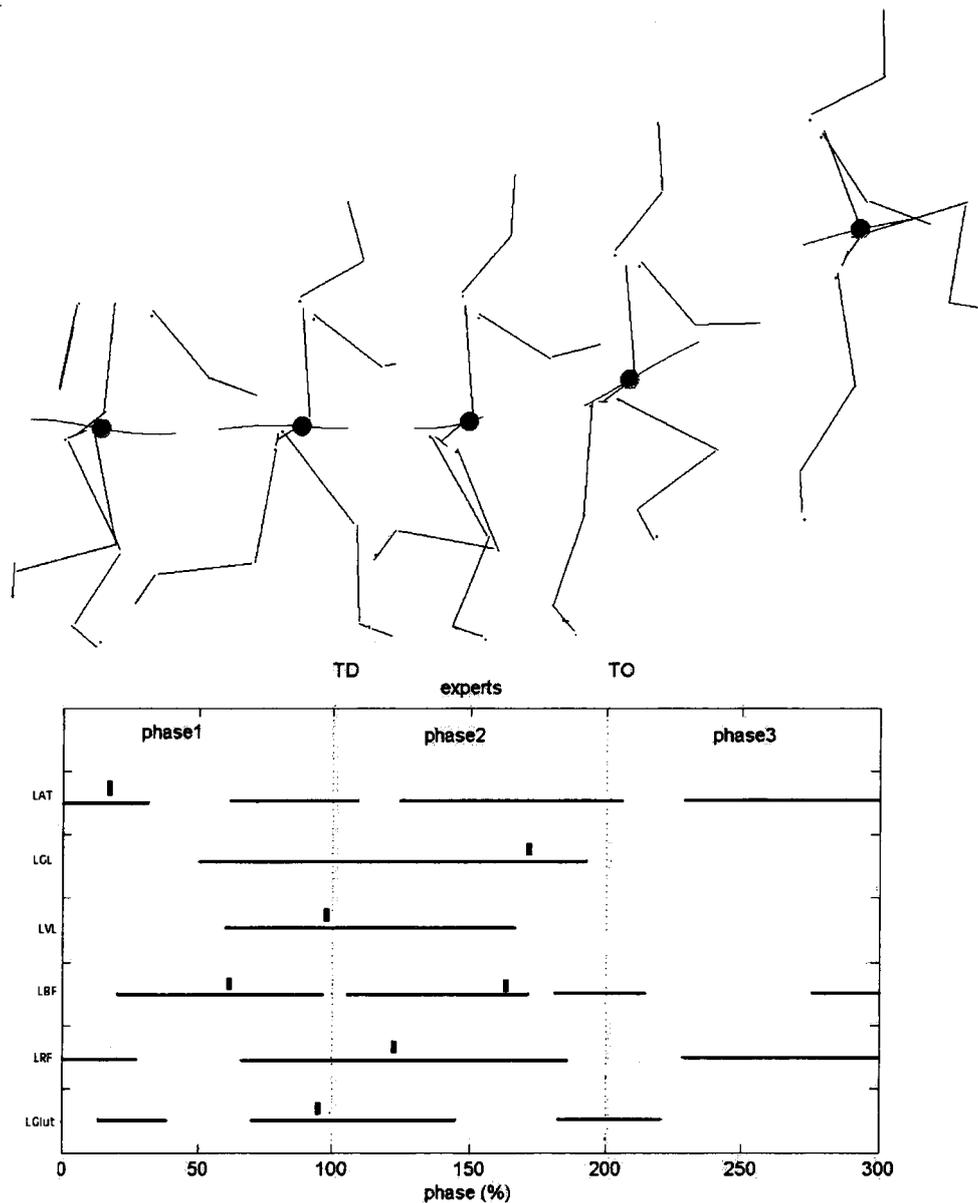


Figure 45 : représentation graphique du pattern d'enchaînements musculaires au cours d'une impulsion au saut à la perche, les rectangles noirs représentent les pics maximaux des signaux.

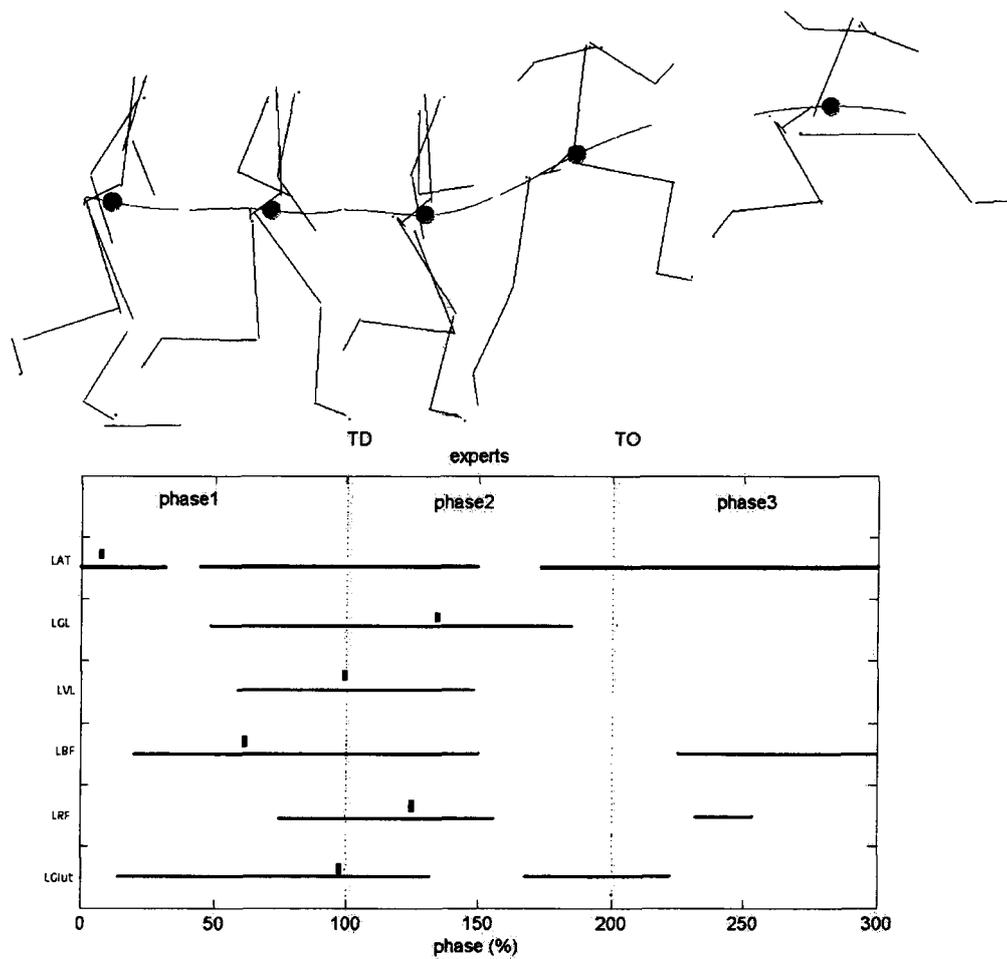


Figure 46 : représentation graphique du pattern des enchainements musculaires au cours de la réalisation d'un franchissement de haies, les rectangles noirs représentent les pics maximaux des signaux.

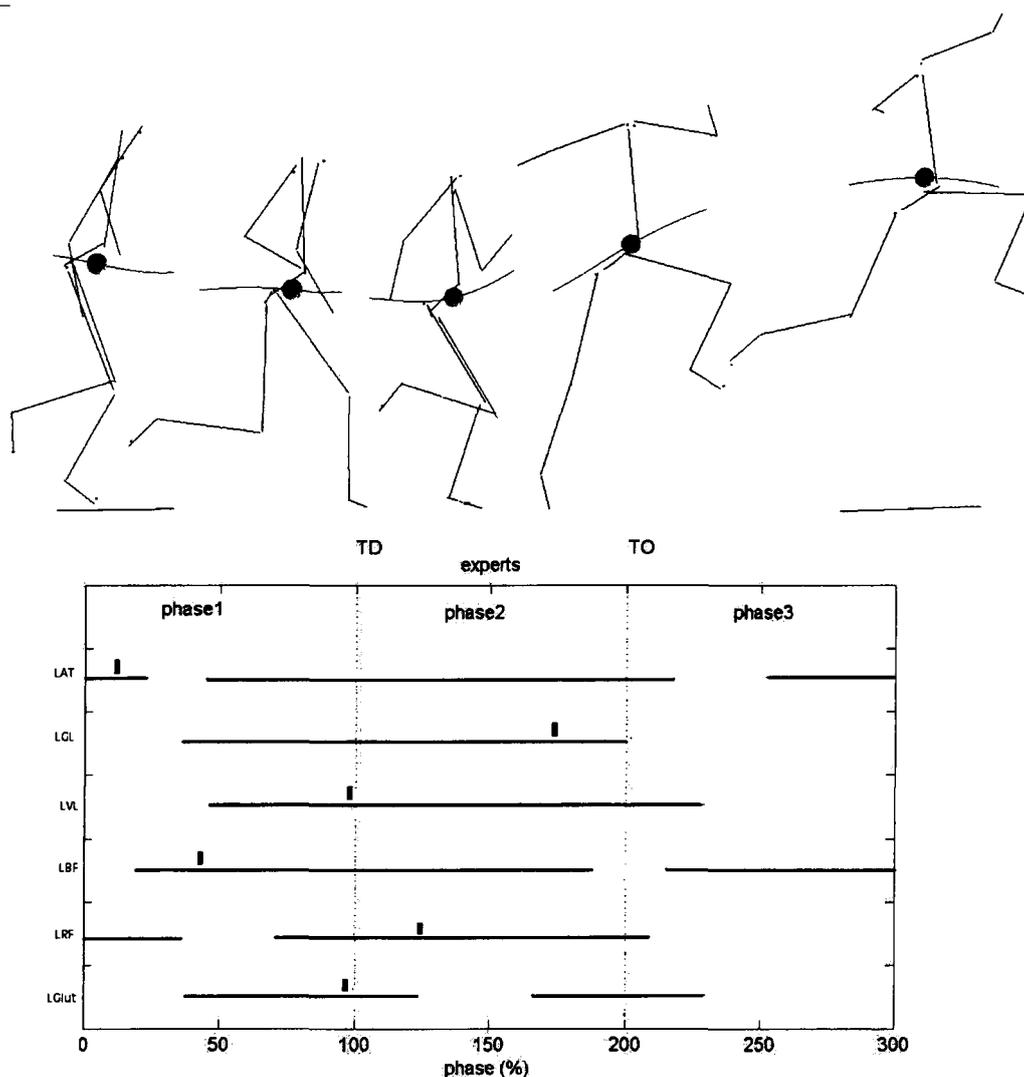


Figure 47 : représentation graphique du pattern des enchainements musculaires au cours de la réalisation d'une impulsion en longueur, les rectangles noirs représentent les pics maximaux des signaux.

4. Discussion

Dans cette étude, les résultats des analyses des évolutions angulaires peuvent être interprétés comme des invariants au niveau de la cinématique pour chaque sujet dans sa manière de réaliser une impulsion, quelque soit sa configuration ou type de saut réalisé. La phase de préparation de la pose du pied d'impulsion (phase 1) et la phase de contact au sol (phase 2)

montrent des corrélations d'évolution angulaires fortes entre les différentes impulsions, et ce pour tous les sujets testés. Cependant, aucun invariant n'est relevé dans la phase 3. Les résultats montrent également que les évolutions similaires des angles interviennent chez tous les sujets pour les angles de la hanche et du genou pour les phases 1 et 2 ; et seulement en phase 2 pour l'angle de la cheville.

Ces résultats sont analysés sous l'angle des activités musculaires sous-jacentes. L'étude des électromyogrammes de surface montre qu'il n'existe aucun corrélat d'activité musculaire pour l'ensemble des participants. Cependant, pour un participant considéré, l'étude des corrélations met en évidence l'existence de mises en action musculaires similaires pour des portions de phases quelque soit le type de saut réalisé. Un même sujet réalise le même pattern moteur pour effectuer une impulsion, dans les trois types de sauts, ce qui peut être interprété comme un transfert de réalisation motrice d'une activité pour la production d'une autre.

La nécessité d'une organisation spécifique de la jambe d'impulsion avant et pendant la phase de contact, déjà évoquée dans les chapitres précédents, résulte du besoin de transférer le plus efficacement possible l'énergie de la course d'élan, pour la réalisation de la phase aérienne du saut à réaliser (Shade *et al.* 2004). Dans le cas du saut à la perche, ce transfert se fait du corps dans la perche (Linthorne, 2000 ; Schade *et al.* 2006). Le geste spécifique du griffé qui permet cette réalisation, pourrait alors être un invariant transférable, ou encore un point de phase convergent (phase-locked point) (Clark, 1995), à toutes les impulsions, plus spécifiquement pour la pose du pied d'impulsion au sol qui permet ce transfert d'énergie (Laffaye, 2005). Les résultats de la présente étude semblent accrédi-ter cette hypothèse. En effet, il existe des corrélations à la fois dans la phase de préparation de la pose du pied (phase 1) et dans la phase de pose du pied à proprement parlé (phase 2) quelque soit le saut à réaliser. L'instant de pose du pied montre le même corrélat. Pour un même sujet, la réalisation cinématique de l'impulsion est donc très semblable pour les évolutions du genou et de la hanche. Ce même résultat est aussi trouvé pour l'ensemble des sujets. La technique d'impulsion des experts est donc très proche quelque soit le type de saut à réaliser. Ce résultat va dans le sens d'un invariant transférable précédemment cité. Cependant, s'il existe une corrélation de l'évolution de l'angle de la cheville pour l'ensemble de la phase 2 ainsi que pour l'instant de pose du pied, cette corrélation n'est pas présente au cours de la réalisation de la phase 1, qui prépare à

la pose du pied d'impulsion. Les sujets peuvent donc avoir des préparations différentes de la pose du pied au sol en fonction des différentes impulsions. Les athlètes contrôleraient ensuite de la même façon leur angle de la cheville, du genou et de la hanche une fois le pied posé au sol. L'absence de corrélation pour la phase 3 (l'envol du sujet) s'explique par le fait que la finalité du geste nécessite une gestuelle spécifique au saut à réaliser. Ces résultats montrent qu'il existe un transfert de la réalisation cinématique de la partie « impulsion » d'un type de saut à un autre. Cette réalisation cinématique est sous-tendue par la mise en action de différents effecteurs musculaires soumis à un contrôle central de leur activité.

Les résultats, au niveau musculaire, mettent en évidence que pour réaliser leurs différentes impulsions, un même sujet utilise pour des instants précis, les mêmes muscles. Pour réaliser un invariant cinématique, l'athlète semble utiliser un invariant musculaire. Il est donc concevable que, du fait de la dépendance d'une activité nerveuse centrale pour la gestion de l'activité musculaire, l'invariant musculaire soit le signe de l'utilisation d'un programme de commande motrice pour la réalisation de l'impulsion. Ce programme peut donc être transféré de la réalisation d'une activité dans une autre proche.

Cependant, pour l'ensemble des sujets, ces invariants concernent des muscles différents. Les stratégies motrices mises en place pour la réalisation d'un même geste sont différentes d'un sujet à l'autre qui ne peut donc être classées qu'à partir d'une réalisation motrice. Ces activités différentes sont le reflet des choix de stratégies motrices et sont à mettre en relation avec les expériences de l'athlète. Ces expériences ont donné lieu à l'émergence d'un programme de réalisation motrice, propre à chaque individu. Ce dernier semble utiliser ces répertoires de réalisation pour la finalisation d'une activité, transférables pour la réalisation d'une autre.

Néanmoins certains invariants sont communs à plusieurs sujets. Pour exemple, l'activité du vastus lateralis est identique lors du dernier quart de la phase 1 pour les sujets 2, 3, 4, 5, 6 et 7. S'il semble possible de classer les individus experts au regard de leur réalisation cinématique, cette classification ne trouve pas de correspondance au niveau réalisation musculaire. Cependant, les invariants musculaires présents chez certains sujets peuvent être la représentation de classe de choix de stratégies motrices d'origine centrale. Ainsi le programme moteur de l'impulsion, au sens enchaînements des phases 1, 2 et 3, comprendrait

un sous-programme, ou routine, responsable de la réalisation motrice du griffé. Mais pour réaliser l'action à ce moment du griffé, les athlètes utilisent des stratégies motrices différentes qui doivent être corrélées avec leur propre expérience.

5. Conclusion

Pour produire un mouvement complexe, le système nerveux central effectue un programme moteur individualisé et spécifique mais surtout paramétrable en fonction de l'impulsion qu'il doit effectuer, ce programme pouvant être décomposé en routines. On retrouve cette notion, notamment dans le cas de l'écriture. L'adulte utilise des micros programmes de l'ordre du digramme ou du trigramme (Benoit, 1996). Pour le mouvement de l'impulsion cela pourrait être des petits blocs d'action, comme celui d'une pose de pied efficace.

Le système nerveux central semble donc utiliser ces parties de programme moteur pour construire un programme moteur plus conséquent, ou pour s'adapter à la production d'un nouveau geste ou d'un geste proche. C'est l'invariance des effecteurs aussi appelée équivalence motrice, envisagé par la théorie de Schmidt (1993). Etant donné que la programmation motrice se situe sur un plan abstrait, le programme moteur doit s'ajuster en fonction de l'habileté. Pour l'impulsion cela peut être une paramétrisation des contractions des muscles en force et/ou en durée, par exemple, pour ajuster la durée ou l'angle de l'impulsion, en fonction de la finalité du saut à réaliser.

Les différents passés sportifs des perchistes pourraient expliquer leurs invariants et leur préférence de contrôle. Pour répondre à une telle hypothèse, il faudrait réaliser une étude longitudinale mais aussi, comprendre les mécanismes qui régissent le choix des stratégies motrices au niveau du système nerveux central.

Enfin, il serait intéressant d'étudier ce phénomène de transferts chez des décathloniens de haut niveau, puisque ceux-ci performent dans toutes les disciplines de l'athlétisme. En effet,

on peut émettre l'hypothèse d'une programmation motrice différente pour les différents sauts à réaliser en raison d'un fort niveau d'expertise pour chacune des réalisations motrices. Si de telles différences n'étaient pas présentes, l'impulsion pourrait être alors considérée, au travers de sa réalisation musculaire, comme une catégorie de geste.

Chapitre 6 : discussions et perspectives

1. Discussion

L'objectif de ce travail est de mieux comprendre le geste du perchiste lors de la réalisation d'un saut au travers de la liaison entre la réalisation musculaire et la production cinématique. Une motivation de cette étude était liée au faible nombre de publication dans le domaine de la physiologie par rapport au grand nombre de publications dans les domaines mécaniques et biomécaniques expliquant les phénomènes de transfert d'énergie entre l'athlète et la perche lors du saut. Cette étude entre dans le cadre de la neuro-anatomie fonctionnelle qui permet d'avoir un éclairage sur le contrôle de la motricité par le système nerveux central au travers de son contrôle sur les activités musculaires pour la production d'un geste « complexe ». Les différentes études menées ont permis d'une part, d'observer les activités musculaires à l'origine de la production motrice. D'autres parts, ces études ont permis d'envisager, dans le cadre des théories du contrôle moteur, les phénomènes de transfert d'habiletés motrices d'une activité pour la réalisation d'une autre, proche en termes d'exigence de tâche à effectuer.

Le chapitre 1, a permis d'installer le contexte de travail et de placer nos études selon un champ neuro-fonctionnel; montrant également l'intérêt de l'étude du saut à la perche. Au regard de ce que nous voulions étudier, le chapitre 2 a permis de décrire les outils et méthodes de mesures et de justifier nos choix. La mise en évidence des différences de contrôles segmentaires par l'intermédiaire des contractions musculaires lors de la réalisation d'une impulsion au saut à la perche chez deux groupes de sujets, novices et experts a été détaillée dans le chapitre 3. Le chapitre 4 a mis en évidence des paramètres de performance au cours de l'impulsion des experts perchistes, montrant de fortes similitudes avec l'impulsion au saut en longueur. Faisant suite à ces résultats, le chapitre 5 a permis de mettre en évidence des éventualités de transfert du programme d'impulsion du saut à la perche vers d'autres

impulsions par l'observation d'invariants présents dans les différentes formes d'impulsion, autant d'un point de vue cinématique que d'un point de vue électromyographique.

Bien que notre analyse se limite à ces deux points de vue, les résultats obtenus permettent de mieux comprendre le contrôle moteur d'une portion d'un saut athlétique, l'impulsion, et permettent d'envisager une extension de cette compréhension à la phase précédente, la course. Pour l'athlète, le saut peut consister à utiliser une activité qu'il connaît bien, la course, avec une autre activité à laquelle il a été confronté au cours de ses expériences, le saut. Le but de la réalisation, qui passe par une phase d'apprentissage, va consister à lier ces deux activités que l'on appelle secondaire en référence aux textes éducatifs dichotomisant les activités primaires (marche, attraper une balle...) et les secondaires (courir, sauter...). Le sportif va donc devoir se servir de programmes moteurs « secondaires » (par analogie aux activités secondaires) pour se fabriquer ses savoirs faire techniques, à partir de programmes « primaires ». Le sujet doit donc apprendre à maîtriser des actions primaires pour les faire évoluer vers des actions secondaires. Pour l'objet précis de notre étude, le saut et plus particulièrement, l'impulsion, le saut produit pendant l'enfance doit être déstructuré pour être réappris dans le but d'une réalisation technique efficace. De ce fait, les activités acquises, en opposition aux activités innées, seraient créées à partir d'un référentiel connu dont la base peut être une activité innée. Créer un nouveau mouvement consisterait donc à utiliser des portions de ce qui est déjà acquis, la base pouvant être au niveau de l'inné.

Nous pouvons donc différencier deux catégories d'activités motrices. La première concerne les activités primaires ou innées, qui peuvent être déterminées génétiquement, comme par exemple la déglutition, la respiration ou quasi innée comme la marche, l'habileté marche étant reconnue comme étant présente sous forme de réflexe à la naissance. Si cette activité innée de marche est stimulée, les enfants marcheront plus précocement en utilisant ce réflexe pour en faire une habileté secondaire. (Zelaso *et al.* 1972). Ce passage d'une marche « instinctive » à une marche apprise se fait en liaison avec l'émergence de centre locomoteur (Molinari, 2008) présent au niveau de la moelle épinière, sous contrôle descendant des structures cérébrales supérieures. La seconde catégorie, les activités secondaires, concerne des activités acquises, liées entre elles pour former un ensemble, comme la conduite automobile, qui nécessite obligatoirement un apprentissage. Pour aider au passage d'une activité primaire à une activité

secondaire, il existe des habiletés intermédiaires, qui peuvent être la course ou le saut en tant qu'habileté non-experte, qui se développent en confrontation aux expériences du sujet, en dehors de recommandation. Donc, l'apprentissage d'un acte moteur nouveau ne va pas consister à créer ex-nihilo, un nouvel arrangement des composantes élémentaires du système. Il va requérir, avant toute chose, la dislocation des blocs fonctionnels existants, puis le choix sélectif de combinaisons motrices utiles. L'objectif est alors leur assemblage dans une nouvelle unité efficiente. Le contrôle de la motricité consiste donc en une intégration et un ordonnancement de sous-habiletés, dont plusieurs de celles-ci sont transférées à partir des activités antérieurement apprises (Famose, 1990). On utilise la connaissance d'une tâche pour la transférer dans la réalisation d'une autre.

Cette vision du contrôle moteur trouve écho dans les recherches en psychologie cognitive. Il s'agit d'une méthode de résolution de problèmes qui consiste à mettre en relation une situation connue (dite source) avec une nouvelle situation (dite cible), et ce afin de faciliter la résolution ou la compréhension de la situation cible (Ripoll & Coulon, 2001). Il s'agit de la mise en correspondance entre source et cible pour laquelle il y a transfert de certains aspects de la source vers la cible pour la résolution de cette nouvelle situation. La mise en correspondance entre la source et la cible s'effectue sur la base de traits communs entre les deux situations. Par extension, l'apprentissage par analogie consiste à faire utiliser à l'apprenant des situations sources pour résoudre des situations cibles. Ce transfert doit s'effectuer au niveau central, dans la partie représentation mentale des analogies existantes entre les tâches à réaliser. Il semble donc que l'image mentale serve d'intermédiaire à la formation d'équivalence sensorielle de l'action, essentiellement proprioceptive. Une copie de la commande motrice est dès lors envoyée au modèle interne qui prédit la conséquence sensorielle du geste. L'imagerie et la perception doivent donc être étroitement liées. En effet les mêmes aires sont utilisées lors de ces deux phénomènes (Naito *et al.*, 2002; Ehrsson *et al.*, 2003; Fadiga & Craighero, 2004; Jeannerod, 2001). Les sujets ont d'ailleurs la capacité de ressentir une réalisation motrice sans mouvement des membres concernés dans l'exécution d'un geste. Ceci est visible par une augmentation de l'activité nerveuse présente au niveau des aires motrices supplémentaires. L'imagerie et l'action véritablement réalisée utilisent donc les mêmes représentations mentales. L'imagerie mentale est de ce fait comparable à la prédiction

d'action. (Decety *et al.*, 1994; Jeannerod, 2001; Wolpert & Flanagan, 2001). Les images mentales semblent aussi contenir des informations spatiales (Kosslyn, 1980). En plus des informations spatiales, ce sont aussi les mêmes structures temporelles ainsi que les mêmes règles motrices ou contraintes biomécaniques qui sont utilisées lors de la simulation (Decety & Jeannerod, 1995; Papaxanthis *et al.* 2002, 2003; Gentili *et al.*, 2004). Les résultats des travaux de cette thèse sont en accord avec ces auteurs. Effectivement, la demande de réalisation d'un saut non maîtrisé fait appel à une connaissance présente, qui est réinvesti dans la réalisation de cette tâche. Cette connaissance présente a pour sortie les enchaînements musculaires enregistrés au niveau des experts pour ce qui est de la réalisation du saut à la perche. Cette connaissance, sous le contrôle des structures centrales a été élaborée en réponse à la demande de performance, au regard des conseils d'apprentissage et de l'expérience du sujet. Le système nerveux central de l'expert a procédé à la création de modèles internes portés par des ensembles structurés de neurones qui reçoivent des entrées sensorielles et motrices et émettent des signaux de sorties qui sont des variables particulières ou des ensembles de variables (Didier, 2004). Ces modèles internes permettent de simuler le comportement du corps. Les interactions du corps avec l'environnement permettent quant à eux la réplique précise des caractéristiques spatio temporelles de l'action pendant une simulation interne (Gentili *et al.*, 2004, 2006; Wolpert and Flanagan, 2001). Par exemple, lors d'un mouvement imaginé de bras d'atteinte de cible, le modèle prédictif produit les positions futures du bras et simule les conséquences sensorielles du mouvement de bras sur les bases de la copie d'efférences de la commande motrice. La prédiction motrice est dès lors fondamentale non seulement pour l'imagerie mentale mais également pour les observations d'action (Rizzolatti *et al.*, 1996). Par corrélat avec nos résultats, le sujet a appris à réaliser, de façon experte l'impulsion au saut à la perche. Il en a une représentation mentale précise et juste pour la réalisation de la performance. L'effectuation motrice de cette expertise a été mise en évidence dans les chapitres 3 et 4. Cependant, lors de la demande de réalisation de tâche proche, les sujets ont eu à se représenter mentalement l'action à réaliser. Ils ont du faire des inférences en relation avec leur socle de compétences, ce dernier étant constitué par leur expertise. Ceci explique qu'ils ont reproduit l'impulsion maîtrisée pour la réalisation d'une

impulsion dans une activité proche. Le modèle interne de l'impulsion a été transféré pour la seconde réalisation.

Les sujets sont donc capables de préparer à l'avance une action et d'anticiper les conséquences de cette action car ils disposent d'équivalents mentaux des situations appelées représentations mentales (Cadopi, 1988, Cadopi, in Famose *et coll* 1997). Le cerveau de l'expert semble donc être capable de stocker en mémoire des programmes qui sont ensuite réinvestis pour produire une nouvelle action proche en termes d'exigence, qui n'émergerait donc pas seulement de la contrainte de la tâche mais qui s'appuierait sur la mémoire du sujet.

La problématique de temps et d'espace requis pour la mise en mémoire, mise en évidence par la théorie écologique à l'encontre de la théorie cognitive, fait l'objet de nombreux débats théoriques. En effet, l'approche écologique semble simplifier les phénomènes moteurs notamment par l'émergence de lois de contrôle permettant une économie de temps et « d'espace » mémoire. Cependant, cette approche peut sous-estimer les capacités de mémorisation du système nerveux central (en témoigne les atteintes neurologiques type alzheimer qui mettent en évidence la grande capacité d'intégration du système en terme de mise en mémoire de vie phénoménale) ainsi que l'architecture du cerveau (quelques 10^{15} connexions synaptiques en constance évolution avec création journalière) avec notamment un système de redondance et de résonance permettant de traiter les informations en parallèle (système cortico-spinal et rubro-spinal par exemple). Le réseau de connexion stabilisé du système nerveux, ayant achevé sa maturation, continue cependant de manifester des capacités de remaniement (au moins dans certaines parties du système nerveux central) comme en témoigne les possibilités d'apprentissage, de conditionnement, d'habituation. Cette notion de plasticité est expérimentalement connue (Sotelo, 1999, 2004 et 2005) au niveau du cervelet. La connectivité de neurones et le changement de transmission synaptique d'un neurone à l'autre semblent être les mécanismes d'apprentissage. Le support structural de ces programmes acquis (qui s'opposent aux programmes génétiquement inscrits) est aujourd'hui recherché dans le fonctionnement synaptique lui-même.

2. Conclusion

Les résultats de ces travaux de thèse sont une analyse plus fine des activités musculaires du perchiste lors de l'impulsion du saut à la perche. Ces activités sont à l'origine des évolutions cinématiques de l'athlète et permettent de réaliser les transferts d'énergie nécessaire à la performance. L'analyse du geste de l'impulsion au saut à la perche, au-delà du besoin de compréhension de l'activité, peut devenir un support d'étude pour investir des problématiques de contrôle de la motricité experte, notamment pour un geste aussi complexe que celui étudié. Ce travail a dès lors fourni quelques éléments de validation des hypothèses quant aux moyens de contrôle moteur, par le système nerveux central, utilisés par les experts lors de l'exécution de l'impulsion au saut à la perche et lors du transfert de portions ou de routines motrices pour une nouvelle impulsion athlétique. De plus amples études sont nécessaires pour investir ces deux aspects.

3. Perspectives

3.1. Perspectives pour l'amélioration de l'impulsion en saut à la perche

L'étude présentée s'est essentiellement intéressée aux membres inférieurs, en ce sens, qu'ils sont à l'origine des phénomènes énergétiques en permettant la propulsion du corps vers l'avant. Ils sont tout aussi déterminants dans la phase d'impulsion et à l'origine du transfert de l'énergie cinétique dans la perche qui sera chargée de restituer cette énergie potentielle pour la

réalisation de la performance. Cependant, il est évident que la compréhension de l'activité passe par un éclairage du rôle, outre du corps entier, plus précisément des membres supérieurs qui sont à l'origine du contrôle des phases qui font suite à l'impulsion. Ces phases sont le groupé, suivi du renversé pour se terminer par le retournement et le franchissement de la barre. Les échanges d'énergie dans le système athlète-perche vont se situer au niveau de l'interface entre ces deux composantes. Si Morlier a proposé, en 2006, une modélisation des échanges qui doivent se produire à ce niveau, aucune étude n'a été entreprise pour savoir comment l'athlète gère les phénomènes existants à ce niveau. Sur les mêmes principes que ceux détaillés dans ce rapport, il conviendra d'étudier les activités musculaires au niveau des membres supérieurs ainsi que les évolutions angulaires à ces niveaux. En relation avec les travaux déjà effectués, pour investir les efforts mis en jeu au moment du saut, il conviendra d'utiliser des plateformes de forces tant au niveau du pied d'impulsion qu'à l'extrémité de la perche afin de pouvoir intégrer dans l'étude, des calculs de dynamique inverse. La connaissance des contraintes, des forces et des moments articulaires au niveau des membres inférieurs est envisageable grâce à la dynamique inverse (Allard et Bianchi, 2000 ; Winter, 1990 ; Barbier, 1994). L'objectif final d'un tel travail sera une compréhension de l'activité dans un but d'optimisation de la performance.

Des données ont déjà été recueillies en ce sens. Les premiers résultats sont en cohérence avec les résultats discutés dans ce rapport mais mettent en évidence des différences liées à la technicité de chacun des athlètes. La gestion de la motricité des membres supérieurs semble davantage liée à des problématiques d'anthropométrie des sujets. Si on retrouve des points communs entre les athlètes, notamment au niveau du membre qui « repoussent » la perche et qui est en position tendue pour l'ensemble des sujets experts, les résultats pour ce qui concerne le bras de levier laissent apparaître des disparités dans les techniques. Ces disparités sont à mettre en relation avec l'écartement des bras que chaque athlète utilise. Si cet écartement fait appel à des notions de techniques apprises et prises en compte de données morphologiques, il reste à déterminer si les choix effectués sont optimaux au regard de la performance et des questionnements de transfert énergétiques.

3.2. Perspectives d'études des contractions musculaires

L'ensemble des résultats d'électromyographie a été interprété dans une optique essentiellement temporelle et d'émergence d'un pattern moteur propre à être transféré d'une activité vers une autre. Il n'en demeure pas moins que l'EMG permet d'investir beaucoup plus avant les phénomènes musculaires. Effectivement, la connaissance des moments musculaires des agonistes et antagonistes développés à une articulation est d'une importance considérable pour comprendre les mécanismes de recrutement musculaire qui aboutissent à la réalisation du mouvement (Amarantini & Martin, 2003). Cependant dans des conditions dynamiques, il devient nécessaire de tenir compte de l'influence des relations force – vitesse et force – longueur (Olney et Winter, 1985), entre autre, des muscles. La prise en considération des forces externes s'exerçant sur un membre est aussi importante au regard des influences sur l'activité du muscle car à l'origine des réponses musculaires passives et réflexes, i.e. le réflexe d'étirement. La perche exerce une contrainte externe non négligeable mais incontournable dans la réalisation motrice qu'il convient de caractériser pour mieux appréhender son influence sur les activités musculaires.

Il serait donc très intéressant d'étudier les activités d'autres muscles que ceux étudiés dans notre étude, plus précisément, des couples agonistes-antagonistes dans la gestion des mouvements des membres inférieurs dans un premier temps et membres supérieurs dans un second temps.

3.3. Perspective EEG

La pratique de l'imagerie mentale est recommandée pour les athlètes pour faciliter l'entraînement et améliorer les performances (Feltz et Landers 1983, Roure *et al.* 1999). En effet, cela permet de prétraiter l'information mémorisée et de préparer l'action, en activant les neurones à l'origine de la production du mouvement. (Jeannerod *et al.*, 1994 ; Decety, 1996)

Si l'analyse des activités électromyographiques avec l'appui de l'analyse biomécanique lève un voile partiel sur cet aspect interne, il est envisageable d'utiliser des techniques d'imagerie cérébrale pour explorer le fonctionnement du cerveau. Ce type d'étude pourrait être mené à la fois pour la représentation du saut à la perche en lui-même, mais aussi et surtout, dans le cadre de la représentation pour la réalisation de différents sauts afin de quantifier les similitudes qui semblent exister lors d'une réalisation effective.

Les évolutions récentes des techniques d'imagerie cérébrale, notamment dans le traitement des signaux recueillis, permettent de voir de plus en plus finement, les mécanismes centraux intimes à l'origine des comportements. Ainsi, la simulation du mouvement est décelable chez l'homme grâce aux Images à Résonance Magnétique (IRM), ou au Petscan (tomographie par émissions de positons), à la MEG ou encore l'EEG, notamment l'EEG haute résolution (128 ou 256 voies). Chacune des techniques présente des avantages et inconvénients.

L'EEG ou électroencéphalogramme est une technique qui permet d'enregistrer l'activité électrique des neurones, par l'intermédiaire d'électrodes posées sur le scalp. Les électrodes sont placées en fonction de dérivations normalisées et leur nombre peut varier de 2 électrodes à plusieurs centaines (EEG haute résolution). L'enregistrement de l'évolution des champs électriques permet d'avoir une information en temps réel des activations des zones corticales et sous-corticales, qui peuvent être soumises à des traitements de signaux pour localiser le plus précisément possible l'origine des sources électriques. Si l'EEG est préférentiellement utilisé en situation statique, il peut cependant être utilisé en dynamique, ce qui permet un suivi des activités cérébrales lors de la mise en action du sujet.

En ce qui concerne l'IRMf, le principe est fondamentalement différent. Le participant est placé dans un environnement d'ondes radio qui produisent la résonance magnétique nucléaire. On obtient alors des images par coupes. L'IRM peut fournir des données purement anatomiques (IRMa), les images renseignant de manière très précise sur la structure du cerveau mais aussi des données fonctionnelles (IRMf). L'IRMf utilise l'effet BOLD ou Blood Oxygenation Level Dependent, pour lequel il existe des niveaux de contraste basé sur la variation des concentrations sanguines d'oxy et désoxy hémoglobine dans les territoires veineux. Les images sont de qualité moindre qu'en IRMa mais leur superposition temporelle permet de « voir » le cerveau fonctionner. EEG et IRMf peuvent être couplés.

La littérature récente offre quelques exemples d'enregistrement d'IRMf en situation de prise de décision. La perspective de transposer ce type d'étude au problème de la représentation mentale pour la réalisation d'un geste sportif suscite toutefois une réflexion approfondie. En effet, comme déjà énoncé, l'IRMf encéphalique implique une totale immobilité de la tête du participant. En outre, les données d'activation résultent de l'extraction d'un signal bruité, ce qui implique une répétition importante des mesures.

Cette perspective est née du fait que le laboratoire possède depuis peu une instrumentation EEG 32 voies et surtout, d'une collaboration récente avec le CHRU de Lille dans le cadre d'un projet sur le vieillissement mais qui nécessite le même type d'instrumentation.

Il devient dès lors envisageable d'étudier les phénomènes centraux lors de la représentation mentale du sujet d'une action à venir d'une part, et d'autre part, d'étudier les points communs et différences dans les activités cérébrales pour deux actions relativement proches.

CONCLUSION GENERALE

L'athlétisme, dans son aspect compétitif, est à la recherche constante d'une amélioration des performances. Si les activités de saut s'attache à une logique d'optimisation de la gestuelle et des échanges énergétiques, au regard des nombreuses études scientifiques réalisées, elles sont encore peu investies, mis à part peut être le saut en longueur. Le saut à la perche n'a pas connu, dans son coté masculin, d'amélioration des performances depuis la consécration de S. Bubka en 1991 avec un saut à 6m 15. La compétition féminine connaît depuis peu un réel engouement car il y a une constante évolution en termes de record. La détentrice actuelle est Mlle Isinbayeva avec un saut à 5m05. Le constat est fait que la perche présente la particularité de devoir tenir compte à la fois de performances matérielles (la perche) mais aussi des capacités physiques de l'athlète qui doit maîtriser l'engin pour se propulser le plus haut possible. A l'heure actuelle, si les records restent en berne, de nombreuses études se sont cependant intéressées à l'optimisation des caractéristiques de l'engin avec une constante amélioration des matériaux. Force est de constater le très petit nombre d'études portant sur l'athlète dans un but de compréhension du geste dans un premier temps, pour aboutir, dans un second, à une tentative d'optimisation pour améliorer les performances.

L'objectif de ce travail revêt donc un double aspect. En premier, il doit permettre une meilleure compréhension du geste réalisé par l'athlète, au moment de l'impulsion, au travers d'une étude cinématique et d'une étude électromyographique. En second, en prenant en compte le fait que le saut est une activité à dominante fermée, l'étude doit pouvoir investir certains aspects théoriques du contrôle de la motricité experte.

Pour répondre au premier objectif, deux études ont été menées. L'une porte sur le paradigme novices-experts et a permis de mettre en évidence des différences dans la réalisation du geste, dans une logique d'apprentissage et de contrôle, mais a aussi fait émerger un fait remarquable. Les experts utilisent le même geste pour réaliser un enchaînement de sauts, tant d'un point de vue cinématique qu'électromyographique, signant le fait d'une programmation centrale pour certaines phases de l'impulsion. Cette première étude a été réalisé en environnement restreint dans le cadre d'un éducatif de saut à la perche. Il nous fallait donc tester un tel résultat dans un environnement plus proche de la réalité. Cette deuxième étude a renforcé ce résultat en

plus de permettre une meilleure compréhension de l'évolution du centre de gravité de l'athlète dans cette phase du saut.

L'émergence d'un programme qui permet la réalisation d'un geste proche entre les sauts a permis de répondre au second objectif. A cette fin, la troisième étude a porté sur la notion de transfert de programme notamment dans la réalisation d'impulsion pour d'autres types de sauts, le saut en longueur et le franchissement de haies. Si les structures centrales nerveuses responsables de la gestion de la motricité commencent à être bien connues, il demeure des interrogations quant à l'émergence d'une nouvelle compétence motrice. Le transfert de compétences est abordé par les deux grands champs théoriques qui s'attachent à la compréhension du contrôle de la motricité, les approches cognitives et les approches écologiques. Les résultats de la dernière étude ont permis de mettre en évidence l'existence d'une ré-utilisation d'une compétence maîtrisée pour la production d'une compétence proche sur la base de similitudes existant dans les attendus de la tâche. Par ce biais, le cerveau utilise des registres de compétences motrices pour réagir rapidement à une nouvelle demande motrice. Il convient de se poser la question de la nature de ce qui peut être transféré et donc appris. Au-delà de cette nature, il sera aussi intéressant de connaître la quantité d'information pouvant être transférée, un programme moteur entier ou des portions de ce programme dont la taille reste à déterminer.

La commande motrice, et sa maîtrise, nécessite plus de quinze années d'existence de l'individu et peut encore accepter des phases d'apprentissage et d'amélioration tout au long de la vie. Ceci est à mettre en parallèle, par exemple, avec le système visuel de l'être humain qui ne nécessite « que » cinq ans pour sa maturation. Les seules évolutions de ce système sont alors celles liées au déclin de cette fonction. Ceci met en évidence toute la complexité du système moteur et les nombreuses études qui restent à réaliser pour approfondir nos connaissances le concernant, à la fois dans un but d'optimisation et de restauration. Les activités athlétiques et leur réalisation par des experts peuvent permettre, de par leur complexité et leur niveau de reproductibilité, au travers de différentes études, d'approfondir nos connaissances dans ce domaine, en plus de permettre d'envisager des améliorations de performances et éventuellement, l'émergence de nouvelles techniques.

REFERENCES

- Abend, W., Bizzi, E. et Morasso, P.** (1982). Human arm trajectory formation. *Brain*, 105, 331-348.
- Abbink, J. H., van der Bilt, A., Bosman, F., et van der Glas, H.W.** (1998). A comparison of jaw-opener and jaw-closer muscle activity in humans to overcome an external force counteracting jaw movement. *Exp. Brain Res*, 118:269-278
- Adams** (1971), « a close-loop theory of motor learning », *Journal of motor behavior* 3, 111,150.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., & Peysar, G.W.** (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait and Posture*, 12, 87-93.
- Allard P., Blanche J. P.**, (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*. Décarie Editeur. ISBN: 2891371593.
- Allen et Tsukahara** (1974) Cerebrocerebellar communication systems *Physiol. Rev.*; 54: 957-1006
- Alexander, R. McN.** (1990). Optimum take-off techniques for high and long jumps. *Philosophical Transaction of the Royal Society of London*, 329, 3-10.
- Amarantini & Martin Luc**, (2003). Détermination des moments musculaires agoniste et antagoniste au cours de mouvements dynamiques : utilisation de l'optimisation numérique et des signaux électromyographiques
- Arampatzis, A., Shade, F. & Bruggeman, G.P.** (2004). Effect of the pole-human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*; 37: 1353-1360
- Arampatzis, A., Schade, F., and Brüggemann, G.-P.** (2002). Interaction between the pole and the human body and its effect on the pole vaulting performance. In: Gianikellis, K.E. (Eds.), *Scientific Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports*, 298-301.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G.P., et Klapsing, G.M.**, (2001) Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Med. Sci. Sports* 33, pp. 923–931
- Arampatzis, A., F. Schade, F., Walsh, M. et Brüggemann, G.P.**, (2001) Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 11, pp. 355–364
- Armand** (2005) *Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade* thèse université de valenciennes et du hainaut cambresis.
- Barbier F.**, (1994). *Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique: application à la rééducation*. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis.

- Basmajian J.V. et De Luca, C.J.** (1985), *Muscles alive: their functions revealed by electromyography* (5th ed.), Williams & Wilkins, Baltimore.
- Begon, M.** (2006). *Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers, Poitiers.
- Beltran L., Dubois J., Junqua A. & Morvant** (1989). Langage praticien et langage scientifique. *Revue Française de Pédagogie.*, pp. 23-28.
- Benoit** (1996) mise en pratique de l'analyse neuropsychologique de l'écriture dans la rééducation. *évolutions psychomotrices* - vol. 8 - n° 33
- Bernstein, N.** (1967). *The coordination and regulation of movement*. in Pergamon press: London
- Bioulac, B. Burbaud, P. Cazalets, J-R., Gross, C.**(2005), *Fonctions motrices, emc – kinesithérapie*, volume 1, issue 4, , december, pages 183-233.
- Blackwell, J.R. & Cole, K.J.**, (1994). Wrist kinematics differs in expert and novice tennis players performing the backhand stroke: implications for tennis elbow. *Journal of biomechanics*; 27: 509-516
- Blickham R.** (1989). The spring-mass model for running and hopping, *J Biomechanics*, 22, pp. 1217–1227.
- Bouisset S, Maton B.** (1995) *Muscles, posture et mouvement. bases et applications de la méthode électromyographique*, Hermann éditeur, ISBN: 2705661913.
- Bowsher K, Damiano D, Vaughan C.** (1992). Joint torques and co-contraction during gait for normal and cerebral palsy children *proceedings of Nacob II*
- Bridgett, L.A., & Linthorne, N.P.**. (2006). Changes in long jump take-off technique with increasing run-up speed. *Journal of sports sciences*, 8, 889-897.
- Bringoux L, Marin L, Nougier V, Barraud PA, Raphel C.**(2000) Effects of gymnastics expertise on the perception of body orientation in the pitch dimension, *journal of vestibular research*.
- Brooks, V.B., Kozlovskaya, I.B., Atkin, A., Horvath, F.E., et Uno, M.** (1973) Effects of cooling dentate nucleus on tracking-task performance in monkeys. *J. neurophysiol.* 36:974-995
- Brüggemann, G.P.** (1994). Biomechanics of gymnastic techniques. in r. nelson, & v. zatsiorsky (eds.), *sport science review* (vol. 3, pp. 79-120). champaign, il: human kinetics.
- Button C., Macleod M., Sanders R., Coleman S.,** (2003). Examining movement variability in the basketball free throw action at different skill levels, *research quarterly for exercise and sport* n° 74, pp 257-269.
- Cassim F.** (2002) *Le contrôle moteur: quels outils neurophysiologiques pour l'explorer?* *abstracts/neurophysiologie clinique*; 32: 275-283
- Cadopi M** (1988), *Rôle des processus cognitifs dans la reproduction sur des bases proprioceptives, de configurations corporelles chez l'adulte*. in *sciences et techniques des activités physique et sportive*, t 9, n° 18, pp 19-32
- Calvo-Merino B., Glaser D.E., Grezes J., Passingham R.E., Haggard P.,**(2004). Action observation and acquired motor skills: an fmri study with expert dancers, in *cerebral cortex* n° 15 (8), 1243-1249.
- Chapman, S.** (1968). Catching a baseball. *am j physics* 36, 868-870.
- Cheron G , Leurs F, Bengoetxea A., Draye J.P. Destre M, Cheron D,** (2003) a dynamic recurrent neural network for multiple muscles electromyographic mapping to elevation angles of the lower limb in human locomotion *journal of neuroscience methods*

- Clark J. (1995)** On becoming skilful: patterns and constraints, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 66 : 173-183.
- Collet, C. (2002).** Mouvements et cerveau. Neurophysiologie des activités physiques et sportives. Bruxelles: de boeck.
- Cuisinier R. (2006)** Etude des processus préparatoires impliqués dans la coordination posture/mouvement : Effets de la période préparatoire sur les ajustements posturaux anticipés. Thèse soutenue à l'Université Joseph Fourier, Grenoble I.
- Decety, J. (1996).** The neurophysiological basis of motor imagery. *behavioural brain research*, 77, 45-52.
- Decety J, Jeannerod M (1995)** L'imagerie et son substrat neurologique. *revue neurologique* 151 : 474-479.
- Decety, J., Perani, D., Jeannerod, M., Bettinardi, V., Tadary, B., Mazziotta, J.C., Woods, R., & Fazio, F. (1994).** mapping motor representations with positron emission tomography. *nature*, 371, 600-602.
- Defebvre, L. et Kemoun, G (2001)** Gait disorders in parkinson disease. *neuroanatomic and physiologic organization of gait. presse med.*, 30(9): p. 445-51.
- De Luca CJ, Merletti R. (1988)** Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *electroenceph clin neurophysiol*; 69:568±575.
- Desmurget M, Grafton St, Vindras P, Gréa H, Turner RS.(2003).** Basal ganglia network mediates the planning of movement amplitude. *exp brain res*
- Didier j.p. (2004)** La plasticité de la fonction motrice ed springer, paris 2004-2005
- Dufosse' M, Macpherson J, et Massion J. (1982)** biomechanical and electromyographical comparison of two postural supporting mechanisms in the cat. *exp brain res* 45: 38-44..
- Durocher, C. (2005).** Analyse, modélisation et simulation de l'impulsion au sol dans les activités physiques. Thèse soutenue à l'université de Rennes.
- Ehrsson HH, Geyer S, Naito E (2003)** imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *j neurophysiol* 90:3304--3316.
- Ekevad, M., & Lundberg, B. (1995).** Simulation of 'smart' pole vaulting. *journal of biomechanics*, 28, 1079-1090.
- Ekevad, M., & Lundberg, B. (1997).** Influence of pole length and stiffness on the energy conversion in pole vaulting. *journal of biomechanics*, 30, 259-264.
- Fadiga L., Craighero L. (2004)** Electrophysiology of action representation. *journal of clinical neurophysiology*, 2004, 21:157-69
- Fall, S. Lehmann, P. Ambaiki, K. Vallee, J.-N. Meyer M.-E. et De Marco, G. (2007)** Apport de l'analyse spectrale a l'étude de la connectivite cerebrale en irmf: dissociation fonctionnelle de l'aire motrice supplémentaire, *neurophysiologie clinique/clinical neurophysiology* volume 37, issue 4, pages 239-247.
- Falconer, K., & Winter D.A. (1985).** Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *electromyography and clinical neurophysiology*, 25(2-3), 135-149
- Famose J.P. (1990).** Apprentissage moteur et difficulté de la tâche. paris: insep.
- Famose J.P., Fleurance P.H. et Touchard Y. (1997):** L'apprentissage moteur, rôle des représentations, ed revue eps.
- Farley, C.T., Houdjik, H.H., Van Strien, C. & Louies, M. (1998).** Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surface of different stiffnesses. *journal of applied physiology* 85: 1044-1055

- Farley C.T. et Morgenroth D.C.** (1999) leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *j. biomech.* 32 (1999), pp. 267–273.
- Feltz D.L. et Landers, D.M.** (1983) the effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *j. sport psychol.* 5, pp. 25–57
- Fritsch G et Hitzig E.** (1870), On the electrical excitability of the cerebrum *trans. g. von bonin*, in: some papers on the cerebral cortex, 73-96 (thomas, springfield, 1960).
- Frost G, Dowling J, Dyson K, Bar-or O** (1997), Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion, *journal of electromyography and kinesiology* 7 : 179-186.
- Gentili, R., Cahouet, V., Ballay, Y. Papaxanthis, C.** (2004). Inertial properties of the arm are accurately predicted during motor imagery. *behavioural brain research.* 155, 231-239.
- Gentili, R., Papaxanthis, C. & Pozzo, T.** (2006). Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice. *Neuroscience.* 137, 761-772
- Gentner D.R.** (1987) Timing of skilled motor performance: tests of the proportional duration model. *psychol rev* 94 : 255-276.
- Ghori L.M., Luckwill R.G.** (1985), responses of the lower limb to load carrying in walking man *European journal of applied physiology and occupational physiology* 54(2) : 145-150.
- Gibson, J.J.**(1966). *The senses considered as perceptual systems*, houghton miffling company, boston
- Gibson, J.J.** (1979). *the ecological approach to visual perception*. boston: houghton mifflin.
- Gillet, C.** (2004). *Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs. Application au sac à dos.* thèse de doctorat, université de valenciennes et du Hainaut Cambrésis, valenciennes.
- Graham-smith, P., & Lees, A.** (2005). A three-dimensional analysis of the long jump take off. *journal of sport sciences*, 9, 891-903.
- Guiard Y** (1993) in l'option dynamique dans l'approche écologique de la perception-action. *jours de l'acaps neurosciences des aps.*
- Goldberg, G.** (1985). Supplementary motor area structure and function : review and hypothesis. *the behavioral and brain sciences*, 8, 567-616.
- Goldman-Rakic, P.S.** (1995) Cellular basis of working memory, *neuron* volume 14, issue 3, pages 477-485.
- Gorton G., Hebert D., Goode B.,** (2001). Assessment of the kinematic variability between 12 shruners motion analysis laboratories. 6th annual meeting of the gait and clinical movement analysis society, april 25-28, sacramento, california, usa.
- Haken, H., Kelso, J.A.S., Bunz, H.,** (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *biol. cybernet.* 51, 347-356.
- Hallett M.** (1990) clinical neurophysiology of akinesia. *rev neurol (paris)*; 146: 585–90
- Hars M.** (2007) contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de renversement par des gymnastes expertes. Thèse université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis
- Hay, J.G., & Nohara, H.** (1990). Techniques used by elite long jumpers in preparation for takeoff. *journal of biomechanics*, 23, 229-239.

- Hay, J.G.** (1993). *The biomechanics of sports techniques*, fourth edition. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall
- Henneman E. Medele L.M.** (1981). Functional organization of motoneuron pool and its inputs, in *Handbook of physiology*, sect 1 the nervous system. vol 2, motor control part 1. v.b. Brooks (ed.) American Physiology Society, Bethesda, Maryland, p 423-507
- Hodges, P.W., Bui, B.H.**, (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 101, 511– 519
- Houvion M, Prost R. Raffina-Pelez H.** (1992) ; traité d'athlétisme volume 3 : les sauts. Édition Vignot, Paris
- Hubbard, M. & Barlow, D.A.** (1981). Prediction and verification of trajectories and force in pole vault. *Journal of Biomechanics*, 7: 495-502
- Hutton R.S, Atwater S.W.**, (1992) acute and chronic adaptations of muscle proprioceptors in response to increased use, *Sports Medicine*, vol. 14, no6, pp. 406-421
- Ito, M.**, (1986) Neural systems controlling movement, *Tins*, 9, p 515-518.
- Ives J.C, Wigglesworth J.K.** (2003) Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures *Clinical Biomechanics*, 18 : 543-552.
- Jacobs, R. & Van Ingen Schenau, G.J.** (1992). Intermuscular coordination in a sprint push-off. *Journal of Biomechanics*, 25: 953-965
- Jeannerod, M.** (2001) neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition, *NeuroImage* volume 14, issue 1, pages s103-s109
- Jeannerod, M., Decety, J Michel, F** (1994) impairment of grasping movements following a bilateral posterior parietal lesion, *Neuropsychologia* volume 32, issue 4, , april 1994, pages 369-380
- Jouffray C.** le codage des mouvements volontaires, référentiel et coordinations. enregistrements unitaires dans les cortex moteurs et prémoteurs du singe. thèse. 2000, imprimerie fribourg
- Judd, C.H.** (1928). Intelligence as method of adaptation, *Journal of Educational Psychology* volume 19, issue 6, pages 397-404.
- Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E., Gainey J., Gorton G. et Cochran G.V.**, (1989); Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait, *Journal of Orthopaedic Research*, 7 (6): 849-860.
- Kakihana, W., & Suzuki, S.** (2001). The EMG activity and mechanics of the running jump as a function of takeoff angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 365-372.
- Keele S, Posner M** (1968) Processing of visual feedback in rapid movements. *Journal of Experimental Psychology*, 77: 155-158.
- Kellis E, Arabatzi F, Papadopoulos C** (2003), Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13 : 229-238.
- Kelso JAS.** (1981) On the oscillatory basis of movement. *Bulletin of Psychonomic Society* ; 18 : 63.
- Kelso S.A.et. Engström D** (2006) *The complementary nature* hardcover Bradford Books MIT Press, London
- Knapp, B.**(1963). *Skill in sport*. London, Routledge and Keegan Paul.
- Kosslyn** (1980) *Image and mind*. Cambridge, MA, Harvard University Press)

- Kyrolainen, H Avela, J & Komi, P V** (2007) Changes in muscle activity with increasing running speed, *journal of sports sciences*; 23(10): 1101 – 1109
- Laffaye, G., Taiar, R. & Bardy, B.G.** (2005). The effect of instruction on leg stiffness regulation in drop jump. *sciences & sport* 20:136-143
- Lamontagne A, Richards CL, Malouin F.** (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke *journal of electromyography and kinesiology* , 10: 407-415.
- Larue, J, Bard, C, Otis, L & Fleury, M.** (1989). [stability in shooting: the effect of expertise in the biathlon and in rifle shooting] in french. *can j sport science*, 14: 38-45
- Le Boterf, G.** (1994) de la compétence. essai sur un attracteur étrange, paris, les éditions d'organisation.
- Lee R et Wong T** (2001) correlation between movements of the lumbar spine and hips. in: proceedings of the 28th annual meeting of the international society for the study of the lumbar spine, edinburgh, uk, p.143.
- Lees, A., Graham-Smith, P., & Fowler, N.** (1994). an analysis of the touch-down and take-off characteristics of the men's long jump. *journal of applied biomechanics*, 10, 61-68.
- Lees A, Bouracier,** (1994) The longitudinal variability of ground reaction forces in experienced and inexperienced runners. *j. ergonomics* 37(1):197-206
- Linthorne, N.P.,** (2000). Energy loss in the pole vault take-off and the advantage of the flexible pole. *sports engineering*; 3: 205-218
- Magill R.A.** (2004) motor learning and control. concepts and applications (7th edition). new york: mcgraw-hill.
- Magill, R.A. & Hall, K.G..** (1990) a review of the contextual interference effect in motor skill acquisition. *human movement science*, 9, 241-289.
- Marey, E.J..** (1873). animal mechanism (english translation, london, 1874).
- Marey, E.J.** (1895). movement. london.
- Marin L. et Danion F.**(2005) neurosciences : contrôle et apprentissage moteur, eliipses ed marketing sa, paris,
- Marsden C.D.**(1980). the enigma of basal ganglia and movement, *tins*, 3, p 284-287
- Marsden C.D.**(1982), the mysterious motor function of the basal ganglia: the robert wartenberg lecture, *neurology*, 32, p 514-539
- Marsden C.D.** (1984) Which disorder in parkinson's disease indicates the true motor function of the basal ganglia?; in functions of the basal ganglia, ciba foundation: symposium 107 ed pitman, London, p 225-237.
- Massion J.** cerveau et motricité, ed presse universitaire de france,1997
- McMahon, T.A., Valiant, G. & Frederick, E.C.** (1987). Groucho running. *Journal of applied physiology*; 62: 2326-2337
- Mc Mahon, TA, et Cheng, GC** (1990) the mechanics of running: how does stiffness couple with speed. *j. biomech.* 23,s1, 65-78.
- Mc Ginnis P.M** (1983), the inverse dynamics problem in pole vaulting, *medicine and science in sports and exercise* 15
- McGinnis P.M.** (1997). mechanics of the pole vault take-off. *new studies in athletics*, 12, 1, 43-46
- Mechsner, F & Knoblich, G.** (2004). do muscles matter for coordinated action? *journal of experimental psychology: human perception and performance*, 30: 490-503

- Meirieu, Ph., Develay, M., Durand, C. et Mariani, Y.**(1996) (éd.) Le concept de transfert de connaissances en formation initiale et en formation continue, Lyon, CRDP, pp. 11-20.
- Mesnard, M., Morlier, J. et Cid M** (2007) An essential performance factor in pole-vaulting. *Comptes rendu mécanique*, vol. 335, n°7, pp.382-387
- Meulenbroek RGJ. et Van Galen GP.**1988, foreperiod duration and the analysis of motor stages in a line drawing task, *acta psychologica*, 69, 19-33
- Molinari, M.** (2008) plasticity properties of cpg circuits in humans: impact on gait recovery, *brain research bulletin* in press
- Morlier, J & Cid, M.** (1996). three-dimensional analysis of the angular momentum of a pole vaulter. *journal of biomechanics*, 29: 1085-1090
- Morlier, J., & Mesnard, M.** (2006) m. influence of the moment exerted by the athlete on the pole in pole-vaulting performance. *journal of biomechanics*, volume 40, issue 10, 2007, pages 2261-2267
- Morey-Klapsing G., Arampatzis A. et Brüggemann G.P.** (2004). choosing emg parameters: comparison of different onset determination algorithms and emg integrals in a joint stability study, *clinical biomechanics*, 19: 196-201
- Moritani T, Yoshitake Y.** (1998) isek congress keynote lecture: the use of electromyography in applied physiology. *international society of electrophysiology and kinesiology. j electromyogr kinesiol.*;8(6):363-381
- Müller, V., Brass, M., Waszak, F. & Prinz, W.** (2007). the role of the pre-SMA and the rostral cingulate zone in internally selected actions. *neuroimage*, 37, 1354-1361.
- Muraki, Y., Ae, M., Yokozawa, T., & Koyama, H.** (2005). Mechanical properties of the take-off leg as a support mechanism in the long jump. *sports biomechanics*, 4, 1-15.
- Naito E., Kochiyama, T., Kitada, R., Nakamura, S., Matsumura, M., Yonekura Y. & Sadato, N.,** (2002) Internally Simulated Movement Sensations during Motor Imagery Activate Cortical Motor Areas and the Cerebellum. *J. neurosciences*. 22, pp. 3683-3691
- Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ. & Wasserman W.** (1989) *Applied linear statistical models*. fourth edition. Chicago: Irwin.
- Olney, SJ. & Winter, DA.** (1985). predictions of genou and cheville moments of force in walking from emg and kinematic data. *j biomech*, 18, 9-20.
- Paillard, J.** (1982) Le pilotage du moteur musculaire : la contribution des neurosciences à l'étude des activités physiques et sportives in g. azemar, h. ripoll (eds), *éléments de neurobiologie des comportements moteurs*, édition insep, paris. pp. 9-35.
- Paillard, J.** (1982) Le corps et ses langages d'espace : nouvelles contributions psycho-physiologiques à l'étude du schéma corporel in: e. jeddi eds., *le corps en psychiatrie*, masson, paris. pp. 53-69.
- Paillard, J.** (1990). Dialogues sensori-moteurs et représentation mentale: un problème d'interface. In x. seron (ed.), *psychologie et cerveau*. (pp. 19-51). paris : puf
- Paillard, J.** (1991), The cognitive penetrability of sensorimotor mechanisms : a key problem in sport research, *international journal of sport psychology*, 22, 244-250.
- Papaxanthis, C. Pozzo, T. Skoura, X. et Schieppati, M;** 2002. Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? the duration of walking and writing task, *behavioural brain research* volume 134, issues 1-2, 21, pages 209-215.

Papaxanthis, C. Dubost, V. et Pozzo, T. 2003. Similar planning strategies for whole-body and arm movements performed in the sagittal plane, *neuroscience* volume 117, issue 4, , 10 april 2003, pages 779-783.

Pearce, A.J., Thickbroom, G.W., Byrnes, M.L. et Mastaglia, F.L. (2000) functional organisation of the corticomotor projection to the hand in skilled racquet players. *experimental brain research*, 130 (2). pp.238 to 243.

Pouthas V. et Macar F. les bases neurales de la perception du temps et de la régulation temporelle de l'action psychologie française, volume 50, issue 1, march 2005, pages 27-45

Presseau, A. (1998). le transfert de connaissances en mathématiques chez des élèves de première secondaire: le rôle des interventions et des interactions sociales. thèse de doctorat inédite. montréal: université de montréal, faculté des sciences de l'éducation.

Pudlo P., (1999). Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron. Thèse de doctorat. Université de valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

Richards J.G. (1999) the measurement of human motion. a comparison of commercially available systems. *human movement science*. 18, pp. 589-602.

Rigal R , 2005. Motricité humaine : fondements et applications pédagogiques, ed. presses universitaires du quebec

Ripoll T et Coulon, D. (2001) Le raisonnement par analogie : une analyse critique des modèles de l'appariement, *l'année psychologique* 101, pp. 289–323

Rizzolatti G, Luppino G, Matelli M. (1996) The classic supplementary motor area is formed by two independent areas. *adv neurol* 70:45-56.

Roithner R, Schwameder H, Mueller E. (2000). Determiation of optimal filter parameters for filtering kinematic walking data using the butterworth low pass filter. *Proceedings of the xvii international symposium of biomechanics in sport*. hong kong, 2000.

Ross A., Leveritt M., Riek S., 2001. Neural influences on sprint running: training adaptations and acute responses; *Sports medicine*, volume 31, number 6, 1, pp. 409-425(17)

Roure R, Collet C., Deschaumes-Molinario C., Delhomme G., Dittmar A. et Vernet-Maury E. (1999). imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement. *physiol. behav.*, 66 : 63-72

Schade, f., Arampatzis, A., & Bruggemann, G-P. (2000). Influence of different approaches for calculating the athlete's mechanical energy on energetic parameters in the pole vault. *journal of biomechanics*, 33, 1263-1268.

Schade, F., Arampatzis, A., Bruggemann, G.P., & Komi, P.V., (2004). Comparison of the men's and the women's pole vault at the 2000 sydney olympic games. *journal of sports sciences*, 22, 835-842.

Schade, F., Arampatzis, A., & Bruggemann, G-P. (2006). Reproducibility of energy parameters in the pole vault. *journal of biomechanics*, 39, 1464-1471.

Seyfarth, A., Blickhan, R., & Van Leeuwen, J.L. (2000). Optimum take-off technique and muscle design for long jump. *the journal of experimental biology*, 203, 741-750.

Seyfarth, A. Friedrichs, A., Wank, S. Blickhan, R 1999; Dynamics of the long jump, *journal of biomechanics* volume 32, issue 12, pages 1259-1267

Schack, T. & Mechsner, F. (2006). representation of motor skills in human long-term memory. *neuroscience letters*; 391: 77-81

Schmidt, R.A. (1988). Motor control and learning: a behavioral emphasis. 2nd ed. champaign, il: human kinetics.

- Schmidt, R.A.** (1993)° Apprentissage moteur et performance, ed Vigot, Paris.
- Serratrice, G., Habib, M.** (1993). L'écriture et le cerveau, paris : Ed Masson,
- Shapiro, D.C., Zernicke, R.F., Gregor, R.J., et Diestal, J.D.** (1981) evidence of generalized motor programs using gait pattern analysis. *j. motor behav.*, 13,33-47
- Sirigu, A., Daprati, E., Pradatdiehl, P., Franck, N. & Jeannerod, M.** 1999 .Perception of self-generated movement following left parietal lesion. *brain* 122, 1867–1874.
- Sotelo, C.** (2004) Cellular and genetic regulation of the development of the cerebellar system, *Progress in Neurobiology* Volume 72, Issue 5, , April, Pages 295-339.
- Sotelo, C. & Chedotal, A.** (2005) Development of the olivocerebellar system: migration and formation of cerebellar maps. In: De Zeeuw & Cicirata, Editor(s), *Progress in Brain Research* Elsevier, Volume 148, Creating coordination in the cerebellum, Pages 1-20.
- Sotelo, C.** (1999) From Cajal's chemotaxis to the molecular biology of axon guidance, *Brain Research Bulletin* Volume 50, Issues 5-6, , November-December, Pages 395-396.
- Stein IF** (1991) Space and parietal association areas. in J. Paillard (ed) *Brain and Space*, 185-222, Oxford science publication..
- Steinwender, G.; Saraph, V.; Scheiber, S.; Zwick, E-B.; Uitz, C. & Hackl, K.** (2000). Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children, *clinical biomechanics* volume 15, issue 2, pages 134-139
- Soderberg GL, Knutson LM** , 2000. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *j phys ther.* 2000;80:485–498.
- Sternini D., & Cerrone, M.** (1995). setup of an experimental procedure for measuring the human body movements when entering and exiting the vehicle. *proceedings of the iird international conference on vehicle comfort and ergonomics* (pp. 257-265). bologne.
- St Onge N., Feldman A.G.** 2003 .Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans, in *experimental brain research* n°148, pp 139-149
- Temprado J, Della-grasta, Farrell M. et Laurent M.** 1997: a novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *human movement science* 16. 653-676.
- Thorndike, Edward L** 1913 ideo-motor action, *psychological review.* volume 20, issue 2, pages 91-106.
- Tresilian, J.R.** (1999). visually timed action: time-out for 'tau' ? *trends cogn sci* 3, 301-310.
- Tolman E.C.,** 1932 *purposive behavior in animal and men*, 1932. new york: appleton-century-crofts.
- Tyč F., Boyadjian A., Devanne H.** (2005) motor cortex plasticity induced by extensive training revealed by transcranial magnetic stimulation in human *european journal of neuroscience* 21 (1) , 259–266
- Van rossum, J.H.A** (1990) Schmidt's schema theory: the empirical base of the variability of practice hypothesis: a critical analysis, *human movement science* volume 9, issues 3-5, pages 387-435
- Van rossum, J.H.A.** (1987) Life span motor development. *Human movement science* volume 6, issue 1, march, pages 101-103.
- Viel E.,** (2000). la marche humaine, la course et le saut - biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. édition masson. isbn: 2-225-83640-x.

- Viviani, P., & Schneider, R.** (1991). a developmental study of the relationshance between geometry and kinematics in drawing movements. *journal of experimental psychology: human perception and performance*, 17(1), 198-218.
- Vuillerme, N., Teasdale, N., & Nougier, V.** (2001b). The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *neuroscience letters*, 311, 73-76.
- Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., Weise, I., et Nougier, V.** (2001a). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *neuroscience letters*, 303, 83-86.
- Winer B.J.** 1971 statistical principles in experimental design. 2nd ed. new york, mcgraw-hill, 1971:261±88.
- Winter D.A.**, (1990). biomechanics and motor control of human movement. john wiley and sons. isbn: 0-471-50908-6.
- Winter, D.A.** (1995). human balance and posture control during standing and walking. *gait and posture*, 3, 193-214.
- Winter, D. A. Yack, H. J.** 1987 Emg profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability, *electroencephalography and clinical neurophysiology* volume 67, issue 5, pages 402-411
- Wing, AM.** (2000) Motor control: Mechanisms of motor equivalence in handwriting. *Current Biology*, Vol 10, Issue 6, March, pp 245-248
- Woodworth RS** (1899) the accuracy of voluntary movement. *psychological review monographs*, 3 (whole number 13).
- Wolpert, D.M. & Kawato, M** (1998). Multiple paired forward and inverse models for motor control. *neural networks* 11, 1317-1329.
- Wolpert D.M. & Flanagan JR** (2001) Motor prediction *current biology* 11(18) r729-732
- Williams D, Tijssen M, Van Bruggen G et al.** Dopamine-dependent changes in the functional connectivity between basal ganglia and cerebral cortex in humans. *brain* 2002;125:1558-1569.
- Wright, P. et Lickorish, A.** (1988) colour cues as location aids in lengthy texts on screen and paper. *behaviour and information technology*, 7(1), 11-30.
- Yu, B., & Hay, J.G.** (1996). optimum phase ratio in triple jump. *journal of biomechanics*, 29, 1283-1289.
- Yu, B.** (1999). Horizontal to vertical velocity conversion in the triple jump. *journal of sport sciences*, 17, 221-229
- Zelazo PR, Zelazo NA et Kolb S.** (1972). Walking in the newborn. *Science* 176 (32): 314-315

Annexes

Comparaison des résultats obtenus lors de la réalisation du saut éducatif (chapitre 3) avec ceux obtenus lors des sauts en conditions réelles (chapitre 4).

Afin de permettre une étude du saut à la perche en milieu restreint, comme l'impose la pratique de laboratoire, il convient d'étudier les similarités qui peuvent être présentes entre les sauts en condition restreintes et les sauts en conditions réelles. Ces similarités sont nécessaires en vue d'une généralisation des résultats obtenus en laboratoire pour la compréhension des phénomènes existants lors de la pratique de performance. A cette fin, les études réalisées et exposées dans le chapitre 4 l'ont été dans un laboratoire dont les dimensions permettent la réalisation d'un saut dans les mêmes conditions présentes lors des sauts en salle.

Le tableau 1 présente les valeurs des angles des différents segments étudiés lors du saut éducatif, sur petit élan, pour l'ensemble des perchistes experts au moment du touch-down. Cette phase se caractérise par le début de la phase d'appuie. Ces valeurs sont mises en parallèle avec celles obtenues pour les sauts effectuées en conditions réelles.

Tableau 1 : valeurs des angles de la hanche, du genou et de la cheville pour 3 sauts des six experts considérés dans les deux conditions (éducatif et conditions réelles).

Valeurs à l'instant du TD					
sauts éducatifs			sauts conditions réelles		
hanche	genou	cheville	hanche	genou	cheville
130.66	138.53	89.73	134.04	152.06	111.26
134.70	138.81	94.71	134.88	152.33	112.97
135.23	139.42	94.96	135.90	152.72	113.26
135.26	140.44	96.38	136.06	153.82	113.68
136.57	141.42	97.00	136.42	154.97	114.08
136.69	144.23	97.91	139.27	155.23	114.10
136.72	145.37	99.80	140.52	155.50	115.06
136.94	146.24	103.36	142.74	155.51	116.12
137.46	146.51	103.62	144.92	156.12	116.60
138.28	146.66	103.96	145.51	156.98	116.96
138.60	148.00	108.33	146.50	157.87	117.47
138.81	148.35	110.07	146.90	160.30	118.64
139.19	151.95	110.41	148.27	162.46	119.05
139.66	152.58	110.93	148.47	162.65	123.19
140.80	153.31	111.29	152.82	162.73	126.09
140.82	153.93	111.30	155.11	162.76	129.29
141.84	155.87	111.43	155.95	163.00	129.67
146.13	156.40	117.87	157.68	163.22	130.93

Tableau 2 : valeurs des angles de la hanche, du genou et de la cheville pour les six experts (3 sauts) dans chaque condition.

Valeurs à l'instant du TO					
sauts éducatifs			sauts conditions réelles		
hanche	genou	cheville	hanche	genou	Cheville
153.50	163.31	123.96	176.95	170.34	122.31
158.30	166.44	124.06	179.12	171.40	122.56
158.85	169.24	125.07	180.88	171.61	123.27
161.50	169.35	125.41	182.40	172.54	123.37
162.67	169.93	126.75	182.47	173.33	124.82
162.88	170.60	127.27	187.17	173.45	124.97
162.93	171.97	131.45	187.70	174.18	126.32
163.83	172.00	133.79	188.83	174.65	126.43
164.40	172.26	134.60	189.19	174.91	127.58
164.64	172.48	136.38	190.48	175.58	127.58
164.66	173.08	138.00	191.10	175.66	129.29
164.89	174.68	138.12	196.20	176.67	132.59
166.84	174.89	139.55	196.51	176.90	132.81
169.58	175.53	139.84	199.51	177.32	143.40
169.89	175.87	140.09	201.61	177.59	145.12
174.98	176.88	140.09	202.01	177.75	146.79
175.26	176.91	141.54	202.94	179.80	166.57
177.38	178.84	146.04	205.85	187.14	174.36

Le tableau 2 présente les valeurs des angles des différents segments étudiés lors du saut éducatif, sur petit élan, pour l'ensemble des perchistes experts, au moment du take-off, à la fin de la phase d'appui. Ces valeurs sont mises en parallèle avec celles obtenues pour les sauts effectués en conditions réelles.

Le tableau 3 reprend les valeurs du coefficient de corrélation obtenu lors de la comparaison des deux modes d'exécution. L'obtention du coefficient se fait par l'intermédiaire d'une régression linéaire.

Tableau 3 : Coefficient de corrélation pour les valeurs relevées aux instants TD et TO pour les deux conditions:

Coefficient de corrélation à TD			Coefficient de corrélation à TO		
Hanche	Genou	Cheville	Hanche	Genou	Cheville
0.85	0.94	0.78	0.9	0.78	0.63

Il existe une très forte similitude (coefficient de corrélation supérieur à 0.75) pour les angles de la hanche et du genou que ce soit au TD ou au TO. Ce fort coefficient est le signe d'une similarité dans l'exécution de la phase d'impulsion que ce soit en condition restreinte avec un petit élan et sans phase de retournement que pour la condition reproduisant les conditions réelles d'un saut à la perche.

Un fort coefficient (0.78) est retrouvé pour la cheville seulement à l'instant du touch-down. A l'instant du TO, ce coefficient baisse à une valeur de 0.63. Dans les conditions de réalisations, il était demandé aux athlètes de ne pas effectuer la phase de retournement pour le saut éducatif. Il en résulte un saut avorté qui ne nécessite pas une transmission complète du geste au niveau de la cheville qui est le dernier effecteur lors de l'envol. De ce fait, l'évolution angulaire au niveau de la cheville peut être relativement éloignée de celle en condition réelle qui nécessite une réalisation complète en vue du retournement et franchissement de la barre.

Il résulte de ces valeurs une corrélation marquée des évolutions des experts pour les deux conditions envisagées. Si les valeurs au take-off sont moins corrélées, ce qui correspond au début de la phase 3, cette dernière phase ne peut être l'objet d'une réelle étude de transfert

entre les deux conditions. Cependant, la tendance de la corrélation permet d'envisager une application, soumise à caution, des résultats en condition restreinte vers les conditions réelles de réalisation.

En plus des tendances de similitudes entre les angles articulaires, les patterns électromyographiques montrent également des similitudes entre les deux types de réalisations. Les RMS des données électromyographiques ont également été calculées pour les deux groupes d'experts selon chaque phase. Les valeurs ont été calculées pour chaque saut de chaque sujet. Les coefficients de corrélations calculés entre ces données RMS sont reportés dans le tableau 4.

Tableau 4 : récapitulatif des coefficients de corrélation entre les deux conditions pour les RMS de chaque phase

	Vastus Lateralis	Biceps femoris	Gastrocnemius lateralis
Phase 1	0.81	0.86	0.62
Pose du pied (TD)	0.79	0.87	0.95
Phase 2	0.97	0.77	0.77
Décollage du pied (TO)	0.94	0.98	0.7
Phase 3	0.83	0.75	0.7

Le tableau 4 permet de remarquer les corrélations élevées existant entre les valeurs de RMS pour le *vastus lateralis* et le *biceps femoris* principalement au moment du décollage TO, signe d'un effort similaire entre les deux conditions. Les valeurs de RMS pour le *Gastrocnemius lateralis* sont également très corrélées pour le moment de la pose du pied (TD)

Les plus faibles corrélations obtenues pendant la phase 3 peuvent s'expliquer comme pour les valeurs des angles articulaires par le fait que cette phase était différente entre les deux conditions.

Etude du contrôle et du transfert de la motricité des perchistes experts lors de la réalisation d'une impulsion dans les activités athlétiques

De nombreuses études ont abordé le champ du contrôle moteur de l'être humain en passant par l'analyse et la modélisation de mouvements simples. Les théories élaborées par cette voie doivent pouvoir être appliquées à un mouvement complexe tel le mouvement sportif. La phase d'impulsion du saut à la perche apparaît être prépondérante pour la performance. Cependant peu d'études sur ce sujet ont été conduites. Les objectifs de ce travail sont premièrement de caractériser et comparer deux niveaux d'expertise (novice/expert) au moyen des données EMG et cinématiques pendant un saut éducatif, deuxièmement de fournir des éléments de compréhension de la phase d'impulsion et enfin troisièmement de rechercher un possible transfert de pattern d'invariant du programme moteur entre des activités similaires. Les résultats de la première étude mettent en évidence des différences de séquençages musculaires et segmentaires entre les deux groupes qui sont en relation avec la flexion de la jambe d'impulsion au moment de la pose du pied. Les résultats pour le second objectif, montrent qu'il n'y a pas de différences entre les experts pour les évolutions des angles de la hanche, du genou et de la cheville. Cependant, bien qu'il existe des différences du signal EMG inter et intra sujet, il apparaît, à des instants précis et pour chaque sujet des invariants d'activités musculaires. Les résultats relatifs au troisième objectif font apparaître des similarités cinématiques et électromyographiques reflétant un contrôle moteur équivalent entre les perchistes mais aussi pour un perchiste donné. Ces similarités peuvent être interprétées en termes de transfert d'une partie de programme stockée en mémoire.

Mots clés : saut à la perche, impulsion, contrôle moteur, transfert, électromyographie.

Motor control and transfer of expert movement during take-off in track and field's event.

Many studies investigate motor control during simple movements but the theories of motor control need to be tested during sport movement. One critical phase in this jumping event appears to be between touchdown (TD) and take-off (TO). This study has three objectives, first, characterise the EMG and kinematic data exhibited during the take-off in a short run-up training pole vaulting exercise, for two different expertise level (expert-novice); second, provide a better understanding of this phase and its role in performance outcome by recording EMG and kinematic variable during a real run-up pole vaulting; last, determine if a motor control transfer appears between similar activities. The results show that at TD, the expert tended to increase rigidity of the take off leg to decrease braking and allow forward energy transmissions. These results highlight the motor control's differences. The results, for the second objective, showed that there are no differences in the evolution of hip, knee and ankle angles. Differences in the EMG signal was noted inter- and intra pole vaulter coordination, although for the same subject the EMG activities seemed to converge on some phase locked-point. The results for the third objective showed that expert pole vaulters used part of their motor program in a similar way to execute new movement. Pole vaulters appears to have approximately the same coordination reflecting a different muscular control among pole vaulters but also within a given pole vaulter. The phase locked point could be considered as an invariant. Using this part of motor program stored in pole vaulters memory permit a new movement to be adapted.

Key word: pole vault, take-off, motor control, transfer, electromyography.

