

Les phases relatives continues comme moyen d'évaluation de la coordination intersegmentaire en karaté
Continuous relative phases as a means of evaluating intersegmental coordination in karate

BENOSMANE Abdelmalik Bachir¹

¹ Département des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Université Abderrahmane Mira, Bejaia m.benosmane@gmail.com

INFORMATION SUR L'ARTICLE

Reçu le :13/072019
Accepté le :20/10/2019
Publié le :01/12/2019

Mots clés:

Karaté, Kumite, Kata, coordination intersegmentaire, phases relatives continues.

Auteur correspondant:

Benosmane Abdelmalik Bachir

Email:

m.benosmane@gmail.com

Keywords:

Karate,
Kumite,
Kata,
Intersegmental coordination,
Continuous relative phases.

Résumé:

Cette étude qui consiste en une contribution à l'analyse biomécanique du geste technique mae geri en karaté vise à évaluer la coordination intersegmentaire de la technique mae geri réalisée par deux karatékas d'élite, l'un spécialiste en kumite, l'autre en kata. L'évaluation de la coordination intersegmentaire a été réalisée à partir d'approches classiques (profils cinématiques), mais également via un calcul de phases relatives continues.

Les résultats ont indiqué que les techniques et moyens utilisés donnaient des résultats probants (satisfaisants) quant à l'évaluation de la coordination intersegmentaire. Aussi, nous avons remarqué des différences entre les athlètes dues à leur spécialisation au sein de la discipline (Kata ou Kumite) et les conditions de réalisation des techniques.

Abstract

The work carried out in this study, which consists of a contribution to the biomechanical analysis of the mae geri technical gesture in karate, aims at evaluating the intersegmental coordination of the mae geri technique carried out by two elite karatekas, one specialist in kumite, the other in kata. The evaluation of the intersegmental coordination was carried out based on classical approaches (kinematic profiles), but also via a calculation of continuous relative phases. The results indicated that the techniques and means used gave convincing results in evaluating intersegmental coordination. Also, we noticed differences between the athletes due to their specialization within the discipline (Kata or Kumite) and the conditions of realization of the techniques.

1. Introduction

Dans le genre des arts martiaux, le karaté est l'un des plus populaires au monde (Douris et al., 2004). Il est développé à Okinawa, au Japon au début du 17^{ème} siècle. Après la seconde guerre mondiale, le karaté est répandu à travers le monde. Beaucoup de styles de karaté existent, mais seulement quatre sont reconnus par la fédération mondiale de karaté : le Goju ryu, le Shito ryu, le Wado ryu et le Shotokan (Chaabane et al., 2012).

Le karaté est divisé en kata et kumite. Le kata est une forme de chorégraphie avec des séquences préétablies de techniques et de mouvements offensifs et défensifs. Le kumite est la version combat du karaté compétitif (Loturco et al., 2017). Pendant le kumite, les athlètes utilisent des techniques de mains et de pieds, ciblées sur le haut du corps et la tête (Chaabane et al., 2015).

Le karaté est caractérisé par diverses techniques de jambes, ayant différentes trajectoires et différents temps d'exécution. Une bonne coordination intersegmentaire (inter-articulaire) est primordiale dans la réussite de l'exécution des coups de pieds. Son analyse s'avère donc essentielle.

Une première approche vise à calculer et à analyser les mouvements de flexions, d'extensions d'abduction, d'adduction, de rotations internes et de rotations externes des différentes articulations du corps humain.

Une deuxième approche, pour étudier la coordination, repose sur l'utilisation de l'électromyographie. Elle permet de connaître les moments exacts de contraction des muscles dans le temps et de mesurer plus ou moins précisément les intensités de contractions intra individuelles. Néanmoins, une grande expérience est exigée pour son utilisation d'autant plus que l'objet de l'étude, est le corps humain dans sa globalité.

Enfin, une autre approche est basée sur la quantification de la différence d'état de deux articulations, introduisant la notion de phases relatives continues (Découfour & Pudlo, 2007 ; (Quinzi et al., 2014).)

La phase relative représente les relations de phase de deux articulations en interaction, au cours d'un mouvement (Dejnabadi et al., 2008). La phase relative continue présente l'avantage de considérer simultanément le déplacement et la vitesse angulaire d'un mouvement donné.

L'objectif de ce travail est l'évaluation de la coordination intersegmentaire du geste technique mae geri réalisée à partir d'approches

classiques (profils cinématiques), mais également via un calcul de phases relatives continues.

2. Matériel et méthode

2.1. Sujets

L'étude a été réalisée sur deux athlètes d'élite en karaté, l'un spécialiste en kumite l'autre en kata. Les athlètes ont réalisé la technique mae geri dans deux conditions expérimentales : sur cible et sur cible après stimulation. Les caractéristiques de notre échantillon sont représentées dans le Tableau 1 :

Tableau 1 : Caractéristiques de l'échantillon

	Athlète	
	Spécialiste en Kumite	Spécialiste en Kata
Age (ans)	24	22
Poids (kg)	75	68
Taille (cm)	178	172

2.2. Moyens

L'étude a nécessité l'utilisation de l'analyse vidéo. Elle a consisté à déterminer les variables cinématiques du mouvement à partir des films numériques réalisés. Nous avons pu suivre et mesurer les angles articulaires sélectionnés pour cette étude. L'analyse quantitative bidimensionnelle a nécessité un positionnement de la caméra dans un plan parallèle au plan sagittal des athlètes. Pour la visualisation des films et le traitement des données sur les images vidéo, nous avons utilisé un logiciel en open access, "KinoveaTM". La représentation graphique de ces données s'est faite à l'aide d'un logiciel dédié : "Origin Pro 8".

2.3. Méthode

Le calcul de la phase relative continue se déroule en plusieurs étapes comprenant successivement la mesure des angles articulaires, le calcul des vitesses angulaires, la définition des plans de phases, le calcul des angles polaires, le calcul des phases, puis celui de leur différence.

La première étape consiste à choisir puis à mesurer les angles articulaires considérés pour rendre compte de l'action des différents segments corporels. Dans ce travail axé autour de Mae-Geri, nous nous sommes proposé d'étudier les mouvements de la hanche et du genou dans le plan sagittal. Les angles θ_h et θ_g respectifs à ces articulations sont mesurés comme indiqué sur la figure 1. L'angle θ_h est défini entre l'axe du tronc et celui de la cuisse, alors que l'angle θ_g est pris entre l'axe de la jambe et celui de la cuisse, en suivant le sens trigonométrique.

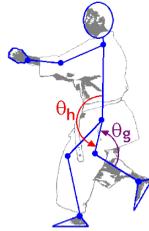


Figure 1 : Mesure des angles articulaires θ_h et θ_g

Pour illustrer les différentes étapes conduisant à la détermination des phases relatives, nous avons considéré un mouvement de démonstration de Mae-Geri. Le kinogramme en fil de fer reconstruit sur les différentes images extraites du film enregistré à une vitesse de 25 images par seconde est donné sur la figure 2. L'évolution des angles articulaires θ_h et θ_g déduits de ces kinogrammes est présentée sur la figure 3 sous la forme respective de ronds pleins reliés par des segments de droite et de carrés ouverts reliés par des pointillés. En multipliant le numéro (n) de la photo par un coefficient 0.04, on obtient le temps (t) en seconde comme indiqué par la relation (1).

$$t = 0.04 \times n \quad (1)$$

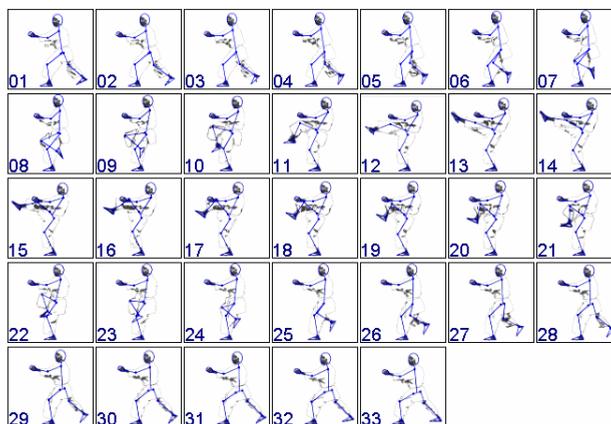


Figure 2 : Kinogramme extrait à partir du CD-ROM de la FFK

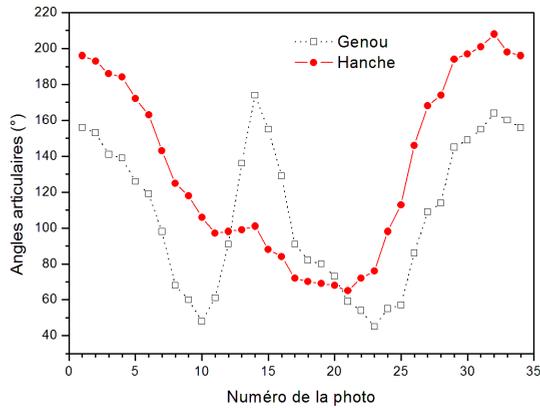


Figure 3 : Angles articulaires θ_h et θ_g pour les différentes photos du kinogramme

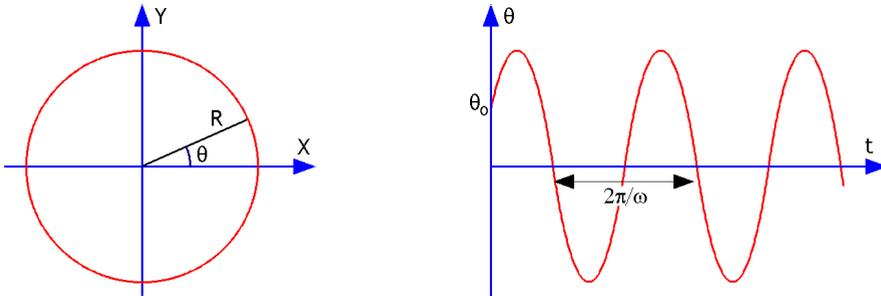


Figure 4 : Mouvement circulaire à vitesse constante.

Pour expliquer la notion de plan de phase, on considère dans un premier temps un mouvement circulaire à vitesse angulaire ω constante. L'équation horaire qui relie la position angulaire θ au temps t est donnée par (2) où R représente le rayon de la trajectoire circulaire comme montré sur la figure 4.

$$\theta(t) = R \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi) \quad (2)$$

La phase (φ) permet de retrouver la valeur de la position initiale $\theta_0 = \theta(0)$. En biomécanique, la théorie des phases relatives se base sur le fait que tous les mouvements articulaires peuvent être assimilés à des mouvements circulaires, et que l'on peut toujours trouver une relation entre l'angle articulaire (θ) et sa variation par unité de temps qui n'est autre que la vitesse angulaire (ω). Cette relation qui s'apparente en première approximation à la relation (2), peut s'écrire sous la forme de l'équation (3) donnée par :

$$\theta(t) = R.\sin[\omega(t)\times t + \varphi(t)] \quad (3)$$

On doit noter que dans l'équation (3) ni la vitesse articulaire ni la phase ne sont constantes et qu'elles varient au cours du temps en $\omega(t)$ et $\varphi(t)$.

Pour pouvoir comparer de manière simple un même geste effectué par différents athlètes, le formalisme utilisé se base sur la comparaison des courbes normalisées à l'unité et centrées en zéro. On y arrive en retranchant à la position angulaire instantanée $\theta(t)$ sa valeur moyenne au cours du mouvement et en la divisant par sa plage de variation. Ceci revient à borner dans l'intervalle $[-1, +1]$ l'évolution des positions angulaires notées $\theta_N^C(t)$ et données par la relation (4).

$$\theta_N^C(t) = \frac{\theta(t) - \frac{1}{2}(\theta_M + \theta_m)}{\frac{1}{2}(\theta_M - \theta_m)} = \frac{2 \times \theta(t) - (\theta_M + \theta_m)}{(\theta_M - \theta_m)} \quad (4)$$

Dans l'équation (4), θ_M et θ_m correspondent respectivement aux valeurs maximale et minimale enregistrées pour $\theta(t)$. La figure 5 représente les profils cinématiques $\theta_N^C(t)$ déduits des courbes de la figure 3 à l'aide de la formule (4).

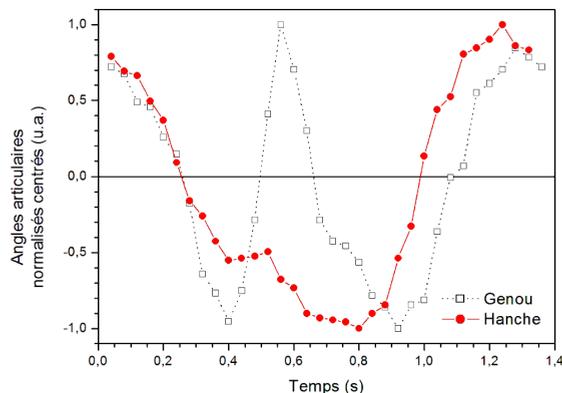


Figure 5 : Profils cinématiques $\theta_N^C(t)$ pour la hanche et pour le genou.

La seconde étape de ce formalisme consiste à déterminer la vitesse angulaire ω de déplacement du segment. Pour cela, on calcule le taux de variation de la position articulaire par rapport au temps en utilisant la relation (5).

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad (5)$$

Comme précédemment, on doit centrer et normaliser les valeurs de la vitesse angulaire. Ceci est réalisé à l'aide de la relation (6) qui donne la valeur centrée et normée de la vitesse angulaire $\omega_N^C(t)$ en fonction de sa valeur à l'instant (t) et de ses valeurs extrêmes ω_M et ω_m .

$$\omega_N^C(t) = \frac{2 \times \omega(t) - (\omega_M + \omega_m)}{(\omega_M - \omega_m)} \quad (6)$$

La troisième étape de ce formalisme consiste à représenter le plan de phase associé au mouvement articulaire considéré. Ce plan est celui qui donne l'évolution de la vitesse angulaire centrée et normalisée $\omega_N^C(t)$ en fonction de la position angulaire centrée et normalisée $\theta_N^C(t)$ aux différents instants. Pour l'exploitation des résultats qui se présentent sous la forme d'une superposition de plusieurs points, on préfère décomposer le mouvement en plusieurs étapes. Dans le plan de phase (ω_N^C, θ_N^C) schématisé sur la figure 6, la phase (ϕ) est mesurée par sa tangente pour tout point P_i donné à l'instant (t_i).

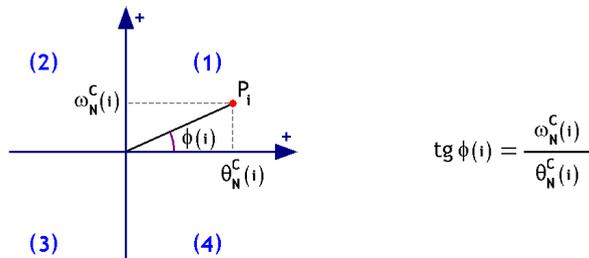


Figure 6 : Plan de phase (ω_N^C, θ_N^C) et phase ϕ

Le passage de la tangente de la phase à son argument se fait en utilisant la fonction réciproque conformément à la relation (7).

$$\phi(t) = \arctg \left(\frac{\omega_N^c(t)}{\theta_N^c(t)} \right) \quad (7)$$

Pour tenir compte du fait que la fonction Arctangente n'est pas une fonction périodique et que son domaine de sortie est limité sur une largeur de 180° comprise entre -90° et $+90^\circ$, pour avoir toutes les valeurs de l'angle ϕ dans un domaine de 360° compris entre -180° et $+180^\circ$, on doit rajouter un coefficient correctif. En effet, si on considère les quadrants (1) et (4) du plan de phase donné sur la figure 7, les domaines de variation de l'angle ϕ respectifs sont dans les intervalles $[0, 90^\circ]$ et $[0, -90^\circ]$. Ces mêmes intervalles sont respectifs aux domaines de variation de la fonction $\arctg(\phi)$ dans les quadrants (3) et (2).

Pour que l'angle ϕ varie effectivement dans l'intervalle $[90^\circ, 180^\circ]$ pour le quadrant (2), il faut rajouter à l'argument de l'arctangente une valeur de $+180^\circ$. De façon similaire, pour que l'angle ϕ varie effectivement dans l'intervalle $[-90^\circ, -180^\circ]$ pour le quadrant (3), il faut retrancher 180° à l'argument de l'arctangente.

Le plan de phase pour les articulations du genou et de la hanche au cours du mouvement est représenté sur la figure 7. Les triangles pleins pointant vers le haut sont relatifs à l'étape 1, les cercles creux à l'étape 2 et les triangles creux pointant vers le bas à l'étape 3.

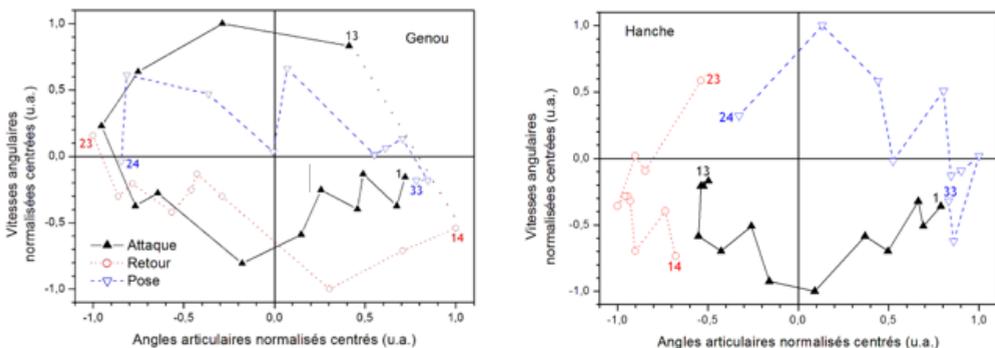


Figure 7 : Plan de phase pour l'articulation du genou.

Les angles de phase ϕ pour les articulations du genou et de la hanche au cours du mouvement dans une échelle normalisée sont représentés sur la figure 8. Les carrés creux reliés par des pointillés et les cercles pleins reliés

par des segments de droite sont respectifs à chacune de ces deux articulations.

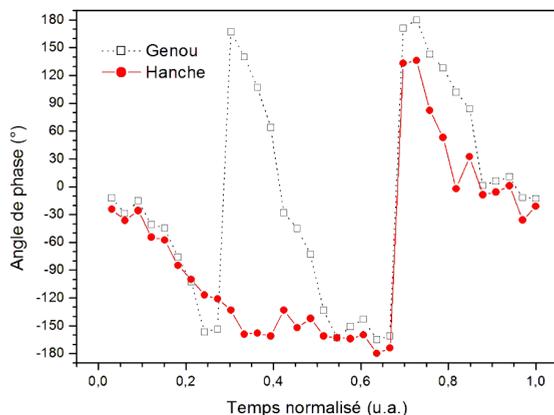


Figure 8 : Evolution de la phase au cours du temps pour le genou et la hanche

L'angle de phase donne ainsi une image synthétique de l'état dans lequel se trouve l'articulation. Cet angle peut maintenant être utilisé pour évaluer l'évolution de l'état des deux articulations choisies durant le mouvement.

La quatrième étape de ce formalisme consiste à calculer et à représenter la différence des phases définissant l'état de chacune des deux articulations à chaque instant, tout au long du mouvement. Cette phase relative continue notée $Pr_{A,B}$ est définie par la relation (8) où l'indice (A) se rapport à la première articulation et l'indice (B) à la seconde.

$$Pr_{A,B}(t) = \phi_A(t) - \phi_B(t) \quad (8)$$

Une phase relative continue nulle correspond à des mouvements articulaires en phase, c'est-à-dire que leur augmentation ou leur diminution se fait en même temps : la flexion ou l'extension des deux articulations est réalisée dans un parfait synchronisme.

Une valeur positive de la phase relative continue $Pr_{A,B}$ correspond à une avance de phase de l'angle articulaire θ_B par rapport à l'angle articulaire θ_A . C'est-à-dire que la variation de l'angle θ_B se fait en avance par rapport à celle de l'angle θ_A .

Inversement, une valeur négative de la phase relative continue $Pr_{A,B}$ correspond à un retard de phase de l'angle articulaire θ_B par rapport à l'angle articulaire θ_A . C'est-à-dire que la variation de l'angle θ_B se fait en retard par rapport à celle de l'angle θ_A .

Une valeur constante de la phase relative continue $Pr_{A,B}$ correspond à une évolution dans la même proportion des angles articulaires θ_B et θ_A .

L'interprétation de la phase relative continue en fonction de son signe ou de sa constante est résumée sur le tableau 3 (Découfour & Pudlo, 2007).

Tableau 3 : Interprétation d'une phase relative continue

Occurrence	Interprétation
$Pr_{A,B} = 0$	A et B sont au même stade d'évolution
$Pr_{A,B} < 0$	A présente de l'avance par rapport à l'articulation B
$Pr_{A,B} > 0$	A présente du retard par rapport à l'articulation B
$Pr_{A,B}$ constante	A et B évoluent dans les mêmes proportions

3. Résultats et discussion

a- Cas de l'athlète d'élite spécialiste en Kumite

La figure 9 représente la phase relative continue Genou–Hanche du membre inférieur d'attaque pour Mae-Geri exécuté par l'athlète d'élite spécialiste en kumite sous 3 conditions d'exécution différentes. Les carrés reliés par des petits pointillés correspondent au cas du mouvement exécuté dans la situation de référence. Les disques creux reliés par des grands pointillés sont relatifs à l'exécution du mouvement en l'absence de cible. Les étoiles reliées par des tirés correspondent à l'exécution du mouvement sur une cible, après une stimulation visuelle.

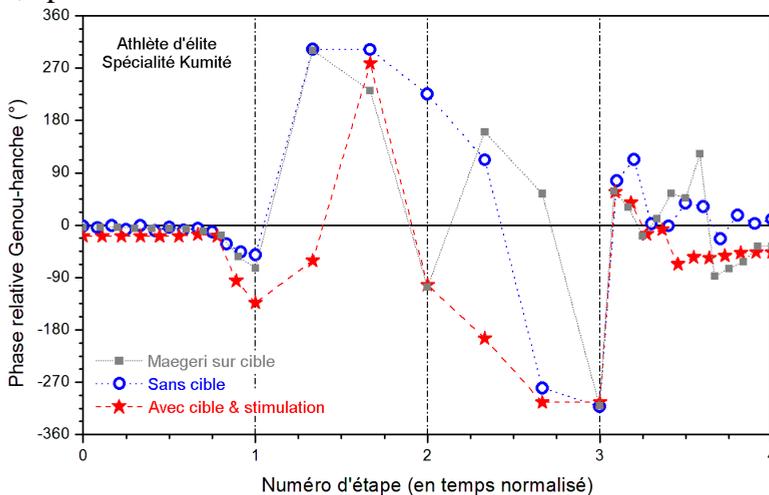


Figure 9 : Phases relatives du Mae-Geri pour l'athlète d'élite spécialité en kumite pour différentes conditions d'exécution du mouvement

- **Mae-geri sans cible :**

Pendant l'étape armé, la phase relative continue est nulle ou proche de zéro au début, puis devient négative à la fin. Le genou et la hanche évoluent de manière simultanée au début, lors du transfert de poids vers l'avant, et à la fin la flexion du genou se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche.

Pendant l'étape Attaque, la phase relative continue est négative au début, croît et devient positive et le reste. La flexion de la hanche est relativement en avance par rapport à l'extension du genou, en début de phase de mouvement. Le genou rattrape son retard et devient en avance et le reste jusqu'à la fin de cette étape.

Pendant l'étape Retour de frappe, la phase relative continue est positive au début et décroît, devient négative et le reste jusqu'à la fin de l'étape. La flexion de la hanche est relativement en avance par rapport à la flexion du genou, en début de l'étape, qui rattrape son retard et quoi devient en avance par rapport à l'extension de la hanche à la fin.

Pendant l'étape Pose du pied, la phase relative continue est négative au début, puis devient positive puis oscille autour du zéro. L'extension du genou est relativement en avance par rapport à l'extension de la hanche en début de phase de mouvement qui rattrape son retard et devient en avance, puis à la fin, l'évolution des deux articulations est presque simultanée.

- **avec cible et stimulation :**

Pendant l'étape armé, le genou et la hanche évoluent de manière simultanée au début, lors du transfert de poids vers l'avant, et à la fin, la flexion du genou se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche.

Pendant l'étape Attaque, la flexion de la hanche est relativement en avance par rapport à la flexion du genou, en début de mouvement. Le genou rattrape son retard et devient en avance et redevient en retard en fin de cette étape.

Pendant toute l'étape Retour de frappe, la phase relative continue reste négative. La flexion du genou est relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche en début de mouvement et à son extension à la fin.

Pendant l'étape Pose du pied, l'extension du genou est relativement en avance par rapport à l'extension de la hanche au début de cette étape, qui rattrape son retard et devient en avance, pour redevenir en retard et le rester jusqu'à la fin.

b- Cas de l'athlète d'élite spécialiste en kata

La figure 10 représente la phase relative continue Genou–Hanche du membre inférieur d'attaque pour un Mae-Geri exécuté par l'athlète d'élite spécialité kata sous 3 conditions d'exécution différentes.

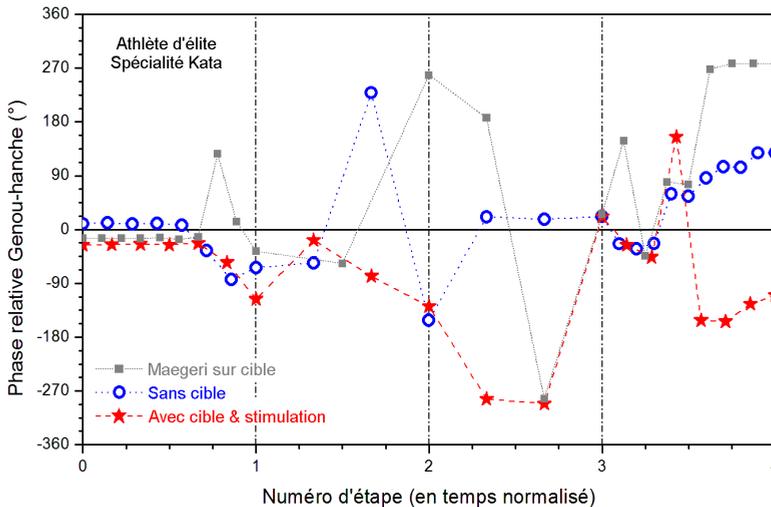


Figure 10 : Phases relatives du Mae-Geri pour l'athlète d'élite spécialité kata pour différentes conditions d'exécution du mouvement

- **Mae-geri sans cible :**

Dans l'étape armé, la phase relative continue est légèrement positive, les deux articulations évoluent de manière simultanée avec une légère avance pour l'extension de la hanche, en début de cette étape. Puis devient négative à la fin. La flexion du genou se fait en avance par rapport à la flexion de la hanche.

Dans l'étape Attaque, la phase relative continue est négative en début de cette étape, puis devient positive et redevient négative à la fin. La flexion du genou, au début, se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche, puis l'extension du genou devient relativement en retard par rapport à la flexion de la hanche au début de l'extension, et enfin le genou rattrape son retard et devient en avance en fin d'étape.

Dans l'étape retour de frappe, la phase relative continue est négative au début puis avoisine zéro pour le reste de l'étape. La flexion du genou se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche en début de

cette étape, puis les deux articulations évoluent de manière simultanée pour le reste de l'étape.

Dans l'étape Pose du pied, la phase relative continue est positive en début de cette étape, puis devient négative et redevient positive pour le reste du mouvement. L'extension du genou est relativement en retard par rapport à l'extension de la hanche en début d'étape, qui perd son avance et devient en retard, puis redevient en avance jusqu'à la fin.

- **avec cible et stimulation:**

Dans l'étape armé, la phase relative continue est légèrement négative, les deux articulations évoluent de manière simultanée avec une légère avance pour l'extension du genou, en début de cette étape. Elle devient négative à la fin. La flexion du genou se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche.

Dans l'étape Attaque, la phase relative continue reste négative. L'extension du genou, au début, se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche.

Dans l'étape retour de frappe, la phase relative continue est négative jusqu'à la fin où elle égale 0. La flexion du genou se fait relativement en avance par rapport à la flexion de la hanche, qui rattrape son retard pour que les deux articulations évoluent de manière simultanée à la fin.

Dans l'étape Pose du pied, la phase relative continue négative au début, devient positive, puis redevient négative pour le reste de l'étape. L'extension du genou est relativement en avance par rapport à l'extension de la hanche en début de l'étape, qui rattrape son retard et devient en avance, pour redevenir en retard et le rester jusqu'à la fin.

4. Conclusion

Le développement de la coordination motrice, qui dans une certaine mesure peut être considérée comme supérieure aux autres capacités motrices, est fondamentalement tributaire du niveau de développement des autres capacités. Elle désigne la capacité du sportif à exécuter les mouvements, autrement dit les tâches motrices, de la manière la plus rationnelle possible, c'est-à-dire en adaptant leur structure temporelle, spatiale et dynamique à des conditions variables.

C'est la principale capacité motrice limitant les performances sportives. Cette qualité conditionne la conduite et la correction de l'activité motrice et de l'apprentissage moteur.

L'évaluation de la coordination motrice est d'une grande importance étant donné la place importante que revêt celle-ci dans le processus de formation du sportif en général et du karatéka en particulier.

L'analyse que nous avons réalisée montre des patterns différents concernant les phases relatives. Cette différence est observée chez les athlètes entre eux et dans les différentes conditions pour chaque athlète.

Plusieurs facteurs peuvent être la cause de cette différence. Cela peut être dû au processus d'apprentissage subit par tout un chacun, au niveau d'expertise des athlètes qui va du débutant à l'expert, des conditions de réalisation du mouvement qui sont familières à quelques-uns contrairement à d'autres, à la spécialisation au sein de la discipline et aux qualités morpho-fonctionnelles des athlètes.

L'entraînement en kumite exige la réalisation de la technique dans différentes conditions, à savoir : à vide (sans cible), avec un adversaire parfois dans les conditions de compétition et à puissance maximale. En kata, seule la prestation technique est importante d'où l'inutilité de réaliser la technique dans des conditions autres qu'à vide. Toutefois l'introduction du bunkai (interprétation d'une technique d'art martial à partir du kata ; application avec partenaire) depuis quelque temps pourrait changer cet état de fait.

Néanmoins, à travers ce travail nous avons présenté une méthodologie qui pourrait être utile aux entraîneurs pour construire des contenus d'enseignement basés sur des principes d'action objectivés par la mesure de paramètres mécaniques, pour évaluer l'évolution du processus d'apprentissage et la performance d'un athlète, à la suite d'un programme d'entraînement et pour comparer les performances de plusieurs athlètes entre eux.

5. Bibliographie

- Allard, P., Dalleau, G., Begon, M., & Blanchi, J.-P. (2011). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*: Fides éducation.
- Chaabène, H., Franchini, E., Sterkowicz, S., Tabben, M., Hachana, Y., Chamari, K. J. S., & Sports. (2015). Physiological responses to karate specific activities. *30*(4), 179-187.
- Chaabene, H., Hachana, Y., Franchini, E., Mkaouer, B., & Chamari, K. J. S. m. (2012). Physical and physiological profile of elite karate athletes. *42*(10), 829-843.
- Colloud, F. (2003). *Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètre d'aviron: implication pour l'entraînement*. Lyon 1,
- Découfour, N., & Pudlo, P. J. S. (2007). Effets de l'augmentation de la cadence sur le geste du rameur. (2), 9-30.
- Dejnabadi, H., Jolles, B. M., & Aminian, K. J. I. T. o. B. E. (2008). A new approach for quantitative analysis of inter-joint coordination during gait. *55*(2), 755-764.
- Douris, P., Chinan, A., Gomez, M., Aw, A., Steffens, D., & Weiss, S. J. B. j. o. s. m. (2004). Fitness levels of middle aged martial art practitioners. *38*(2), 143-147.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., van Dieën, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. J. S. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *27*(4), E92-E99.
- Loturco, I., Nakamura, F. Y., Lopes-Silva, J. P., Silva-Santos, J. F., Pereira, L. A., Franchini, E. J. I. J. o. S. S., & Coaching. (2017). Physical and physiological traits of a double world karate champion and responses to a simulated kumite bout: A case study. *12*(1), 138-147.
- Quinzi, F., Sbriccoli, P., Alderson, J., Di Mario, A., & Camomilla, V. J. H. m. s. (2014). Intra-limb coordination in karate kicking: Effect of impacting or not impacting a target. *33*, 108-119.