



Effets des contraintes spatio-temporelles sur les coordinations musculaires du membre supérieur lors du smash au badminton

Stéphane Mourot

► To cite this version:

Stéphane Mourot. Effets des contraintes spatio-temporelles sur les coordinations musculaires du membre supérieur lors du smash au badminton. Sciences de l'Homme et Société. 2015. hal-01833361

HAL Id: hal-01833361

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01833361>

Submitted on 9 Jul 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-memoires-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Master « Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives »

Spécialité : **Evaluation de la Performance et des
Adaptations Motrices et Physiologiques**

Mémoire de fin d'études présenté pour l'obtention du grade de master

Effets des contraintes spatio-temporelles sur les coordinations musculaires du membre supérieur lors d'un smash en badminton.

présenté par

Stéphane Mourot

Maître de stage : Julien MULLER (Président de la Ligue de Badminton, Ligue de Lorraine de Badminton - TOMBLAINE)

Guidant universitaire : Julien FRERE (Maître de Conférences des Universités – UFR STAPS NANCY)

Juin 2015

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier la Ligue de Lorraine de Badminton, pour m'avoir accueilli lors de ce stage, et plus personnellement Thomas Muller, Florent Thibot ainsi que Ronan Furic qui par leurs conseils et leur présence tout au long du stage ont permis le bon déroulement de cette étude.

Je remercie ensuite Julien Frère, qui m'a aidé tout au long de ce stage, en m'offrant un grand nombre de conseils avisés, et sachant toujours trouver les mots pour me donner la motivation et la détermination nécessaire afin de mener à bien l'étude.

Mes remerciements également au laboratoire d'accueil « Développement, Adaptation et Handicap. Régulations cardio-respiratoires et de la motricité » - EA 3450 DevAH, d'avoir mis à disposition le matériel nécessaire, ainsi qu'aux clubs de Villers les Nancy et Charmes pour avoir prêté gracieusement leur machine lanceuse de volant.

Je souhaite également remercier les entraîneurs du Pôle France de Strasbourg, Thomas Adam et Julien Fuchs qui nous ont permis d'effectuer cette étude en partie avec leurs joueurs et en partie dans leurs locaux.

Enfin je tiens à remercier tous les joueurs et encadrant de clubs ayant participés ou aidé au déroulement de cette étude

Sommaire

I. Cadre théorique :	1
I.1 Le smash au badminton :	1
I.1.1 Caractéristiques temporelles du badminton :	1
I.1.2 Analyse biomécanique du smash :	1
I.1.3 Analyse musculaire du smash :	3
I.2 Du contrôle moteur aux synergies musculaires :	5
I.2.1 Enjeu du contrôle moteur :	5
I.2.2 Synergies et coordinations musculaires :	7
I.2.3 Origines neurophysiologiques des synergies musculaires :	8
I.2.4 Modulations des synergies musculaires :	9
I.3 Objectif de l'étude :	11
I.4 Hypothèses :	11
II. Matériel et méthodes :	12
II.1 Sujets :	12
II.2 Protocole :	12
II.3 Matériel :	13
II.4 Traitement des données :	15
II.4.1 Traitement vidéo :	15
II.4.2 Extraction des synergies musculaires:	15
II.5. Statistiques :	17
III. Résultats :	19
III.1 Analyse des variables temporelles :	19
III.2 Détermination du nombre de synergies musculaires:	19
III.3 Similarité des vecteurs des synergies musculaires :	20
III.4 Adaptation temporelle des synergies musculaires :	23
III.4.1 Modulation temporelle des pics des coefficients des synergies :	23
III.4.2 Effet de l'expertise sur la modulation des pics :	24
IV. Discussion :	26
IV.1 Identification du nombre de synergies musculaires :	26
IV.2 Analyse des vecteurs des synergies musculaires :	27
IV.2 .1 Similarité des vecteurs musculaires :	27
IV.2.2 Inter variabilité des vecteurs musculaires	28

IV.3 Adaptation temporelle des coefficients d'activations des synergies musculaires :	30
IV.3.1 Modulation des coefficients d'activation :	30
IV.3.2 Impact du niveau d'expertise :	31
IV.4. Implication neurophysiologiques :	32
IV.5. Applications pratiques :	33
V. Conclusion :	34
VI. Bibliographie :	36
VII. Annexes :	40

I. Cadre théorique :

I.1 Le smash au badminton :

I.1.1 Caractéristiques temporelles du badminton :

Le badminton est un sport où la pression temporelle est omniprésente et où l'un des objectifs principaux est de mettre l'adversaire en crise de temps, dans le but de conclure l'échange ou de l'empêcher de renvoyer efficacement le volant. De plus, ces contraintes sont d'autant plus fortes que le niveau s'élève (i.e. coups puissants, pression temporelle accrue). Il est donc indispensable que le joueur soit capable de s'organiser rapidement et efficacement afin de produire la réponse motrice (i.e. coup) la plus efficace possible. Dans ce contexte, le smash est le coup le plus puissant du badminton. C'est le coup d'attaque par excellence, qui a pour but de mettre fin à l'échange. Il est donc important de pouvoir l'utiliser dans des situations variées, afin de mettre en difficulté l'adversaire régulièrement. Cependant, c'est un geste complexe qui met en jeu tout le corps, et directement le membre supérieur, qui est responsable de la frappe.

I.1.2 Analyse biomécanique du smash :

L'épaule joue un rôle prépondérant dans le smash, comme dans tous les gestes de frappe, ou de lancer réalisés avec le membre supérieur. Or, l'épaule est composée de plusieurs articulations qui possèdent un grand nombre de degrés de liberté et donc une mobilité très importante, ce qui représente à la fois un avantage et un inconvénient. En

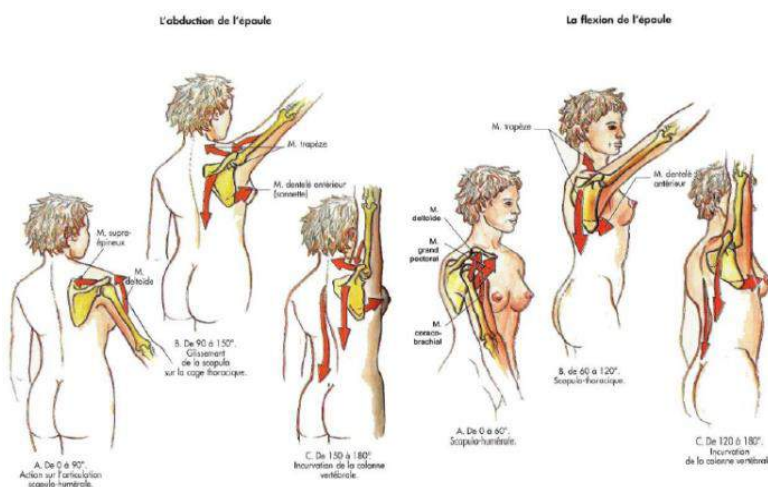


Figure 1 : Mouvements de la scapula lors de l'abduction et la flexion de l'épaule. (D'après Chevalier 1998)

effet, d'un côté cela permet de réaliser un nombre de mouvements importants, mais de l'autre l'articulation, notamment gléno-humérale, est très instable. Les pièces osseuses composant l'articulation (i.e. scapula et humérus) vont devoir se déplacer de manière coordonnées afin de réaliser les mouvements du bras (i.e. flexion humérale,

abduction/adduction humérale) (Fig.1).

La littérature sur le badminton comparée aux autres sports de raquettes est assez limitée. Cependant, quelques études se sont intéressées au smash depuis une quarantaine d'années.

Tout d'abord de manière descriptive grâce aux travaux de Waddell Gowitzke et Waddell (1979), ce qui a permis d'identifier les différentes phases du smash. Il est possible de décomposer le smash en 3 phases: en premier lieu la phase d'armé, qui débute par une phase d'ajustement (Fig. 2 :1), où le joueur ajuste son placement par rapport au volant, puis continue par une phase d'élévation coordonnée de l'humérus (i.e. bras) durant laquelle il se retrouve en abduction et en rotation externe tout en ayant une flexion maximale du coude (Fig.2 : 2-3-4). La seconde phase est celle dite « d'accélération » durant laquelle le joueur va essayer de donner une vitesse importante au coude, à la main et à la raquette afin de réaliser la frappe. Pour cela il réalise une rotation interne rapide de l'épaule, ainsi qu'une extension du coude (Fig.2 : 5-6). Juste avant l'impact il y a une flexion du poignet mêlée à une pronation de l'avant-bras afin de générer une vitesse supplémentaire au niveau de la main, et donc au niveau de la tête de raquette (Fig.2 : 7). La dernière phase est celle de « décélération » et prend place directement après la frappe afin de freiner le membre supérieur (Fig.2 : 8 et 9).

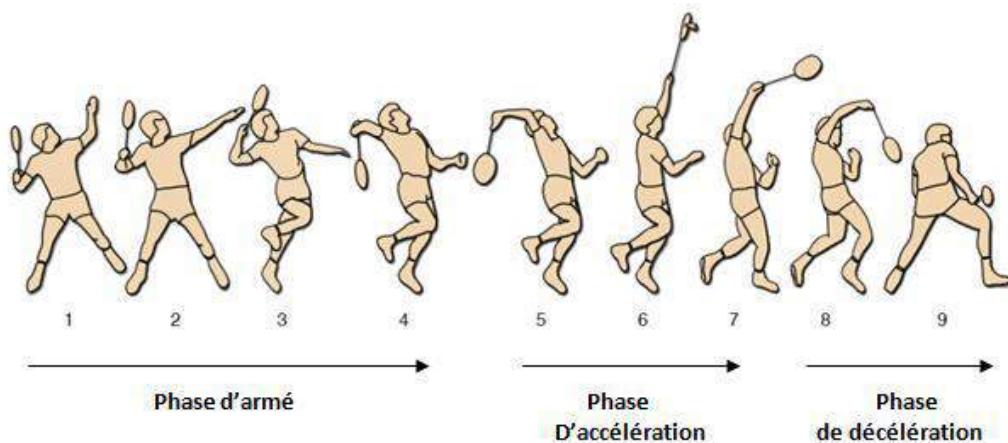


Figure 2: Illustration des différentes phases d'un smash au badminton - Adapté de www.badmintondoubles.com

Plus récemment, d'autres études se sont intéressées au smash et à sa cinématique. Il en ressort que la puissance du smash serait intimement liée à la vitesse de rotation interne du bras qui est responsable majoritaire (66%) de la vitesse finale de la tête de raquette et donc de la frappe alors que la pronation ulnaire contribuerait à 17% et la flexion du poignet à 11%. (Liu,

Kim & Tang, 2002). Cependant cette étude a été réalisée de manière simulée en utilisant un modèle computationnel et un algorithme, et non pas de manière réelle.

Tsai et Chang (1998), ont comparé des joueurs du top 10 Taiwanais avec des joueurs universitaires, et ont mis en avant une puissance de frappe supérieure chez les experts (55m/s et 70m/s) que chez les universitaires (50 m/s et 58 m/s). De plus, la vitesse angulaire de la rotation interne de l'épaule des experts est significativement plus importante que celle des universitaires ($-479^{\circ}/s$ contre $-152^{\circ}/s$). En revanche Sorensen, De Zee et Rasmussen (2010) n'ont pas montré de différence de vitesse angulaire de la rotation interne de l'épaule en fonction de l'expertise chez des jeunes joueurs (13-14 ans), même si une tendance d'une vitesse angulaire supérieure chez les experts était présente. Ces résultats divergents peuvent être le résultat de la discrimination par le niveau d'expertise. En effet, Tsai et Chang. (1998) ont effectué leur étude sur un groupe réduit de joueur universitaire (i.e. 4), sans préciser leur niveau contrairement aux joueurs experts (i.e. Top 10 national). L'étude menée par Sorensen et al. (2010) comporte plus de sujets (i.e. 2 groupes de 10 joueurs) et le niveau d'expertise est pris en compte par le système de classement de la fédération nationale.

Concernant la vitesse d'extension du coude, elle semble être secondaire car elle prend fin avant l'impact entre la raquette et le volant (Gowitzke & Waddell, 1979). En revanche, la pronation de l'avant-bras juste avant l'impact avec le volant permettrait une vitesse supérieure de la tête de raquette (Tsang, Abe, Katoh & Ae, 1995).

En résumé, les analyses cinématiques montrent un consensus sur les marqueurs impactant la puissance du smash que sont la rotation interne du bras ainsi que la pronation de l'avant-bras. En revanche elles n'offrent pas de consensus quant à l'impact ou non du niveau d'expertise sur la puissance du smash. Cela montre l'importance de la méthode de sélection du niveau d'expertise. L'analyse musculaire pourrait donc aider à conforter ces déterminants, et permettre de montrer des différences en fonction du niveau d'expertise ou non. Il est également possible, que si différence il y a, elle peut provenir d'un autre segment corporel mis en jeu dans la réalisation du smash (i.e. membre inférieur, tronc).

I.1.3 Analyse musculaire du smash :

Les sollicitations musculaires lors du smash sont de plusieurs natures. En effet, l'individu doit à la fois générer une force importante dans un court laps de temps (i.e. force-

vitesse), mais également garder assez de contrôle afin d'affiner le geste pour réaliser un coup précis. De plus, un même muscle peut avoir des rôles opposés au cours du geste. Par exemple, pendant la phase d'armement, les rotateurs externes de l'épaule sont mis en action principalement, mais les rotateurs internes sont également sollicités afin de protéger l'articulation en limitant l'amplitude du mouvement (Ng & Lam, 2002), l'instabilité de l'articulation scapulo-humérale nécessitant une protection dans tous les mouvements qu'elle permet de réaliser. Dans la phase d'accélération, ces mêmes rotateurs internes auront cette fois un rôle dans la production de force afin de générer la puissance du coup alors que les rotateurs externes seront sollicités dans la phase de décélération en excentrique pour freiner le mouvement. De ce fait, les coordinations musculaires vont être primordiales dans la réalisation d'un geste fluide et l'optimisation des phases d'alternances d'activation des muscles agonistes et antagonistes va être essentielle à la réalisation de la frappe.

Sakurai et Ohtsuki (2000), est une des seules études à avoir étudié l'activité EMG et les coordinations musculaires lors du smash en badminton. Ils ont étudié ces activités musculaires, ainsi que la précision du smash en fonction du niveau d'expertise (i.e. badiste vs débutant) où les sujets devaient réaliser trente smashes à une distance de 4m par rapport à une cible verticale. Il a été identifié deux enchainements agonistes-antagonistes qui semblent être particulièrement déterminants dans la réussite du smash (Fig.3) ; l'alternance *biceps brachii/triceps brachii* et celle *extensor carpi radialis/flexor carpi ulnaris*. Tout d'abord le *biceps brachii* s'active lors de la phase d'armement (B1) (i.e. flexion du coude), puis le *triceps brachii* s'active légèrement avant l'impact (T1) afin d'étendre le coude et ainsi placer l'avant-bras dans la zone où la frappe va s'effectuer, enfin le *biceps brachii* se réactive au moment de l'impact (B2) alors que le *triceps brachii* se relâche. Concernant les muscles de l'avant-bras, l'*extensor carpi radialis* s'active au début du mouvement (E1) afin de placer la raquette vers l'arrière lors de la flexion du coude, puis le *flexor carpi ulnaris* s'active juste avant l'impact (F1), il permet de donner la précision finale au smash, enfin l'*extensor carpi radialis* se réactive juste après l'impact (E2) probablement pour freiner le mouvement et pour ramener la main en position neutre.

La présence de différences de coordinations musculaires en fonction du niveau d'expertise a également été mise en évidence. Tout d'abord les joueurs entraînés avaient une meilleure précision que les novices, 91% ($\pm 7\%$) de réussite d'atteinte de la cible contre 17% ($\pm 17\%$). Il a été montré que l'arrêt de l'activité musculaire du *triceps brachii* et du *flexor carpi ulnaris* juste après l'impact était caractéristique des joueurs entraînés alors que les novices ont

une activation musculaire prolongée entraînant des co-contractions entre les muscles agonistes et antagonistes, et donc une perte de fluidité ainsi qu'une dépense énergétique supplémentaire. De plus les délais d'activation biceps-triceps (1) et extenseur-fléchisseur du carpe (2), sont plus long chez les novices. En effet, ils sont respectivement de $92.7 \pm 1.66\text{ms}$ et $179 \pm 1.58\text{ms}$ pour les entraînés contre $94.8 \pm 1.27\text{ms}$ et $229 \pm 1.74\text{ms}$ pour les novices. Les entraînés semblent être capable d'enchaîner les différentes contractions plus rapidement et de maîtriser la fin du geste avec plus de précision que les novices, ce qui leur permet d'avoir un geste plus fluide et précis. L'étude s'étant limitée à ces muscles on peut s'interroger sur les séquences d'activation des muscles rotateurs de l'épaule.

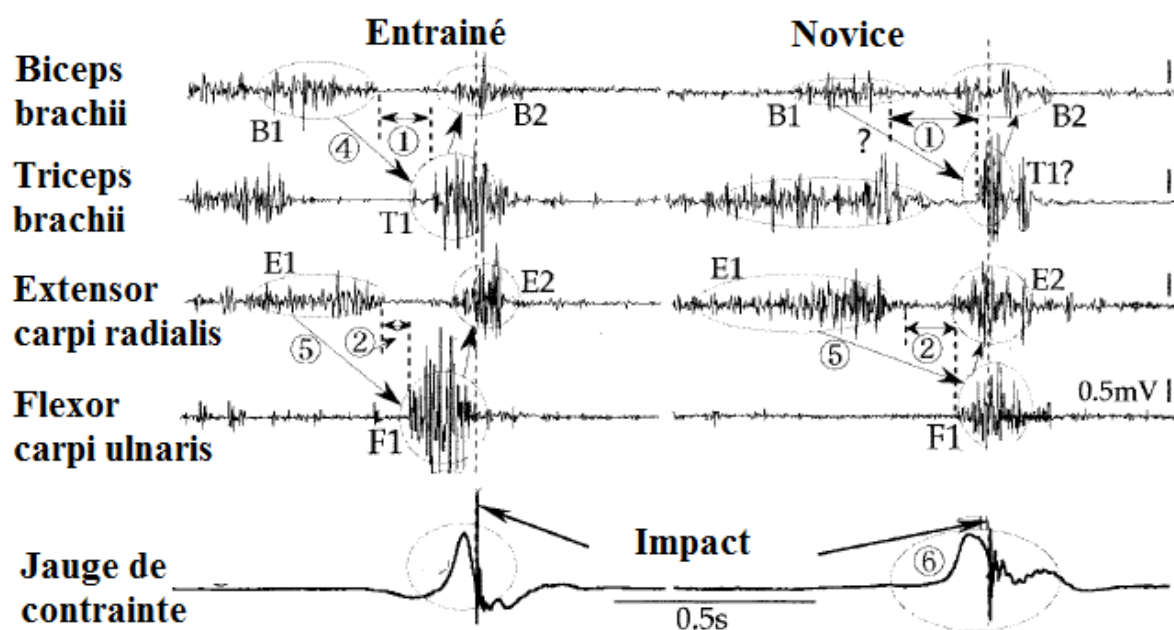


Figure 3: Electromyogramme des muscles étudiés pour un sujet "Entraîné" et un sujet "Novice". B1, première bouffée d'activation du biceps brachii; B2, seconde bouffée du biceps brachii; T1, bouffée du triceps juste avant l'impact; E1, première bouffée de l'extensor carpi radialis ; E2, seconde bouffée de l'extensor carpi radialis ; F1, bouffée du flexor carpi ulnaris autour de l'impact ; 1, délai entre la fin de B1 et le début de T1 ; 2, délai entre la fin de E1 et le début de f1 ; 4, séquence EMG des muscles de du coude (B1 -> T1 -> B2) ; 5, séquence EMG des muscles de l'avant-bras(E1-> F1-> E2) ; 6, signal de la jauge de contrainte. Adapté de Sakurai & Otshuki, 2000.

I.2 Du contrôle moteur aux synergies musculaires :

I.2.1 Enjeu du contrôle moteur :

Chaque geste moteur, même très simple (ex : attraper un objet) mobilise des dizaines de muscles s'activant avec une séquence d'activation et une amplitude spécifique dans le but de produire une combinaison de moments articulaires adaptés au niveau des différentes articulations (i.e. complexe de l'épaule, coude, poignet). Cela renvoie aux travaux de Bernstein

(1967) dans lesquels il met en évidence le problème de redondance des systèmes articulaire et musculaire. Ainsi, une articulation possède un ou plusieurs degrés de liberté qui vont s'additionner en fonction du nombre d'articulations mobilisées lors d'un geste donné. Au niveau musculaire, plusieurs muscles agissent sur une même articulation et peuvent avoir le même rôle (i.e. agonistes). Ces derniers peuvent également agir sur une ou plusieurs articulations (i.e. mono ou bi-articulaire). De plus, l'activation de plusieurs centaines ou milliers d'unités motrices (UM) par muscle entraîne l'apparition d'une infinité de solutions pour résoudre le contrôle d'une tâche donnée. (Torres-Oviedo & Ting, 2007). Par exemple, lors de la saisie d'un objet immobile où on fixe l'orientation de la main, il est tout à fait possible de bouger le membre supérieur en le tournant autour d'un axe allant de l'épaule au poignet. Le bras peut donc s'organiser d'une multitude de façon afin d'attraper cet objet dans l'espace. Cependant, il semble difficile à imaginer que le système nerveux central (SNC) contrôle individuellement chaque muscle et chaque UM impliquée dans le mouvement. Bernstein (1967) a suggéré la mise en place par le SNC de mécanismes simplifiant le contrôle moteur comme le groupement de paramètres contrôlés afin de réduire la quantité de degré de liberté du système. L'enjeu est donc de pouvoir contrôler simultanément un nombre limité de variables afin de réaliser un acte moteur complexe.

Une hypothèse défendue par les recherches actuelles indique que le SNC simplifierait le contrôle moteur grâce à une architecture organisée hiérarchiquement (D'Avella & Bizzi, 2005 ; D'Avella & Tresch, 2007). En bas de cette hiérarchie, un certain nombre de modules fonctionnels dirigerait le recrutement musculaire. Ces modules spinaux, appelés également synergies, seraient recrutés et adaptés par les niveaux supérieurs de l'architecture afin de contrôler une gamme de mouvement (D'Avella & Tresch, 2007). D'Avella & Bizzi (2005) les définissent comme « des modules formés par des muscles activés simultanément, organisés comme des blocs de construction qui pourraient simplifier l'élaboration de comportements moteurs ». Le SNC enverrait une commande descendante à des modules moteurs présents dans la moelle épinière, qui activeraient pour leur part un certain nombre de muscles, avec un niveau d'activation spécifique (vecteur d'activation) (Fig.4). L'activation temporelle de chaque muscle serait donc composée de son niveau d'activation dans chaque module ainsi que de l'activation temporelle des modules (coefficient d'activation).

Le contrôle moteur par les synergies musculaires permettrait de diminuer le coût en ressources computationnelles pour le SNC, en plus de contrôler simultanément un grand nombre de muscles.

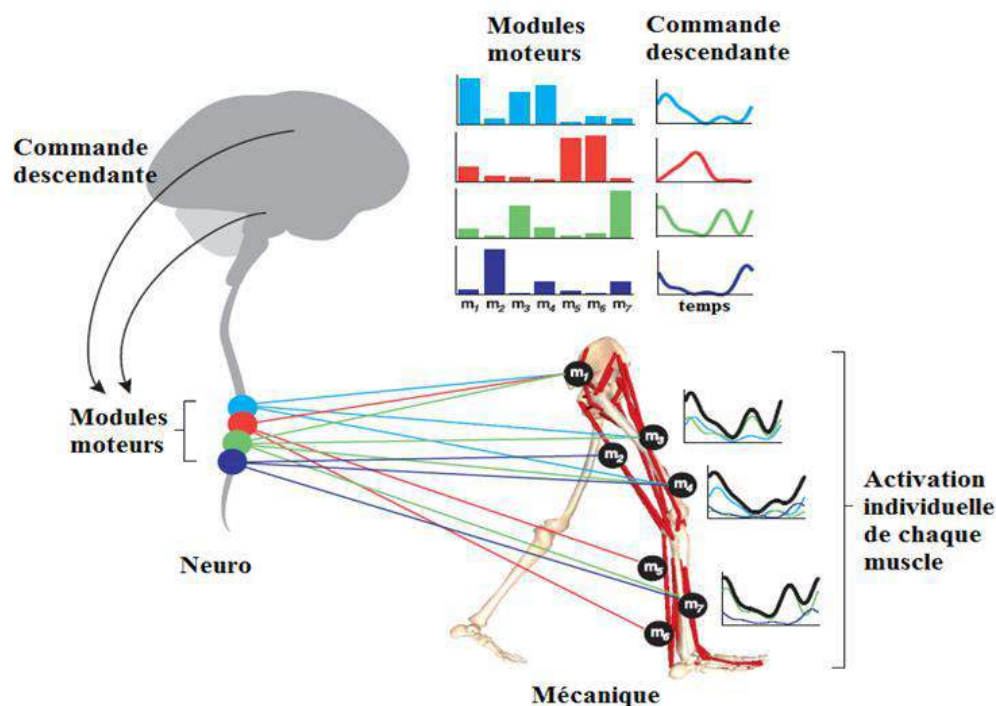


Figure 4: Illustration de la notion de synergie musculaire: La commande descendante envoyée par le SNC module l'activation de modules moteurs situés dans la moelle épinière. Chaque module active un certain nombre de muscles (m_1 ; m_2 , m_3 m_x) avec un niveau d'activation spécifique (barres de couleur) afin de produire la réponse mécanique adaptée au rôle de chaque muscle dans la tâche à réaliser. L'activation temporelle (lignes de couleurs en haut à droite) peut varier en fonction des contraintes de la tâche mécanique (ex: vitesse, environnement etc.). L'activation temporelle de chaque muscle (ligne noire, en bas à droite) est composée de l'activation temporelle du muscle dans chaque module (lignes de couleur, en bas à droite). Adapté de Ting et al, 2015.

I.2.2 Synergies et coordinations musculaires :

Le nombre de synergies évolue en fonction de la complexité de la tâche à réaliser (Clark, Ting, Zajac, Neptune & Kautz, 2010). Par exemple, D'Andola et al (2013) ont montré que pour une tâche d'attraper de balle deux synergies apparaissaient, alors que lors une tâche locomotrice comme la marche, cinq synergies étaient présentes (Ivanenko et al., 2004 ; Cappellini, Ivanenko, Poppele & Lacquaniti, 2006). De plus, de nombreuses études ont montrés que les synergies musculaires étaient robustes à travers différentes contraintes biomécaniques. Dans le domaine du contrôle postural, Torres-Oviedo et Ting (2010) ont réalisé des tâches posturales différentes (i.e. position normale, accroupie, sur une jambe etc.) et ont montré que les synergies musculaires durant ces différentes conditions étaient semblables. Dans le domaine sportif, Hug, Turpin, Couturier et Dorel (2011) ont réalisés différentes tâches de pédalage au cyclisme, en faisant varier l'intensité, la posture, et la puissance développée. Trois synergies ont été identifiées pour toutes les conditions, et peu importe la contrainte mécanique imposée les vecteurs d'activation des trois synergies étaient

identiques et les coefficients d'activation subissaient de légères adaptations. Ces résultats renforcent l'idée selon laquelle les synergies musculaires permettraient de simplifier le contrôle moteur en permettant une réponse motrice adaptée pour une tâche motrice bien que les contraintes biomécaniques peuvent être différentes.

I.2.3 Origines neurophysiologiques des synergies musculaires :

Les synergies musculaires que nous extrayons grâce aux algorithmes de factorisation matricielles ne renseignent pas directement sur les stratégies de contrôle moteur, car ce sont des méthodes de calculs statistiques. De ce fait, plusieurs stratégies peuvent être supposées ainsi que plusieurs hypothèses concernant les origines neurophysiologiques et l'encodage des synergies musculaires.

Tout d'abord, il a été montré que l'encodage des synergies musculaires s'effectuerait dans la moelle épinière. En effet, Roh, Cheung et Bizzi (2011) ont réalisés une expérience avec des grenouilles consistant à les désafférenter à différents niveau du SNC (i.e. moelle épinière, bulbe rachidien et cortex cérébral) puis de les faire réaliser des gestes naturels (i.e. sauter, nager, marcher, et donner un coup de patte). La plupart des synergies sont retrouvées après la désafférentation pour les groupes de grenouilles sectionnés au niveau du bulbe rachidien et du cortex cérébral, en revanche pour le groupe désafférenté au niveau de la moelle épinière les tâches sont beaucoup plus dégradées, et uniquement des actions de type réflexes sont réalisées. Cette étude met donc en évidence que la moelle épinière est indispensable à la réalisation de la plupart des mouvements naturels de la grenouille. Cela témoigne donc de la construction des synergies dans la moelle épinière, qui sont activées par les centres supra-spinaux.

Cependant, l'organisation des synergies musculaires n'est pas uniquement spinale. Ces modules spinaux seraient sélectionnés et contrôlés par les centres supra-spinaux, et notamment le cortex moteur. Cheung, d'Avella, Tresch et Bizzi (2005) avaient eux aussi travaillé sur des grenouilles désafférentées et sur les synergies partagées. Ils ont montré que la plupart des synergies des grenouilles étaient présentes avant et après désafférentation mais que l'activation des synergies était perturbée après la désafférentation. De plus, cette dégradation n'était pas la même suivant les grenouilles. La désafférentation perturbant les feedbacks sensoriels les auteurs ont mis en avant la possibilité que les feedback peuvent

moduler l'activation des synergies. Cela suggère donc que les synergies peuvent être adaptées par les centres supra spinaux, notamment le cortex cérébral. L'étude menée par Cheung et al. (2009) met elle aussi en avant le fait que les synergies sont structurées dans le cortex moteur. En effet, ils ont montré que lors de la production d'un mouvement volontaire du bras chez des patients atteints de lésions corticales après un AVC (Accident Vasculo-Cérébral), ayant donc des lésions corticales, les synergies musculaires du bras lésé étaient similaires à celle du bras sain, malgré des différences importantes d'activation temporelle. La commande supra-spinale étant défaillante, les modules spinaux ne sont pas activés correctement et la tâche motrice n'est pas réalisée efficacement. Le même type d'expérience a été réalisé avec le même public sur le membre inférieur par Clark et al. (2010) et montre des résultats allant dans le même sens.

Enfin, les synergies musculaires pourraient dans certains cas être encodées dans le cortex moteur (Bizzi & Cheung, 2013) lors de tâches motrices complexes, qui ont été acquises (i.e. apprises) par les individus. Ce genre de cas est régulièrement présent dans le domaine sportif. Les sportifs de haut niveau, par leur expertise dans la prise d'information et de décision montrerait une adaptation du système nerveux central dans l'organisation et la modulation des synergies musculaires.

I.2.4 Modulations des synergies musculaires :

I.2.4.1 Adaptations temporelles :

Plusieurs études se sont intéressées à la robustesse des synergies musculaires en fonction des contraintes temporelles. Il a été montré que lors de la marche les synergies sont relativement robustes aux changements de vitesse de marche. Il y a seulement un décalage d'activation temporel causé par la réduction de la durée de la phase d'appui (Ivanenko, Poppele & Lacquaniti, 2004). Plus récemment, D'Andola et al. (2013) ont montré lors d'une tâche d'interception en vol d'une balle, avec différentes conditions de temps de vol et de trajectoire, que la modulation temporelle des synergies musculaires était identique. C'est-à-dire que les contraintes spatio-temporelles n'affectent pas profondément les synergies musculaires. De plus, ils identifient la présence de 2 synergies musculaires. La première représentant le mouvement d'interception (i.e. amener l'avant-bras et la main dans la zone où le sujet va saisir la balle) et qui résulte d'un processus réactif où le délai d'activation correspond au temps nécessaire à l'individu pour se rendre compte du départ de la balle. La

seconde synergie est issue d'un processus prédictif et qui est activée à un délai fixe avant l'instant de contact entre la main et la balle. Au cours des différentes conditions, la première s'active toujours selon le même délai, au moment où l'individu perçoit le départ de la balle, et la seconde s'active de plus en plus tard au fur et à mesure que le temps de vol augmente mais toujours à un délai fixe avant l'instant de capture. Cette étude peut être mise en relation avec le badminton, où le smash s'approche de ce type de mouvement mais de manière plus complexe car il y a non seulement un mouvement d'interception (i.e. du volant), mais également la production d'une frappe.

Dans l'étude menée par Hug et al. (2011) sur le pédalage au cyclisme, il a également été montré que les vecteurs sont robustes suivant différentes contraintes mécaniques (i.e. sprint, effort sous-maximal, fréquence de pédalage) mais que ce sont les activations temporelles qui vont s'adapter. Ces résultats renvoient au postulat disant que les synergies musculaires sont encodées dans la moelle épinière mais ajustées dans leur activation par la prise en charge des feedbacks sensoriels qui modulent l'activation temporelle sans modifier les poids musculaires.

1.2.4.2 Impact de l'apprentissage et niveau d'expertise sur les synergies:

Safavynia et Ting (2011) ont réalisé une revue de littérature et écrivent que lors de l'apprentissage d'une tâche motrice complexe, les synergies musculaires de base peuvent changer leur activations temporelles mais qu'il était également possible que de nouvelles synergies soient créées. Ces études étaient réalisées dans le domaine clinique, cependant ce genre de situation apparaît régulièrement dans le domaine sportif. Dès lors, ces résultats pourraient être retrouvés dans le domaine sportif. C'est ce qu'ont essayé de montrer Frère & Hug (2012) en menant une étude sur le tour complet à la barre fixe, figure technique en gymnastique et qui est un geste appris et complexe. Des gymnastes entraînés ont donc participé à l'étude et ont montré les mêmes synergies musculaires avec certaines spécificités individuelles pour l'une d'entre elles. Cela témoigne d'une similarité des synergies musculaires même lors d'un geste complexe appris mais que des spécificités individuelles peuvent apparaître. Cette variabilité entre des sujets experts n'a en revanche pas été montrée lors d'une tâche moins complexe (i.e. pédalage en cyclisme), qui n'est pas une tâche apprise (Hug, Turpin, Guevel & Dorel, 2010), renforçant donc l'hypothèse selon laquelle le niveau de difficulté du geste n'engendre pas les mêmes adaptations des synergies.

L'impact du niveau d'expertise sur les synergies musculaires n'a que très peu été étudié. Turpin, Guével, Durant et Hug (2011), ont cherché à comparer les coordinations musculaires entre des rameurs entraînés et des sujets inexpérimentés lors d'une tâche de ramage sur un ergomètre. Les résultats de cette étude ne montrent pas de différences au niveau des synergies musculaires entre sujets entraînés et novices. Cependant de légères différences ont été constatées au niveau de certains vecteurs des synergies mais elles proviendraient plus d'une différence de posture et de méconnaissance du geste de la part des novices, que de réelles différences de coordinations musculaires. Le smash au badminton est une tâche plus « ouverte » que celles étudiées précédemment (i.e. pédalage, ramage, tour en barre fixe), les contraintes à gérer (i.e. degrés de liberté) sont donc plus nombreux. Il est donc intéressant de voir si des différences liées au niveau d'expertise peuvent cette fois apparaître.

I.3 Objectif de l'étude :

L'objectif de cette étude est d'identifier quelles sont les coordinations musculaires présentes lors d'un smash en badminton, ainsi que de mesurer l'effet des contraintes spatio-temporelles sur ces synergies musculaire chez des badistes de niveau régional et national.

I.4 Hypothèses :

Nous émettons l'hypothèse d'une similarité des compositions des synergies musculaires entre les joueurs de niveau régional et national, associée à une modulation temporelles de celles-ci en fonction des différentes contraintes spatio-temporelles.

De plus, nous supposons qu'avec la diminution du temps d'analyse de la trajectoire du volant, la commande motrice sera d'autant plus altérée que le niveau d'expertise du joueur diminuera, c'est-à-dire que les coordinations musculaires seront plus affectées chez les joueurs régionaux que chez les joueurs de niveau national.

II. Matériel et méthodes :

II.1 Sujets :

Dix badistes masculins droitiers (Age : $17,20 \pm 1.6$ ans ; Taille : 1.76 ± 5 cm ; Poids : 64.7 ± 5.4 kg) ont participé à cette étude. Les sujets ont été séparés en deux groupes de niveau d'expertise différents. D'une part un groupe « entraînés » (16 ans ; 1.78 ± 5 cm ; 65.2 ± 5.8 kg), composé des joueurs ayant fini aux cinq premières places du Championnat de Lorraine Cadets et d'autre part un groupe « experts » (18.4 ± 1.5 ans ; 1.73 ± 5 cm ; 64.2 ± 5.6 kg), composé de cinq joueurs de niveau national/international du Pôle France de badminton de Strasbourg. Tous les sujets ont été informés avant l'étude de la teneur de l'expérience et du caractère volontaire et non obligatoire de leur participation. Un formulaire explicatif et d'autorisation parentale a été transmis aux sujets mineurs.

II.2 Protocole :

Après la pose et la fixation des électrodes EMG et un échauffement standardisé de dix minutes, la partie exploratrice du protocole consistait à la réalisation de quatre séries de vingt-cinq smashes valides dans quatre conditions modulées par la trajectoire et la distance du lancer (Fig.7) et qui avaient pour but de moduler le temps de vol du lancer. Le sujet réalisait deux séries fond de court (i.e. 4m derrière la ligne de service) puis deux séries mi-court (i.e. 2m derrière la ligne de service). Pour chaque zone de frappe deux trajectoires distinctes étaient réalisées, l'une lobée (i.e. angle d'éjection de $50^\circ \pm 3^\circ$) et l'autre tendue (i.e. angle d'éjection de $33^\circ \pm 3.2^\circ$) (Tab.1) De plus, le sujet avait pour consignes de limiter au maximum ses déplacements et de ne pas effectuer de smash croisé, mais un smash long. Pour se faire, une zone cible dans le couloir central était mise en place. Entre chaque condition, le sujet avait une période de repos de 2 à 3 minutes ce qui permettait d'éliminer tout risque d'apparition de fatigue entre les conditions.

Tableau 1: Tableau descriptif des différentes conditions de réalisation des smashes.

	Condition 1	Condition 2	Condition 3	Condition 4
Distance	Fond de court (8,80m)	Fond de court (8,80m)	Mi-court (6,80m)	Mi-court (6,80m)
Trajectoire	Lobée (angle d'éjection : $50 \pm 3^\circ$)	Tendue (angle d'éjection : $33 \pm 3.2^\circ$)	Lobée (angle d'éjection : $50 \pm 3^\circ$)	Tendue (angle d'éjection : $33 \pm 3.2^\circ$)
Réglages lanceur	Puissance max Position 6	Puissance max Position 5	P50% max Position 6	P50% max Position 5

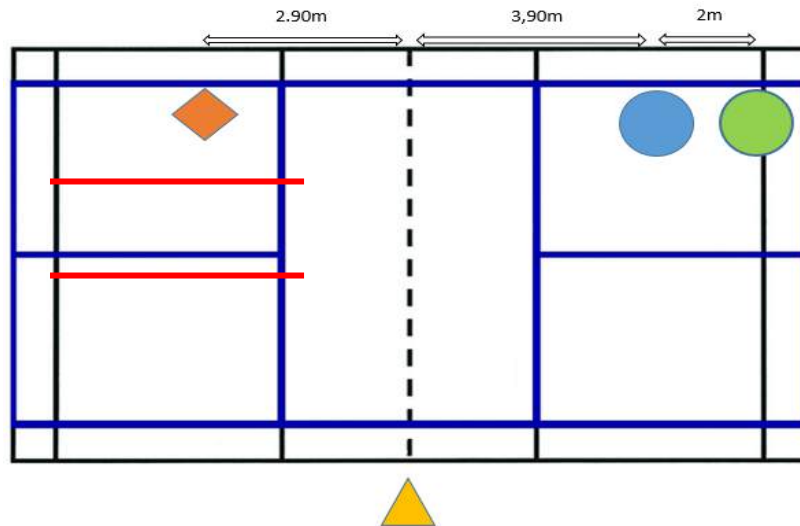


Figure 5: Dispositif expérimental: représentant : la caméra vidéo au niveau du filet, perpendiculaire à la longueur du terrain (Triangle jaune) ; le lanceur de volant (losange orange) disposé 1m derrière la ligne de service, avec le pied gauche sur le couloir latéral et les zones de frappes , fond de court (cercle vert) et mi- court (cercle bleu) situées respectivement à 4m et 2m derrière la ligne de service, et à 8,80m et 6,80m du lanceur de volant. Enfin, la zone cible dans le couloir central (2m) était matérialisée par des plots (couloir rouge).

II.3 Matériel :

Une machine lanceuse de volant (BKL, Badenko®, France) a été utilisée afin d'avoir un lancer reproductible et quantifiable lors du protocole (Fig.5). En effet, il est possible de régler plusieurs paramètres de la machine comme la puissance, la fréquence et l'angle d'éjection du volant. Afin de réaliser les trajectoires en fond de court le lanceur était réglé sur la puissance maximale, puis à 8 (50% de la puissance maximale) pour réaliser les conditions mi-court. Ensuite, la trajectoire lobée et la trajectoire tendue étaient respectivement réalisées en réglant le lanceur en position 6 (i.e. angle d'éjection de $50^{\circ} \pm 3^{\circ}$) et 5 (i.e. angle d'éjection de $33^{\circ} \pm 3.2^{\circ}$). Enfin la fréquence d'éjection du volant était réglée sur 1 volant toutes les 2.5 secondes. Le réglage se faisant manuellement, il est opérateur dépendant, et engendre des différences de fréquence entre les sujets, mais cette fréquence a été choisie pour que l'éjection du deuxième volant n'intervienne pas avant la fin du geste du joueur.



Figure 6: Lanceur de volant BKL (Badenko)

L'acquisition des paramètres temporels de l'essai (i.e. moment d'éjection du volant, moment impact volant/raquette) a été effectuée grâce à une caméra vidéo « grand angle » (AEE SD100, 60Hz, AEE-Magicam, Altiva®, Séné, France) positionnée au niveau du filet de façon à pouvoir observer le joueur et la machine simultanément.

L'acquisition des données électromyographiques (EMG) des douze muscles suivants ; *flexor carpi ulnaris* (FlexC), *brachioradialis* (BrRad), *biceps brachii* (Bicps), *triceps brachii* chef long (TriLg), *del-toïdeus* antérieur (DeltA), *deltoïdeus* moyen (DeltM), *deltoïdeus* postérieur (DeltP), *pecto-ralis major* (Pect), *trapezius* supérieur (TrapS), *trapezius* inférieur (TrapI), *infraspinatus* (In-fraSp) , *latissimus dorsi* (LatDo), a été réalisée grâce à un système Trigno Wireless System (Delsys® Inc., Boston, MA, USA) composé d'électrodes sans fil (123mm x 69mm x 20mm, 157g) et d'une mallette portable permettant l'acquisition à une fréquence de 2000Hz. Ce dispositif était relié à un ordinateur portable (HP Packard Bell, EliteBook) possédant le logiciel d'acquisition Captiv-L7000 (TEA®, Vandoeuvre, France). La pose de ces électrodes était effectuée selon les normes recommandées par la « Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) » (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000) et comme recommandé par Sèze et Cazalets (2008) pour le *latissimus dorsi*. Avant la pose de l'électrode il était réalisé un rasage et un desquamage de la peau au niveau de la zone de la pose de l'électrode ainsi que l'application d'une compresse d'alcool afin de réduire l'impédance de la peau. De plus, un sparadrap hypoallergénique (3M « Blenderm », Laboratoires 3M, Cergy-Pontoise, France) était placé au-dessus de l'électrode comme fixation supplémentaire de l'électrode afin de limiter les mouvements de l'électrode (Fig.6). Enfin, au début et à la fin de chaque essai, un « pitch » était donné sur l'électrode n°9 (Pect) devant la caméra afin de créer un artefact sur le signal EMG et de pouvoir par la suite synchroniser la vidéo avec les données EMG.



Figure 7: Représentation de la disposition des électrodes vue de profil (A) et vue postérieure (B).

II.4 Traitement des données :

II.4.1 Traitement vidéo :

Le traitement des données vidéo a été réalisé avec le logiciel Kinovea-0.8.15 où les temps d'éjection du volant (Téjection), le moment d'impact entre le volant et la raquette (Timpact) étaient repérés, ainsi que les pitch de début et de fin d'essai. Ces données permettent le calcul du temps de vol (i.e. durée Téjection-Timpact) pour chaque smash et chaque condition ainsi que de délimiter chaque cycle qui correspond à la durée entre deux éjections. La fréquence d'acquisition de la caméra étant de 60Hz, une marge d'erreur de 0.04 sec est présente sur ces données.

II.4.2 Extraction des synergies musculaires:

Les données EMG recueillies à une fréquence de 2000Hz ont été filtrées et traitées grâce au logiciel Matlab (R2014b, MathWorks). Tout d'abord les données ont été filtrées avec un filtre de type Butterworth de 4eme ordre, passe bande 50-400Hz, rectifiées, puis refiltrées avec un filtre de type passe bas à 5Hz. Les enveloppes de ces signaux EMG étaient ensuite retenues et normalisées en fonction de la moyenne des pics. L'importation des données temporelles extraites grâce à la vidéo permettaient ensuite de synchroniser les données et de définir les cycles (i.e. smash) sélectionnés. Enfin les enveloppes EMG étaient interpolées afin de normaliser temporellement les cycles sur 200 points.

La sélection de 10 à 12 cycles à extraire pour chaque condition a été effectuée à la fois de manière qualitative en observant la qualité des enveloppes EMG et de manière quantitative

en sélectionnant des cycles ayant la même durée de temps de vol. Ces 10 cycles étaient toujours des cycles situés entre le 3ème smash et le 20ème. Pour chaque sujet les synergies ont été extraites pour chaque condition séparément, puis sur l'ensemble des 4 conditions.

L'extraction des synergies a été réalisée par factorisation matricielle non négative (NMF) (1), qui est un algorithme créé par Lee et Seung (2001), et qui a pour objectif de recréer le pattern EMG en décomposant la matrice initiale de données EMG (E) (i.e. les enveloppes des cycles sélectionnés des 12 muscles) en une matrice de vecteurs des synergies (W) et une autre matrice de coefficients d'activation des synergies (C). Enfin l'erreur résiduelle (e) est ajoutée au produit des deux matrices créées.

$$\begin{aligned} E &= WC + e \\ \min_{\substack{W \geq 0 \\ C \geq 0}} \|E - WC\|_{FRO} \end{aligned} \quad (1)$$

Les vecteurs représentent le poids de chaque muscle dans la synergie, et les coefficients d'activation représentent l'activation temporelle de la synergie au cours du cycle. L'algorithme a pour objectif d'optimiser les matrices W et C afin d'obtenir la solution de reconstruction possédant l'erreur la moins élevée en cherchant la norme de Frobenius ($\min \| \cdot \|_{FRO}$) (i.e. somme des éléments de la matrice au carré) minimale. De plus, l'algorithme est itéré de 1 à 12 synergies. Pour chaque itération la variance expliquée (Variability Account For (VAF)) est calculée à partir de la formule suivante (2) :

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^n (\epsilon_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^n (E_{i,j})^2} \quad (2)$$

dans laquelle l'indice i est itéré de 1 à p (i.e. nombre de muscles étudiés), et où j va de 1 à n (i.e. nombre de points dans le temps). La VAF est utilisée car elle est sensible à la fois à la similitude des formes des patrons EMG, mais également à leur amplitude (EMG initiaux vs EMG reconstruits) alors que le R^2 est uniquement sensible à la similitude de la forme des patrons (Torres-Oviedo, Macpherson & Ting, 2006).

La détermination du nombre de synergies s'effectue en comparant la VAF calculée de chaque itération de l'algorithme. Le nombre de synergies retenu est obtenu lorsque la VAF est supérieure 90% avec une incrémentation inférieure à 5% pour $s+1$ synergies (Torres-Oviedo et al., 2006). Visuellement, un point d'inflexion doit être observé au niveau du nombre de

synergies correspondant aux critères précédents(Fig.8). Dans l'exemple suivant, le nombre de synergies à extraire est de 3, car tous les critères sont respectés.

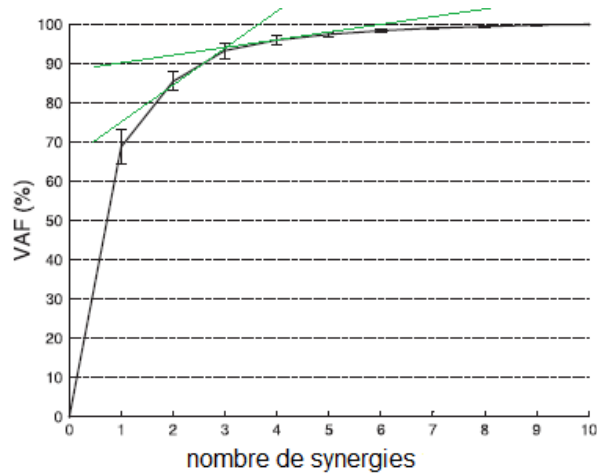


Figure 8 : Evolution de la variance expliquée (VAF) en fonction du nombre de synergies extraites. Adapté de Hug et al. (2011).

II.5. Statistiques :

Tout d'abord, une analyse statistique du temps de vol à travers les différentes conditions a été effectuée à l'aide de la méthode d'analyse de la variance (ANOVA) à mesures répétées. Parallèlement, l'analyse du nombre de synergies en fonction des conditions et des groupes a été réalisée à l'aide d'un test de Chi-2.

Ensuite, l'extraction des pics principaux des synergies à l'aide du logiciel Matlab R2014b a été réalisée, et a permis l'analyse de la similarité des vecteurs des synergies au cours des conditions a été mesurée statistiquement à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson, pour chaque synergie et chaque condition par sujet. Pour que deux vecteurs musculaires (normalisés sur 200 points) soient considérés comme similaires, il faut que le coefficient de corrélation $r = 0.71$ ou plus. Cette valeur correspond à la valeur critique du r pour 10 degrés de libertés (ddl), qui correspondent au nombre de muscles étudiés (i.e. 12), moins deux ddl, à $p=0.01$ dans la table de Bravais-Pearson. Cette méthode a été utilisée et validée par Safavynia & Ting (2012) ainsi que par Frère & Hug (2012).

Enfin, afin de mesurer les adaptations temporelles des synergies en fonction des conditions et du niveau d'expertise, la méthode d'ANOVA à mesures répétées a été appliquée

sur les pics principaux des synergies extraits précédemment. Pour toutes les analyses statistiques effectuées présentant un résultat significatif, un test post-hoc de Scheffé a été réalisé, compte tenu du nombre réduit de sujets surtout dans les analyses des groupes séparément. Le test post-hoc étant le plus conservateur, c'est pour cela qu'il a été choisi.

III. Résultats :

III.1 Analyse des variables temporelles :

Le temps de vol moyen (i.e. durée entre l'éjection du volant et l'impact volant/raquette) pour chaque condition et pour chaque sujet a été calculé, et analysé statistiquement à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées. Les résultats de cette analyse montrent une différence significative ($p < 0.001$) de temps de vol entre chaque condition (Fig.9). Les temps de vols sont respectivement de $1.70 \pm 0.3s$ pour la condition fond de court avec trajectoire lobée (C1), $1.19 \pm 0.08s$ pour la condition fond de court avec trajectoire tendue (C2), $1.35 \pm 0.08s$ pour la condition mi-court avec trajectoire lobée (C3) et $0.90 \pm 0.09s$ pour la trajectoire mi-court avec trajectoire tendue.

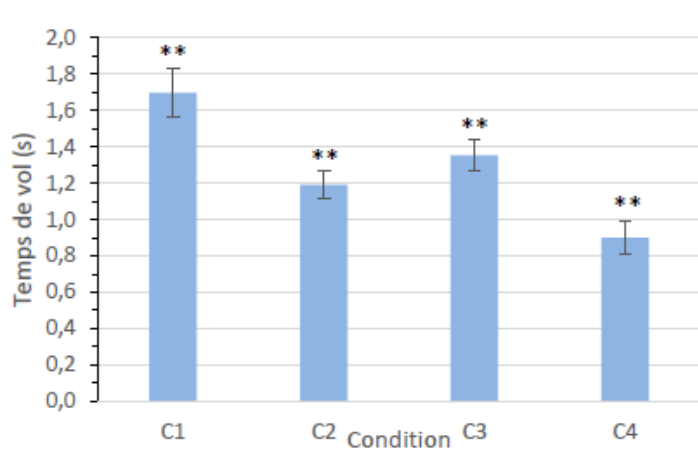


Figure 9: Représentation du temps de vol moyen (s) en fonction des 4 conditions (C1 à C4). Les tests Post-Hoc de Scheffé mettent en évidence une différence significative ($p < 0.001$) entre chaque condition).

III.2 Détermination du nombre de synergies musculaires:

En suivant la méthode de détermination du nombre de synergies à extraire en examinant la VAF (i.e. $VAF > 0.90$ et/ou pas d'incrémentaire supplémentaire de 5% pour $s+1$ synergie) tous les sujets experts présentent 4 synergies musculaires (Fig.10a) hormis un sujet, dans une seule condition. Pour le groupe entraîné, la variabilité est plus importante (Fig.10b). Un test de Chi-2 a montré une différence significative ($p=0.02$) de la répartition du nombre de synergies, toutes conditions confondues. Cependant, la valeur moyenne du nombre de synergies pour le groupe entraîné et le groupe expert était semblable, respectivement 3.94 ± 0.55 et 3.95 ± 0.22 . L'extraction de 4 synergies a donc été choisie, et la VAF pour 4 synergies retenue. Le tableau 2 montre les valeurs moyennes de VAF pour les deux groupes (i.e. entraînés et experts) pour chacune des conditions. L'analyse ANOVA à mesures répétées

n'a montré aucune différence de VAF entre les conditions, que ce soit pour le groupe entier (i.e. les 10 sujets) ($F=0.40$; $p=0.75$), ou pour les groupes séparément ($F=0.52$; $p=0.68$). De plus, aucune différence significative de VAF n'a été mise en évidence entre les groupes de niveau ($F=3.69$; $p=0.15$).

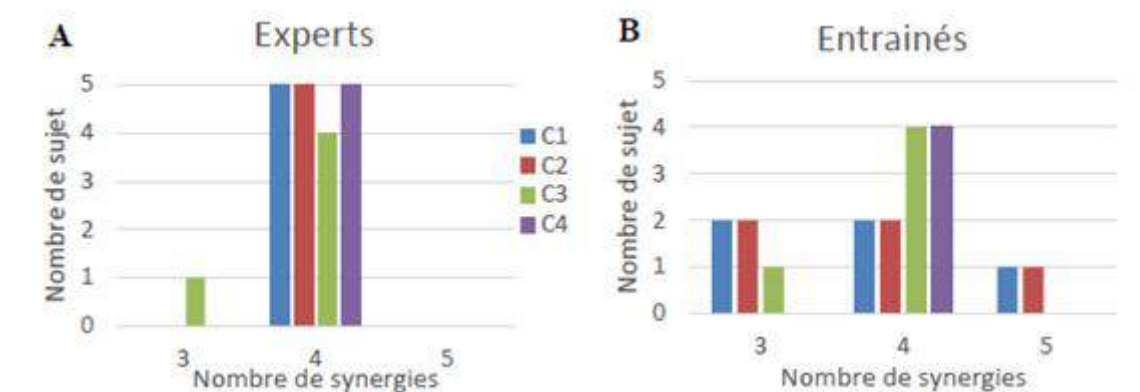


Figure 10: Répartition du nombre de sujets par nombre de synergies (3 ; 4 ou 5) en fonction des conditions (C1 à C4) pour le groupe expert (A) et le groupe entraîné (B).

Tableau 2: Valeurs moyennes de la variance expliquée (VAF) extraites pour 4 synergies musculaires, pour chaque groupe séparément (Entraîné et Expert) et pour le groupe entier de participants (Total).

Groupe	Condition 1	Condition 2	Condition 3	Condition 4
Entraîné	0.88 ± 0.03	0.88 ± 0.02	0.88 ± 0.02	0.88 ± 0.03
Expert	0.90 ± 0.02	0.91 ± 0.03	0.92 ± 0.03	0.90 ± 0.03
Total	0.89 ± 0.02	0.90 ± 0.03	0.90 ± 0.03	0.89 ± 0.03

III.3 Similarité des vecteurs des synergies musculaires :

La comparaison des vecteurs des synergies musculaires à travers les conditions par corrélation montre une valeur moyenne de r de 0.86 ($r_{\min}=0.75$, $r_{\max}=0.93$) pour la synergie 1 (#1), 0.77 (0.68 ; 0.86) pour la synergie 2 (#2), 0.78 (0.68 ; 0.85) pour la synergie 3 (#3) et 0.71 (0.60 ; 0.77) pour la synergie 4 (#4) (Tab.3). Ces valeurs sont toutes supérieures à la valeur critique de r pour 10 degrés de liberté d'après la table de Bravais-Pearson, qui est de 0.71. En séparant les deux groupes, le groupe entraîné présente des valeurs de 0.78 (0.65 ; 0.92) pour #1, 0.75 (0.65 ; 0.85) pour #2, 0.76 (0.65 ; 0.84) pour #3 et 0.83 (0.76 ; 0.87) pour #4 alors que les corrélations moyennes du groupe expert sont respectivement de 0.92 (0.87 ; 0.94) pour #1, 0.74 (0.57 ; 0.89) pour #2 ; 0.78 (0.58 ; 0.90) pour #3 et 0.62 (0.40 ; 0.69) pour #4. Pour les deux groupes les valeurs moyennes de corrélation sont au-dessus de la valeur critique

pour les 3 premières synergies, en revanche pour la 4ème synergie, le groupe experts possède une variabilité plus importante des vecteurs en fonction des conditions ($r=0.62$), alors que le r du groupe entraîné est toujours supérieur à la valeur critique ($r=0.78$).

Tableau 3: Valeurs moyenne (min-max) du coefficient de corrélation r de Pearson des vecteurs des quatre synergies extraites, en fonction des différentes conditions, pour les groupe séparés (Entraîné et Expert) ainsi que pour tous les sujets regroupés (Total).

Groupe	Synergie 1	Synergie 2	Synergie 3	Synergie 4
Entraîné (n=5)	0.78 (0.65-0.92)	0.75 (0.65-0.85)	0.76 (0.65-0.84)	0.83 (0.76-0.87)
Expert (n=5)	0.92 (0.87-0.93)	0.74 (0.57-0.89)	0.78 (0.58-0.90)	0.62 (0.40-0.69)
Total (n=10)	0.86 (0.75-0.93)	0.77 (0.68-0.86)	0.78 (0.68-0.85)	0.71 (0.60-0.77)

Après avoir vérifié la similarité des vecteurs des synergies musculaires à travers les conditions, l'extraction des vecteurs musculaires des 4 synergies sur les synergies extraites sur toutes les conditions confondues a été réalisée pour chaque sujet. L'ANOVA à mesures répétées ne montre pas de différence significative ($F=0.74$; $p=0.56$) de VAF entre l'extraction des synergies extraites sur l'ensemble des conditions (Tab.4) et l'extraction des conditions séparément. La figure 11, montre les vecteurs des synergies musculaires sur l'ensemble des

Sujet	VAF
W_{s1}	0.88
W_{s2}	0.87
W_{s3}	0.90
W_{s4}	0.88
W_{s5}	0.88
W_{s6}	0.86
W_{s7}	0.91
W_{s8}	0.86
W_{s9}	0.88
W_{s10}	0.93
Moy	0.88 ± 0.02

Tableau 4: VAF pour l'extraction de 4 synergies musculaire sur le dataset (i.e. toutes les conditions) pour chaque sujet (W_s).

conditions pour chaque sujet (W_s) ainsi que la moyenne des vecteurs (W_m) par synergie, pour tous les sujets. Cette comparaison met en évidence une variabilité importante des vecteurs des synergies en fonction des sujets. Cependant, certaines similarités peuvent être remarquées visuellement pour certains muscles dans des synergies précises. Ainsi, dans la première synergie (#1), le *trapezius* supérieur, l'*infraspinalis*, semblent être les muscles les plus impliqués, accompagnés du *trapezius* inférieur et du *biceps brachii*. Cela correspond à la rotation externe et à l'abduction de l'épaule pour les 3 premiers muscles cités, et à la flexion du coude pour le *biceps brachii*. Dans la seconde synergie (#2), on retrouve le *biceps brachii* ainsi que le *brachioradialis* qui ont pour rôle la flexion du coude. Ensuite, le *flexor carpi ulnaris* ainsi que le *latissimus dorsi* semblent être les muscles les plus sollicités dans la troisième synergie (#3) accompagnés du *triceps brachii* et du *pectoralis major*. Enfin, la quatrième synergie (#4) montre moins de muscles prépondérants, même si les trois *deltoïdeus* (i.e. antérieur, médian et postérieur) sont activés chez la plupart des sujets.

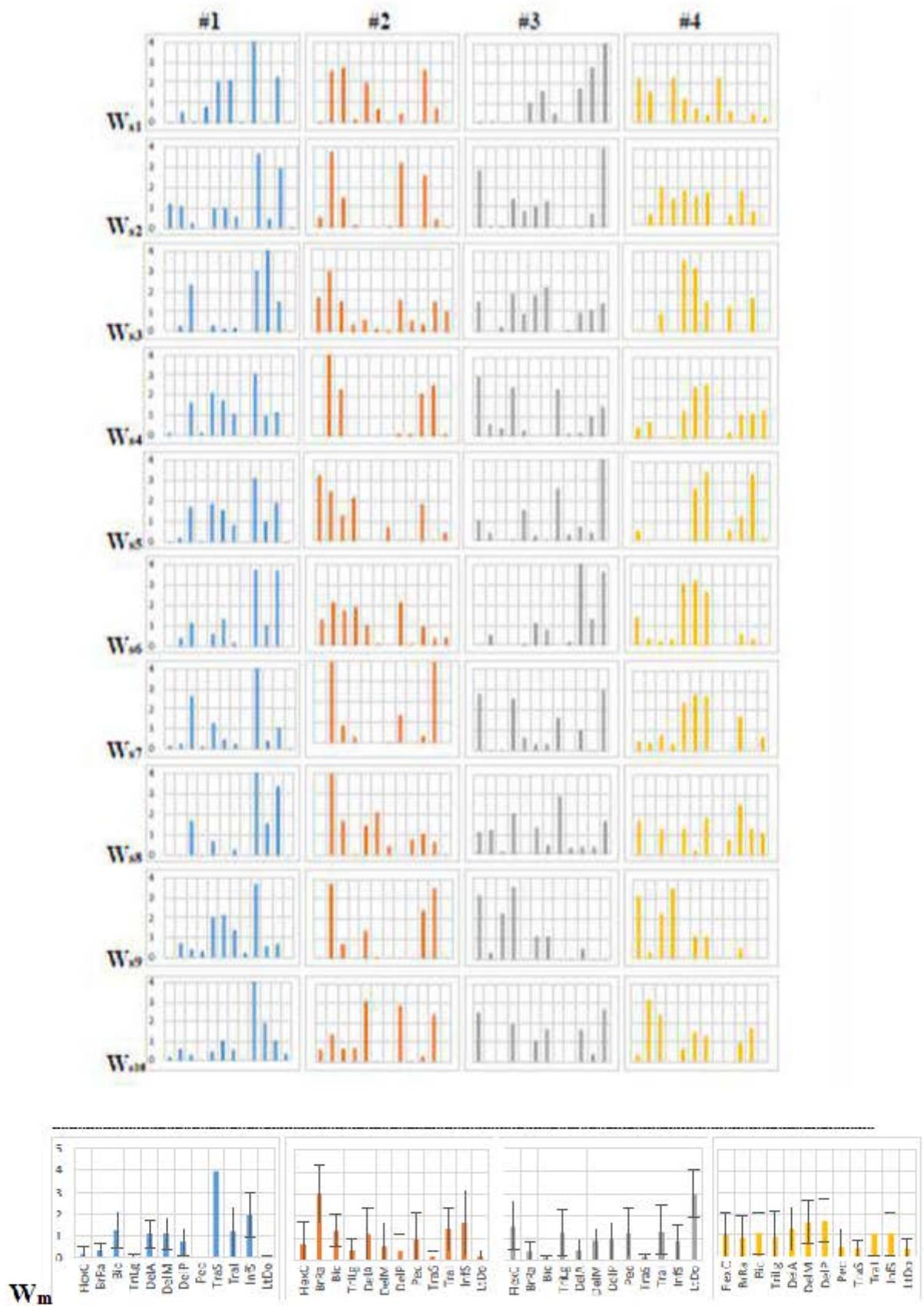


Figure 11: Comparaison des vecteurs des douze muscles (unité arbitraire) pour chaque synergie (#1 à #4) toute condition confondue entre les sujet (Ws1 à Ws10, ainsi que pour le groupe entier (Wm ; moyenne des 10 sujets). Mise en évidence de la variabilité des vecteurs entre les sujets, malgré un nombre de synergies musculaires commun.

III.4 Adaptation temporelle des synergies musculaires :

III.4.1 Modulation temporelle des pics des coefficients des synergies :

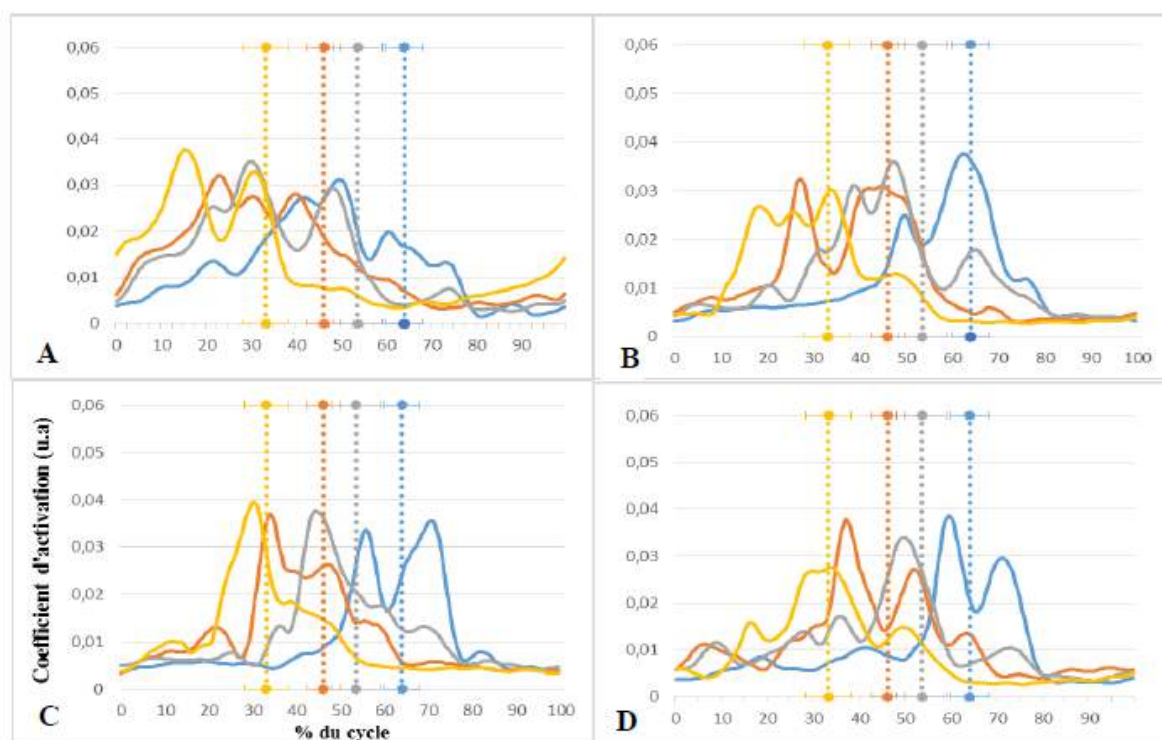


Figure 12: Evolution de l'activation temporelle moyenne de chaque synergie (A:S1; B:S2; C:S3; D:S4) en fonction des quatre conditions (C1:bleu; C2:orange; C3:gris et C4:jaune) avec le moment d'impact correspondant (lignes en pointillés).

La figure.12 représente l'évolution du moment d'apparition du pic de chaque synergie en fonction des quatre conditions et du moment d'impact volant/raquette. Plus la contrainte temporelle augmente plus le pic survient tôt dans le cycle et ce pour les quatre synergies. En revanche l'analyse statistique (ANOVA à mesures répétée) a montré que la position du pic par rapport au moment de l'impact ne variait pas significativement à travers les conditions pour les quatre synergies. Le décalage des synergies musculaires et donc identique à celui du moment de la frappe.

Afin de mesurer la modulation temporelle des coefficients des synergies en fonction des conditions, la recherche du ou des pics principaux a dans un premier temps été réalisée. A partir de ces mesures la figure.13 a été réalisée et montre le pourcentage du cycle auquel le pic principal de chaque synergie apparaît (cf. Annexe 1 pour le tableau détaillé). Les tests Post-Hoc de Scheffé montrent une différence significative du temps d'apparition du pic en fonction de chaque condition pour les quatre synergies à l'exception de la différence entre la condition 2 et la condition 3 ($p=0.21$ pour S1 ; 0.20 pour S2 ; 0.12 pour S3 et 0.19 pour S4). La synergie #1 possédant 2 pics d'activation, une analyse ANOVA de la durée entre ces deux

pics a été effectuée et ne montre aucune différence significative de durée inter-pic en fonction des conditions (Fig.14). Le temps entre les deux pics (% de cycle) pour les quatre conditions est respectivement de $20.8 \pm 3.4\%$ pour C1, $19.7 \pm 3.8\%$ pour C2, $20.8 \pm 3.9\%$ pour C3 et $20.3 \pm 4.5\%$ pour C4.

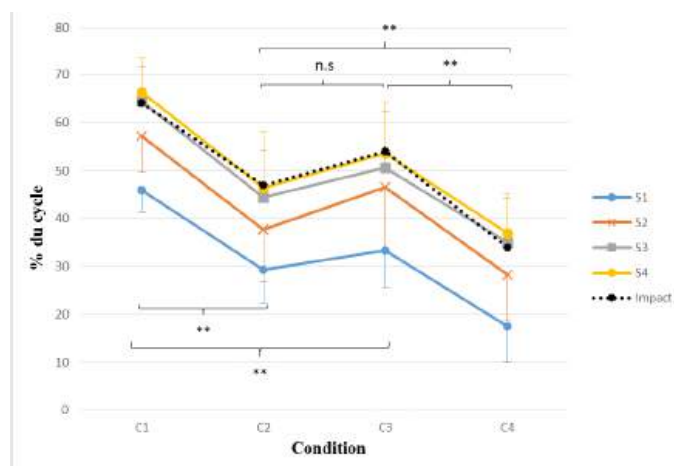


Figure 13: Evolution de l'apparition du pic du coefficient de chaque synergie (S1, bleue ; S2, orange ; S3, grise ; S4, jaune) au cours des différentes conditions (C1 à C4), en pourcentage de cycle (%). Mise en évidence des différences significatives de temps d'apparition du pic entre les conditions (* pour $p < 0.05$, » et ** pour $p < 0.01$).

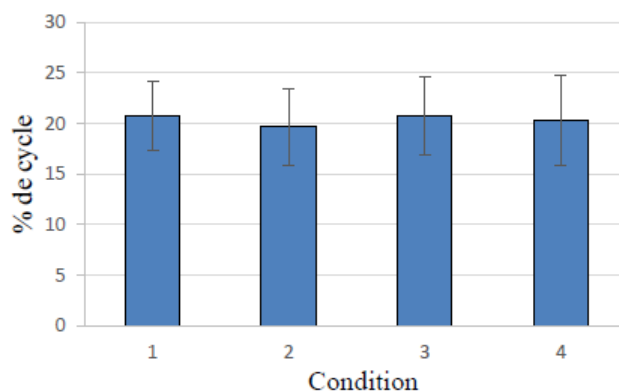


Figure 14: Durée (% de cycle) entre les deux pics principaux de la synergie #1 en fonction des quatre conditions.

III.4.2 Effet de l'expertise sur la modulation des pics :

En séparant les deux groupes d'expertise (i.e. entraîné et expert), une similitude du temps d'apparition des pics des quatre synergies en fonction des conditions est mise en évidence (Fig.15). Les pics apparaissent légèrement plus tard chez les experts par rapport aux entraînés notamment lors de la troisième condition (C3) mais l'analyse ANOVA à mesures répétées ne montre pas de différence significative par rapport au temps du pic du groupe entraîné.

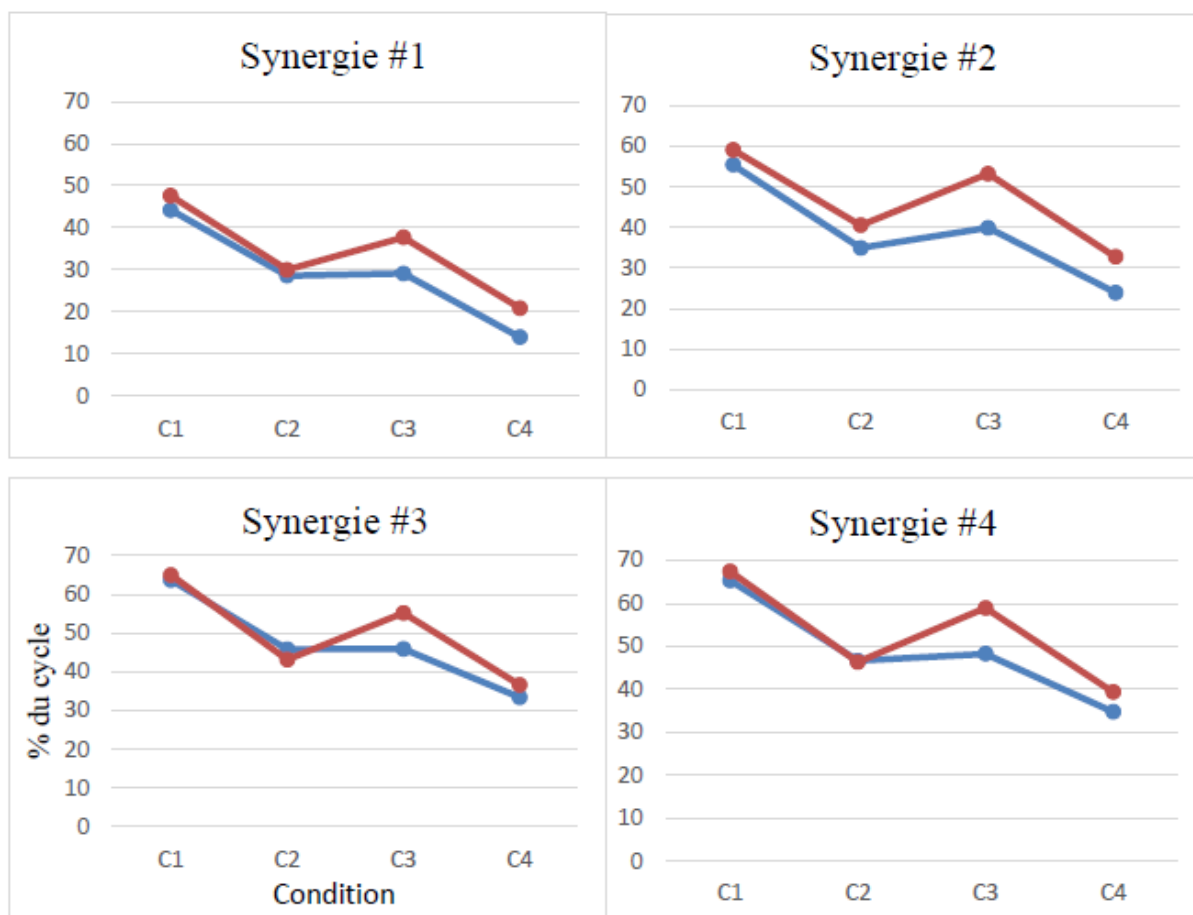


Figure 12: Evolution du temps d'apparition du pic maximal (% de cycle) en fonction des conditions, pour le groupe entrainé (bleu) et le groupe expert (rouge).

IV. Discussion :

L'objectif de cette étude était de mettre en évidence les coordinations musculaires du membre supérieur lors du smash en badminton et d'observer l'impact des contraintes spatio-temporelles sur ces coordinations. Enfin, l'étude cherchait à comparer cet impact chez des joueurs de niveau régional (i.e. entraînés) et de niveau national/international (i.e. experts).

Le résultat principal de cette étude, est que le smash met en jeu quatre synergies musculaires aussi bien chez les sujets experts qu'entraînés. De plus, le nombre de synergies ne varie pas avec la pression temporelle. Enfin, le niveau d'expertise n'a pas semblé influencer les adaptations des synergies en fonction de la pression temporelle.

IV.1 Identification du nombre de synergies musculaires :

L'algorithme de factorisation matricielle non-négative des enveloppes musculaires des signaux EMG des 12 muscles étudiés a permis de mettre en évidence quatre synergies musculaires pour tous les sujets sur chaque condition. Cependant, il est important de souligner le caractère opérateur dépendant de cette méthode (Tresch, Cheung & d'Avella, 2006). Tout d'abord, l'analyse est effectuée sur les enveloppes des signaux EMG ce qui rend le choix du filtrage important car ce dernier va plus ou moins lisser l'enveloppe. Dans cette étude, un filtre passe bas à 5hz a été appliqué afin de supprimer au maximum la présence d'artefacts dû à la vitesse du geste ainsi qu'à l'impact au moment de la frappe. Ensuite la normalisation des enveloppes est réalisée par rapport à la moyenne des pics des cycles de chaque signal EMG. L'intensité d'activation EMG n'est donc pas directement étudiée, mais plutôt les changements d'amplitude. Ces variables vont donc impacter le nombre de synergies à extraire. En effet, les critères de sélections (i.e. VAF supérieure à 90% sans incrémentation de 5% pour s+1 synergies) ne sont pas toujours remplis simultanément. Il faut donc faire un choix en se basant sur le point d'inflexion de la courbe d'évolution de la VAF en fonction du nombre synergie (cf.Fig.8). Dans le cas présent, la majorité des sujets présentait un nombre de quatre synergies, hormis le sujet 3 qui montrait trois synergies pour toutes les conditions. Cependant, l'extraction de 4 synergies pour tous les sujets a été choisie (Annexe 2). D'Andola et al. (2013) avait mis en avant deux synergies musculaires pour une tâche d'attraper de balle en hauteur, tâche qui peut se comparer au geste que doit effectuer le badiste pour amener la raquette dans la zone où va se produire l'impact avec le volant mais qui dans ce cas n'est qu'une partie du geste global (i.e. le smash) qui a pour but de produire une frappe à l'aide d'un engin (i.e. la raquette) et qui plus est avec un projectile à intercepter (i.e. le volant) qui a

une trajectoire plus incertaine qu'une balle. Toutes ces variables expliquent le fait que le nombre de synergies musculaires lors du smash soit supérieur à la tâche d'attraper de balle. En effet, Clark et al. (2010) ont montré que le nombre de synergies augmentait en fonction de la complexité de la tâche. La variabilité du nombre de synergies étant supérieure pour le groupe entraîné par rapport au groupe expert aurait pu témoigner d'une perturbation dans la complexité du geste chez les sujets entraînés alors que les sujets experts présentaient une robustesse importante à travers les conditions (Fig.10). Cependant, l'absence d'effet de la condition sur le nombre de synergies, corrobore cette hypothèse. Ce résultat se retrouve également lors de la comparaison de la VAF en fonction des conditions (Tab.2). Cette dernière reste constante à travers les quatre conditions, témoignant d'un maintien de la capacité à reconstruire les signaux EMG avec le même taux d'erreur, sans effet du niveau d'expertise.

Le smash présente donc le même niveau de difficulté peu importe la pression temporelle si on se réfère à la relation entre la complexité du geste et le nombre de synergies. Cependant, plus le niveau d'expertise augmente plus le nombre de synergies et donc la complexité du geste est constante en fonction de la contrainte spatio-temporelle. Ces résultats sont en accords avec les résultats de Sakurai et Ohtsuki (2000) qui montrent une plus grande constance dans le recrutement musculaire pour les sujets entraînés par rapport aux sujets novices.

IV.2 Analyse des vecteurs des synergies musculaires :

IV.2 .1 Similarité des vecteurs musculaires :

La similarité entre les conditions des vecteurs (i.e. poids musculaires) des synergies de chaque sujet a été mesurée par des corrélations entre chaque condition (Tab.3). En moyenne, les poids musculaires étaient corrélés pour toutes les conditions. Il est donc possible de considérer que les vecteurs des synergies sont robustes à travers les conditions et donc à travers les différentes contraintes spatio-temporelles. Cela conforte l'idée selon laquelle la composition du geste n'est que peu affectée par ces contraintes. L'extraction des synergies sur l'ensemble des conditions (i.e. data-set) pour chaque sujet a donc été réalisée. La variance expliquée ne montre pas de baisse significative par rapport aux synergies extraites individuellement pour chaque condition. Ces résultats sont en accord avec d'autres travaux (Hug et al. (2011); Torres-Oviedo et al. (2006)) qui montrent que lors de tâches avec des contraintes mécaniques

ou temporelles variables, les vecteurs musculaires restent relativement fixes, ce qui témoigne d'une robustesse des programmes moteurs. Cela témoigne également d'un ancrage profond des synergies musculaires au niveau du système nerveux central qui permettrait à l'individu de répondre à une gamme de contraintes mécaniques différentes à l'aide de synergies recrutant des muscles précis avec une implication fixe (i.e. poids musculaires). Ainsi le contrôle moteur serait bel et bien facilité par les synergies musculaires car l'individu serait capable grâce à une organisation fixe de répondre à une multitude de contraintes.

IV.2.2 Inter variabilité des vecteurs musculaires

Les vecteurs musculaires étant robustes à travers les différentes conditions, la comparaison des vecteurs entre les sujets a été réalisée sur le dataset complet (Fig.11). Bien que tous les sujets possèdent quatre synergies, les muscles impliqués dans chacune d'entre elles ne sont pas toujours les mêmes suivant les sujets. En effet, chaque synergie semble solliciter certains muscles principaux pour la plupart des sujets, mais variabilité dans l'activation d'autres muscles suivant les sujets est également observée. Ainsi, la première synergie activée dans le temps semble correspondre à la phase d'armé, et sollicite principalement le *trapezius supérieur*, accompagné de l'*infraspinatus* et du *biceps brachii*. Ces muscles ont respectivement des rôles d'abducteur de la scapula, afin de permettre l'abduction du bras, de rotateur externe du bras et de fléchisseur du coude. Cependant, chez certains sujets comme le S4 ou S6, les *deltoïdeus* jouent également un rôle important dans cette synergie, ce qui est compréhensible étant donné que le *deltoïdeus*, notamment médian, a pour rôle principal l'abduction du bras. La seconde synergie quant à elle met principalement en jeu les fléchisseurs du coude que sont le *brachioradialis* et le *biceps brachii* et correspondrait à la fin de la phase d'armé lors de laquelle le coude est en flexion maximale. Enfin, le *trapezius inférieur*, responsable de la sonnette latérale de la scapula et permettant d'augmenter l'amplitude de l'abduction du bras serait sollicité dans cette synergie. La troisième synergie musculaire est celle qui correspondrait à la frappe et elle met en jeu le *latissimus dorsi*, le *triceps brachii* ainsi que le *flexor carpi ulnaris*, qui permettent respectivement de produire l'adduction et la rotation interne du bras, l'extension du coude et la flexion du poignet. Ces trois muscles sont accompagnés par le *pectoralis major* qui a également un rôle de rotateur interne et d'adducteur du bras. Enfin, la dernière synergie semble mettre en jeu les *deltoïdeus* qui ont à la fois un rôle stabilisateur et freinateur en plus de celui d'abducteur du bras afin de faciliter le retour en position initial en fin de mouvement. Cependant, les *deltoïdeus* sont présents dans plusieurs synergies et leur activation dans l'une

ou l'autre des synergies varie selon les sujets, ce qui est dû en partie aux multiples rôles qu'ils remplissent au cours du smash.

Initialement, une analyse cinématique à l'aide de centrales inertielles avait été prévue dans l'étude en complément de l'acquisition électromyographique. Cela aurait permis d'avoir une mesure du geste et de vérifier si les variations d'activation EMG sont liées à des gestuelles différentes ou non. Cependant, le dispositif ne pouvant acquérir des données qu'à une fréquence maximale de 128 Hz, les mesures n'étaient pas exploitables en raison de la rapidité de la gestuelle de smash.

La variabilité interindividuelle obtenue est importante. Malgré un même nombre de synergies musculaires les joueurs ont toutefois des vecteurs musculaires différents les uns et des autres. En premier lieu, cette différence peut témoigner de différences techniques. En effet, le smash est un geste en chaîne durant laquelle l'individu doit gérer un grand nombre de degrés de liberté en comparaison à des tâches fermées, comme le pédalage en cyclisme ou le ramage en aviron. De ce fait, la réalisation du geste varie suivant les individus en raison de la morphologie et de l'apprentissage qui a été effectué. Cela se traduit par des différences de sollicitations musculaires et des coordinations musculaires légèrement différentes selon les joueurs. L'apprentissage demande un processus d'encodage progressif de nouveaux programmes moteurs. Bernstein (1967) a montré qu'il existait différentes phases dans l'apprentissage d'un nouveau geste. Tout d'abord l'individu « gèle » les degrés de liberté, ce qui donne un geste frustré, puis peu à peu il « dégèle » ces degrés de liberté, rendant le geste de plus en plus fluide. Ainsi, le résultat final est propre à chaque individu. Les études précédentes ont déjà montré cette variabilité interindividuelle sur des tâches apprises notamment chez des gymnastes (Frère & Hug, 2012).

En outre, la variabilité entre les sujets peut également s'expliquer par des effets d'ordres méthodologiques. En effet, le smash est un geste très rapide et très violent ce qui rend l'acquisition EMG délicate. La pose des électrodes et leur fixation influe donc sur la qualité du signal. Le protocole consistant à répéter ce geste centaine de fois, la mise en place des électrodes pouvait être altérée bien qu'elle eut été vérifiée entre chaque série. De plus, de nombreuses petites contractions étaient enregistrées au cours du geste et n'ont pas pu toutes être supprimées au filtrage. L'enveloppe s'en ressentant affectée l'algorithme a plus de difficultés à distinguer les différentes synergies musculaires. Ce phénomène était d'autant plus présent que le geste est rapide donc les synergies musculaires apparaissent dans un délai

très court, surtout concernant les trois dernières. Enfin, contrairement aux études précédentes sur les coordinations musculaires qui sont réalisées sur des tâches cycliques (i.e. pédalage, ramage, marche) ou des tâches posturales entraînant un seul pic d'activation pour chaque synergie, le smash sollicite un même muscle plusieurs fois au cours du geste, ce qui donne plusieurs bouffées par synergie à distinguer pour l'algorithme. Tous ces facteurs peuvent facilement avoir fait basculer un muscle d'une synergie à l'autre en fonction des sujets.

Cependant, le fait que les poids musculaires soient constants à travers les différentes conditions montre que chaque sujet possède sa propre stratégie de fonctionnement qu'il maintient malgré les différentes contraintes, qu'elles soient temporelles ou spatiales. Les joueurs sont donc capables de s'adapter à la contrainte sans altérer le programme moteur de base qui est traduit dans ce cas par les vecteurs musculaires. Cela signifie donc que la prise d'informations, qui renvoie les feedbacks sensoriels au SNC agit sur d'autres variables que les vecteurs musculaires.

IV.3 Adaptation temporelle des coefficients d'activations des synergies musculaires :

IV.3.1 Modulation des coefficients d'activation :

L'analyse du temps d'apparition des pics principaux de chaque synergie montre un décalage temporel en fonction des conditions (Fig. 12). Ces résultats témoignent donc d'une modulation des coefficients d'activations en fonction des contraintes temporelles. De plus, ce constat est valable pour les quatre synergies de manière semblable. Le joueur enclenche donc son geste plus tôt mais sans en changer la composition. L'analyse de la durée entre le pic de chaque synergie et l'impact n'a montré aucune variation significative au cours des conditions. Quant à la durée inter-pic pour les synergies étant activées deux fois, il n'y a pas non plus d'effet de la condition. Il n'y a donc pas de compression des synergies en fonction de la condition mais uniquement un décalage dans le temps. Ces résultats ne sont que partiellement en accord avec l'étude sur l'attrapé de balle menée par D'Andola et al. (2013). En effet, sur les deux synergies identifiées dans leur étude, la première est de nature réactive, c'est-à-dire qu'elle s'active à un délai fixe qui correspond au temps de réaction. Dans notre cas la première synergie qui correspond à la phase d'armé ne s'active pas plus tôt par rapport au moment de la frappe même lorsque la pression temporelle est importante (i.e. condition 4 : mi-court et trajectoire tendue, $T_{vol} = 0.90s$). Deux interprétations peuvent être tirées de ce résultat ; d'un côté les joueurs ayant acquis un niveau d'expertise élevé ont un temps de

réaction très court. D'un autre côté la durée de vol était plus courte dans l'étude sur l'attrapé de balle (i.e. 550 à 750ms), ce qui pourrait suggérer que la contrainte temporelle n'était pas assez importante pour ces joueurs. De plus, l'endroit de réception du volant et la fréquence d'éjection étant fixes, le processus réactif était atténué puisque les joueurs pouvaient se préparer au moins mentalement (toute geste préparatoire supplémentaire avant l'éjection du volant ayant été interdit). Dans tous les cas, les quatre synergies semblent donc être devenues des synergies de type proactif. Les synergies musculaires sont activées à un délai fixe avant l'impact comme dans l'étude d'attrapé de balle.

IV.3.2 Impact du niveau d'expertise :

En distinguant les deux groupes de niveau (i.e. entraîné et expert), aucune différence significative concernant la modulation des synergies musculaires n'a été observée. Ce résultat témoignerait d'un ancrage du geste pour les deux groupes. Les joueurs entraînés sont capables de s'adapter aux contraintes spatio-temporelles de la même manière que les joueurs experts, c'est-à-dire en déclenchant leur geste plus tôt et sans le déstructurer. Ces résultats sont en désaccord avec notre hypothèse de départ. En effet, une dégradation du programme moteur était attendue chez les deux groupes, ou à minima sur le groupe entraîné lors des conditions à forte contrainte temporelle. Il est possible que la différence de niveau ne soit pas assez importante entre les deux groupes. Les joueurs entraînés sont dans les meilleurs régionaux de leur catégorie (i.e. top 6) et possèdent donc des compétences avancées dans la discipline que ce soit au niveau technique, ou au niveau de la prise d'information. Cependant il est également possible que la tâche ne soit pas assez contraignante. En effet, les badistes sont habitués à devoir gérer une pression temporelle importante avec beaucoup de d'incertitude, notamment la zone de frappe visée par l'adversaire. De plus, la zone à visée (i.e. tout le couloir central) n'entraînait pas une difficulté suffisante pour la réalisation d'un smash avec une implication maximale du joueur. Enfin, l'analyse portant uniquement sur le membre supérieur il est possible que si des différences existent entre les deux groupes, elles ne se situent pas dans ce domaine. Le membre supérieur n'est que l'effecteur du geste, il garde donc peut-être son programme moteur intact même en présence d'une contrainte temporelle important alors qu'une dégradation de l'activation temporelle des membres inférieurs ou du tronc est interviens plus rapidement car ils sont sollicités plus tôt dans le mouvement.

IV.4. Implication neurophysiologiques :

Le nombre de synergies à travers les conditions et à travers les sujets montre que les mécanismes contrôlant le geste sont à la fois robustes, mais pas inflexibles. En effet, les résultats de cette étude montrent que les muscles sont recrutés de manière fixe en termes de niveau d'activation et que c'est leur activation temporelle qui va être modulée en fonction des contraintes spatio-temporelles. Ces résultats sont similaires à plusieurs études réalisées dans le domaine sportif (Hug et al., 2011) ou lors d'une tâche locomotrice (Clark et al., 2010) et rejoint la théorie selon laquelle le SNC utiliserait un nombre limité de synergies, afin de produire une action motrice adaptée pour une large gamme de mouvements (Ting & McKay (2007) ; Torres-Oviedo et al. (2006)).

Concernant les origines neurophysiologiques des synergies musculaires les résultats de cette étude confirmeraient le fait qu'elles seraient encodées dans la moelle épinière (Bizzi, Cheung, d'Avella, Saltiel & Tresch, 2008 ; Roh et al. 2011). En effet, la robustesse des poids musculaires à travers les conditions pour tous les sujets témoigne de ce phénomène. La modulation de l'activation temporelle en fonction de la pression spatio-temporelle témoigne de l'implication des centres supra-spinaux dans la modulation des synergies musculaires. Les informations sensorielles (i.e. feed-back) sont apportées et traitées dans le cortex cérébral et le cortex moteur peut moduler l'activation des synergies afin de produire un pattern moteur approprié (Ivanenko, Cappellini, Dominici, Poppele & Lacquaniti, 2005 ; Torres-Oviedo et Ting, 2007). Enfin, le cas du smash en badminton renforce l'idée selon laquelle les synergies musculaires sont organisées et gérées de façon à pouvoir s'organiser rapidement grâce à la prise d'information et à la modulation des synergies musculaires dans un délai très court.

La présente étude montre également la robustesse des synergies musculaires lors d'une tâche apprise, avec une variabilité interindividuelle. Ces résultats, en accord avec Frère et Hug (2012) ainsi que Safavynia et al. (2012), et montre que malgré un apprentissage, les synergies musculaires développées par les individus ont une base commune, ici quatre synergies, puis sont dans un second temps adaptées à chaque individu, ce qui renforce l'hypothèse selon laquelle les centres supra-spinaux sont impliqués dans l'adaptation des synergies. En effet, grâce à leur expérience et leur prise d'information personnelle chaque individu adapte ses synergies musculaires à ses besoins.

IV.5. Applications pratiques :

La similitude en termes de nombre de synergies musculaires pour les deux groupes de niveau permet d'affirmer que sur le plan du contrôle moteur le geste du smash au badminton est de même complexité. Cela signifie d'une part que le geste est aussi abouti pour les entraînés que les experts mais surtout que la charge que doit supporter le système nerveux central est la même en ce concerne qui le contrôle du membre supérieur.

Ensuite, la robustesse de ces synergies au cours des différentes conditions est le témoin que le programme moteur est robuste, c'est-à-dire que le joueur est capable de frapper de la même façon suivant les contraintes spatio-temporelles. Cependant ce constat est à prendre en compte en termes de coordinations musculaires. Il est possible que le geste varie à d'autres niveaux, cinématique par exemple, et que la réussite du smash soit affectée. En effet, il a été montré que les synergies pouvaient être robustes à travers les contraintes mécaniques (i.e. différentes postures en cyclisme) (Hug et al. 2011). Ainsi, si l'individu change légèrement son geste il est possible que sa performance soit détériorée sans que les synergies soient affectées.

De plus, ni la distance ni la trajectoire ne semblent affecter les coordinations musculaires, peu importe le niveau d'expertise. L'expérience des joueurs les rends capables de s'adapter à plusieurs trajectoires différentes en modulant l'activation temporelle des synergies mais sans changer les poids musculaires. En revanche il est probable que la préparation soit affectée au niveau d'autres segments mis en jeu dans la réalisation du smash. La stratégie du joueur pourrait être d'ajuster les segments (i.e. membre inférieur, tronc) en amont du segment effecteur (i.e. membre supérieur) afin que ce dernier puisse garder la même organisation et ainsi produire une frappe reproductible à travers les différentes conditions spatio-temporelles.

Enfin, il semble que sur le plan technique, la gestuelle du membre supérieur lors du smash soit encodée de la même manière chez des joueurs de niveau régional que chez des joueurs de niveau national. De ce fait, d'autres facteurs peuvent être plus déterminants du smash à développer chez des joueurs ayant déjà acquis un certain niveau de pratique.

V. Conclusion :

Tout d'abord, cette étude a permis d'identifier que le smash semblait être composé de quatre synergies qui contrôlent l'activation de douze muscles du membre supérieur, sans distinction de niveau entre des joueurs de niveau régional et d'autres de niveau national/international.

L'activation de chaque muscle à l'intérieur des quatre synergies musculaires est robuste à travers les différentes conditions spatio-temporelles pour l'ensemble des sujets. En revanche l'activation temporelle subit un décalage équivalent à l'évolution du temps de vol mais sans déformation de la séquence d'apparition des synergies. Ces résultats étayent les études proposant un encodage des synergies musculaires au niveau de la moelle épinière et une modulation effectuée au niveau des centres supra-spinaux, avec la prise en compte de feedback sensoriels (Cheung et al. 2005), principalement visuels dans le cadre du smash.

Les coordinations musculaires, bien que présentant des bases communes en terme de nombre et de certaines activations musculaires, sont tout de même composées différemment en fonction de chaque individu. Cette robustesse est en accord avec d'autres études ayant étudié les coordinations musculaires sur des gestes appris dans le domaine sportif ou celui du contrôle postural qui montre que l'apprentissage permet une adaptation individuelle des coordinations musculaires de base, tout en gardant une base commune (Frère et Hug, 2012).

En revanche, l'analyse du niveau d'expertise sur l'adaptation des coordinations musculaires en fonction des contraintes spatiotemporelles n'a pas montré de différences significatives entre les joueurs de niveau régional et ceux de niveau national. Chacun a été capable d'exécuter le programme moteur qui lui est propre à travers les différentes conditions. Cette similitude peut être le fruit d'une différence de niveau insuffisante entre les deux groupes, mais également du fait que les conditions étaient relativement fermées, sans déplacements et sans imprévisibilité suffisante pour déstabiliser des joueurs de ce niveau d'expertise. Enfin, il est possible également que le membre supérieur étant l'effecteur de la frappe et se situant au bout de la chaîne des différents segments mis en jeu pour réaliser le smash, la stratégie du joueur soit d'adapter le contrôle des différents segments corporels sollicités en amont du membre supérieur afin que ce dernier puisse garder la même organisation et ainsi produire la frappe de manière efficace dans une large gamme de contraintes spatio-temporelles.

Plusieurs perspectives peuvent être envisagées à la suite de cette étude. La première pourrait être de poursuivre l'étude des coordinations musculaires d'autres segments mis en jeu dans le smash, comme les membres inférieurs ou le tronc. Il pourrait également être intéressant de poursuivre l'étude des coordinations du membre supérieur mais cette fois lors de conditions plus ouvertes avec plus d'incertitudes comme des déplacements ou l'introduction d'imprévisibilité sur la zone d'impact et la réduction la taille de la zone cible à viser. La réalisation d'une analyse cinématique parallèlement aux données électromyographiques semble également être nécessaire à la compréhension de la variabilité interpersonnelle de la temporalité des sollicitations musculaires. Enfin, il serait également possible de réaliser le même type d'étude avec une différence de niveau d'expertise plus marquée.

VI. Bibliographie :

Bernstein, N. (1967). *Coordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon.

Bizzi, E., Cheung, V.C.K., d'Avella, A., Saltiel, P., Tresch, M. (2008). Combining Modules for Movement. *Brain Research Reviews*, 57:125-133.

Bizzi, E., & Cheung, V. C. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in computational neuroscience*, 7.

Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.

Cheung V.C., d'Avella A, Tresch M, Bizzi E. Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors. *Journal of neuroscience*, July 25(27):6419–6434.

Cheung, V.C, Piron L, Agostini M, Silvoni S, Turolla A & Bizzi E. (2009). Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 106(46), 19563-19568.

Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *Journal of neurophysiology*, 103(2), 844-857.

D'Andola, M., Cesqui, B., Portone, A., Fernandez, L., Lacquaniti, F., & d'Avella, A. (2013). Spatiotemporal characteristics of muscle patterns for ball catching. *Frontiers in computational neuroscience*, 7. 36

D'Avella, A., & Bizzi, E. (2005). Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 102(8), 3076-3081.

D'Avella, Tresch (2007). Muscle synergies for motor control.

Frère, J., & Hug, F. (2012). Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill. *Frontiers in computational neuroscience*, 6.

Gowitzke, B.A., & Waddell, D.B. (1979). Technique of badminton stroke production. *Science in Racquet Sports*, 17-41.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.

Hug, F., Turpin, N. A., Couturier, A., & Dorel, S. (2011). Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of neurophysiology*, 106(1), 91-103.

Hug, F., Turpin, N. A., Guével, A., & Dorel, S. (2010). Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies. *Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1727-1736.

Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of physiology*, 556(1), 267-282. 37

Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2005). Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *The Journal of neuroscience*, 25(31), 7238-7253

Lee, D. D., & Seung, H. S. (2001). Algorithms for non-negative matrix factorization. In *Advances in neural information processing systems* (pp. 556-562).

Liu, Xiang., Kim., Wangdo & Tan (2002): An analysis of the Biomechanics of Arm Movement during a Badminton Smash. *Ikke, School of Mechanical & Production Engineering, Nan-yang Technological University Singapore*

Ng, G. Y., & Lam, P. C. (2002). A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(8), 399-404.

Roh, J., Cheung, V. C., & Bizzi, E. (2011). Modules in the brain stem and spinal cord underlying motor behaviors. *Journal of neurophysiology*, 106(3), 1363-1378.

Safavynia BS, Torres-Oviedo G, Ting L (2011). Muscles Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation/Summer 2011*.

Safavynia, S. A., & Ting, L. H. (2012). Task-level feedback can explain temporal recruitment of spatially fixed muscle synergies throughout postural perturbations. *Journal of neurophysiology*, 107(1), 159-177.

Sakurai, S., Ohtsuki, T. (2000). Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice. *Journal of Sports Sciences*, 18(11), 901-914.

Sèze, M. P., & Cazalets, J. R. (2008). Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 30(2), 137-143. 38

Sørensen, K., de Zee, M., & Rasmussen, J. (2010, December). A biomechanical analysis of clear strokes in badminton executed by youth players of different skill levels. In *Congress of the International Society of Biomechanics, ISB*.

Tang, H. P., Abe, K. Katoh, K & Ae, M (1995). Three-Dimensional cinematographical analysis of the badminton forehand smash: Movements of the forearm and hand. *Science and racket sports*.

Ting, L. H., & McKay, J. L. (2007). Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current opinion in neurobiology*, 17(6), 622-628.

Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M., & Ting, L. H. (2006). Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *Journal of neurophysiology*, 96(3), 1530-1546.

Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2007). Muscle synergies characterizing human postural responses. *Journal of neurophysiology*, 98(4), 2144-2156.

Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2010). Subject-specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts. *Journal of neurophysiology*, 103(6), 3084-3098.

Tresch, M. C., Cheung, V. C., & d'Avella, A. (2006). Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *Journal of Neurophysiology*, 95(4), 2199-2212.

Tsai, Shaw –Shiun Chang (1998). Biomechanical analysis of differences in the badminton smash and jump smash between Taiwan elite and collegiate players. *ISBS'98 – Conférence Proceedings II Archive*.

Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). Effect of power output on muscle coordination during rowing. *European journal of applied physiology*, 111(12), 3017-3029.

VII. Annexe :

Annexe 1: Représentation du moment d'apparition du pic maximal (% de cycle) pour chaque synergie en fonction des conditions (C1 à C4) pour les différents groupes (Entraînés, Experts et Total)

Synergie 1				
	C1	C2	C3	C4
<i>Entraînés</i>	44.2 ± 4.6	28.6 ± 10.4	29.1 ± 7.6	14 ± 5
<i>Experts</i>	47.6 ± 4.2	28.8 ± 7.0	37.7 ± 7.6	20.9 ± 8.2
<i>Total</i>	45.9 ± 4.5	28.7 ± 8.3	33.4 ± 7.8	17.4 ± 7.4
Synergie 2				
<i>Entraînés</i>	55.4 ± 9	34.9 ± 13.5	39.9 ± 11.6	23.9 ± 7.3
<i>Experts</i>	59.1 ± 6.5	40.5 ± 8	53.2 ± 12	32.7 ± 10.5
<i>Total</i>	57.3 ± 7.7	37.7 ± 10.9	46.6 ± 13.1	28.3 ± 9.7
Synergie 3				
<i>Entraînés</i>	65.3 ± 7.9	46.6 ± 11.7	48.2 ± 9.9	34.7 ± 6.8
<i>Experts</i>	67.4 ± 6.9	46.3 ± 8.6	58.9 ± 11.8	39.3 ± 11.7
<i>Total</i>	66.4 ± 7.1	46.5 ± 9.7	53.6 ± 11.7	37 ± 9.4
Synergie 4				
<i>Entraînés</i>	63.7 ± 6.8	45.8 ± 15.4	45.9 ± 8.6	33.4 ± 6
<i>Experts</i>	65 ± 8.3	43.1 ± 8.3	55.2 ± 11	36.6 ± 10.3
<i>Total</i>	64.4 ± 7.1	44.5 ± 11.7	50.6 ± 10.5	35 ± 8.1

Annexe 2 : Tableau représentant l'évolution de la VAF en fonction du nombre de synergies, pour chaque condition et chaque sujet

Sujet	Condition	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Sujet 1	C1	0	0,72	0,80	0,87	0,90	0,93	0,94	0,96	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99
	C2	0	0,74	0,81	0,88	0,91	0,93	0,95	0,95	0,97	0,97	0,98	0,99	0,99
	C3	0	0,70	0,76	0,81	0,85	0,88	0,90	0,95	0,95	0,96	0,99	0,99	1,00
	C4	0	0,74	0,80	0,84	0,89	0,92	0,94	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99
Sujet 2	C1	0	0,62	0,73	0,82	0,87	0,90	0,93	0,96	0,97	0,99	0,97	0,99	0,99
	C2	0	0,63	0,74	0,80	0,86	0,90	0,92	0,94	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98
	C3	0	0,65	0,75	0,82	0,87	0,90	0,91	0,93	0,95	0,97	0,98	0,99	1,00
	C4	0	0,65	0,74	0,81	0,85	0,90	0,92	0,93	0,95	0,98	0,98	0,98	0,99
Sujet 3	C1	0	0,75	0,83	0,89	0,91	0,93	0,95	0,96	0,97	0,98	0,99	0,98	0,99
	C2	0	0,75	0,83	0,88	0,91	0,93	0,94	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99
	C3	0	0,75	0,84	0,88	0,91	0,93	0,94	0,96	0,97	0,97	0,99	0,99	0,99
	C4	0	0,68	0,82	0,88	0,91	0,94	0,95	0,96	0,97	0,97	0,98	0,99	0,99
Sujet 4	C1	0	0,68	0,77	0,84	0,89	0,91	0,92	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99
	C2	0	0,69	0,78	0,84	0,87	0,91	0,94	0,95	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99
	C3	0	0,69	0,80	0,86	0,90	0,92	0,95	0,97	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99
	C4	0	0,66	0,77	0,82	0,84	0,89	0,92	0,95	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99
Sujet 5	C1	0	0,66	0,77	0,82	0,84	0,89	0,92	0,95	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99
	C2	0	0,68	0,78	0,84	0,86	0,91	0,93	0,95	0,97	0,97	0,98	0,99	1,00
	C3	0	0,67	0,76	0,84	0,89	0,92	0,94	0,95	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99
	C4	0	0,61	0,68	0,80	0,86	0,88	0,89	0,93	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99
Sujet 6	C1	0	0,65	0,78	0,84	0,90	0,93	0,95	0,96	0,98	0,98	0,98	0,98	0,99
	C2	0	0,64	0,76	0,83	0,88	0,92	0,94	0,96	0,96	0,98	0,99	0,99	0,98
	C3	0	0,67	0,76	0,82	0,88	0,92	0,94	0,96	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99
	C4	0	0,67	0,79	0,85	0,89	0,92	0,94	0,96	0,96	0,98	0,99	0,99	0,99
Sujet 7	C1	0	0,61	0,71	0,84	0,89	0,92	0,95	0,96	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99
	C2	0	0,62	0,79	0,88	0,93	0,95	0,95	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99
	C3	0	0,64	0,73	0,86	0,93	0,96	0,96	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	1,00
	C4	0	0,59	0,68	0,83	0,92	0,95	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99
Sujet 8	C1	0	0,70	0,80	0,86	0,91	0,93	0,95	0,97	0,98	0,98	0,98	0,99	0,99
	C2	0	0,66	0,77	0,84	0,90	0,92	0,94	0,94	0,96	0,97	0,98	0,98	1,00
	C3	0	0,68	0,80	0,87	0,90	0,92	0,94	0,95	0,96	0,97	0,99	0,98	0,99
	C4		0,61	0,74	0,81	0,86	0,90	0,91	0,94	0,96	0,98	0,98	0,99	0,99
Sujet 9	C1	0	0,64	0,76	0,83	0,89	0,93	0,95	0,96	0,96	0,98	0,98	0,99	1,00
	C2	0	0,59	0,74	0,85	0,90	0,92	0,96	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99
	C3	0	0,67	0,78	0,85	0,90	0,93	0,96	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99
	C4	0	0,63	0,78	0,85	0,90	0,90	0,93	0,95	0,97	0,98	0,99	0,99	1,00
Sujet 10	C1	0	0,70	0,78	0,87	0,93	0,95	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99
	C2	0	0,72	0,82	0,90	0,94	0,96	0,97	0,97	0,98	0,99	0,99	0,99	0,99
	C3	0	0,65	0,81	0,92	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99	0,99	1,00
	C4	0	0,68	0,77	0,87	0,93	0,96	0,97	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99

Effets des contraintes spatio-temporelles sur les coordinations musculaires du membre supérieur lors d'un smash en badminton.

MOUROT Stéphane

UNIVERSITE DE LORRAINE

Juin 2015

Mots-clés: synergies musculaires ; EMG ; sports de raquette ; factorisation matricielle non négative ; niveau d'expertise ; programme moteur.

Résumé: Le but de cette étude était d'identifier les coordinations musculaires du membre supérieur lors du smash au badminton, puis de mesurer comment ces coordinations étaient affectées par les contraintes spatio-temporelles, pour des joueurs de niveau régional, et national/international. Dix badistes, de niveau régional (16 ans; 1.78 ± 5 cm; 65.2 ± 5.8 kg) et national (18.4 ± 1.5 ans; 1.73 ± 5 cm; 64.2 ± 5.6 kg) ont participé à l'étude qui consistait à la réalisation de séries de 20 smashes lors de conditions modulées par la distance de la zone de frappe et par trajectoire du volant.

Les résultats ont montré une similitude du nombre de synergies musculaires (i.e. 4) pour tous les sujets, avec une robustesse de l'implication de chaque muscle à travers les conditions, mais avec un décalage de l'activation temporelle des synergies proportionnellement à la réduction du temps de vol. Cependant, une variabilité interpersonnelle de la composition des synergies a été montrée, mettant en évidence le rôle des feedbacks sensoriels dans la modulation des coordinations musculaires lors d'un geste appris. Enfin, aucune différence significative en relation au niveau d'expertise n'a été mise en avant, suggérant la similarité des programmes moteurs du membre supérieur, même en présence de fortes contraintes temporelles et spatiales.

Key-words: muscular synergies; EMG; racket sports; non negative matrix factorization; expertise level; motor program.

Abstract: The purpose of this study was to identify muscular coordination of the upper limb during a badminton smash, then measure how these coordination were affected by spatiotemporal constraints, for regional and national/international players. Ten badminton players, regional level (16 years; 1.78 ± 5 cm; 65.2 ± 5.8 kg) and national level (18.4 ± 1.5 years; 1.73 ± 5 cm; 64.2 ± 5.6 kg) participated in this study which involved making 20 smashes over different conditions modulated by distance of the strike zone and by shuttlecock trajectory.

The results show a similitude of muscular synergy number (i.e. 4) for all the subjects with sturdiness of muscle implication across conditions, but with a shift of temporal activation of synergies, proportionally to flight time reduction. However, interpersonal synergies composition variability has been shown, highlighting the role of sensory feedbacks in the modulation of muscular coordination during a learned gesture. Finally, no significant difference in relation with expertise level has been showed, suggesting the similarity of upper limb motor program, even in presence of strong temporal and spatial constraints.