

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Division de l'attention.....	3
1.1.1 Effets de la division de l'attention	3
1.1.2 Réduction de l'interférence associée à l'exercice d'une double tâche	5
1.2 Division de l'attention dans le sport d'équipe	6
1.2.1 3D-MOT	7
1.2.2 Entraînement perceptivo-cognitif au 3D-MOT	9
1.2.3 Impact d'une tâche de 3D-MOT sur le contrôle moteur.....	11
1.3 Performance motrice au hockey.....	13
1.3.1 Performance motrice au hockey sur glace	13
1.3.2 Caractérisation du mouvement des membres supérieurs	14
1.4 Anatomie du membre supérieur.....	17
1.4.1 Complexe de l'épaule	18
1.4.4.1 Structures osseuses.....	18
1.4.4.2 Mouvements de l'articulation	20
1.4.2 Articulation du coude.....	21
1.4.2.1 Structures osseuses.....	21
1.4.2.2 Mouvements de l'articulation	23
1.4.3 Articulation du poignet	23
1.4.3.1 Structures osseuses.....	23
1.4.3.2 Mouvements de l'articulation	24
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....	27
2.1 Problématique	27
2.2 Objectif et hypothèses de recherche	27
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	29
3.1 Participants.....	29
3.2 Protocole expérimental	30
3.2.1 Instrumentation et calibration nécessaires pour les séances 1 et 7	31
3.2.2 Instrumentation et calibration nécessaires pour les séances 2 à 6	34
3.2.3 Séance 1 : Acquisitions biomécaniques préliminaires et seuils de suivi ..	34
3.2.4 Séances 2 à 6 : Entraînement	36
3.2.5 Séance 7 : Acquisitions biomécaniques finales et seuils de suivi.....	36
3.3 Analyses préliminaires.....	37
3.4 Analyse de mouvements	37
3.4.1 Rondelle de hockey	37
3.4.2 Cinématique des membres supérieurs.....	39

3.4.3	Analyses statistiques	39
CHAPITRE 4 RÉSULTATS		41
4.1	Performance cognitive avant entraînement.....	41
4.2	Effets d'une charge cognitive simple ou combinée	42
4.2.1	Effets sur la rondelle	42
4.2.2	Effets sur le mouvement	43
4.3	Progression à la tâche de MOT	45
4.4	Effets de l'entraînement cognitif	47
4.4.1	Effets sur la rondelle	47
4.4.2	Effets sur le mouvement	49
CHAPITRE 5 DISCUSSION		55
CONCLUSION.....		61
ANNEXE I	NOMENCLATURE DE CORRESPONDANCE ENTRE ZONE ANATOMIQUE ET NOM DES MARQUEURS	63
ANNEXE II	NOM DES SEGMENTS ET ARTICULATIONS, CORRESPONDANCES AVEC LE MODELE	65
ANNEXE III	RÉSULTATS DE L'ANALYSE PAR COMPOSANTES PRINCIPALES DE LA TRAJECTOIRE DE LA RONDELLE.....	67
ANNEXE IV	RÉSULTATS DE L'ÉTUDE CINÉMATIQUE POUR LA SÉANCE 1	71
ANNEXE V	RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR LES VITESSES MOYENNES ARTICULAIRES EN SÉANCE 1	73
ANNEXE VI	RÉSULTATS DE L'ÉTUDE CINÉMATIQUE POUR LA SÉANCE 7	75
ANNEXE VII	RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR LES VITESSES MOYENNES ARTICULAIRES EN SÉANCE 7	79
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		83

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4.1	Comparaison des seuils de vitesses des deux groupes obtenus en séance 141
Tableau 4.2	Vitesse moyenne de la rondelle (m/s) en séance 142
Tableau 4.3	Seuils moyens de suivi des sujets du groupe expérimental en séances 1 et 746
Tableau 4.4	Seuils moyens de suivi des sujets du groupe contrôle en séances 1 et 746
Tableau 4.5	Vitesse moyenne de la rondelle (m/s) en séance 7 pour le groupe expérimental.....47
Tableau 4.6	Vitesse moyenne de la rondelle (m/s) en séance 7 pour le groupe contrôle48
Tableau 4.7	Calculs des valeurs p comparant les vitesses angulaires moyennes (en deg/s) de l'épaule opposée autour de l'axe z des deux groupes selon les conditions d'essais en séance 1 et séance 7.....53
Tableau 4.8	Calculs des valeurs p comparant les vitesses angulaires moyennes (en deg/s) autour de l'axe z du thorax des deux groupes selon les conditions d'essais en séance 1 et séance 7.....53

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Éléments clés pour un gardien de but en relation avec la charge cognitive6
Figure 1.2	Déroulement d'un essai de suivi de cible9
Figure 1.3	Courbes de comparaison entre athlètes professionnels, élites et non-athlètes lors d'un entraînement cognitif10
Figure 1.4	Comparaison d'équipes professionnelles dans 4 sports différents (debout et assis lors du suivi de cibles).....12
Figure 1.5	Le membre supérieur18
Figure 1.6	Structures osseuses et articulations du complexe de l'épaule19
Figure 1.7	Représentation de l'ostéologie du coude22
Figure 1.8	Ostéologie du poignet et de la main gauche24
Figure 3.1	Déroulement de l'entraînement de cognitif sur les sept séances.30
Figure 3.2	Rondelle et bâtons de hockey équipés de marqueurs réfléchissants32
Figure 3.3	Un participant qui effectue le maniement de rondelle et la tâche perceptivo-cognitive (séances 1 et 7).....33
Figure 3.4	Captures de deux essais sous le logiciel NeuroMinder.....36
Figure 3.5	Visualisation du principe exploité par l'ACP dans l'étude.....38
Figure 4.1	Rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour les sujets en séance 1.43
Figure 4.2	Vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe Z des deux groupes réunis en séance 1 pour les articulations de l'épaule opposée et du thorax.44
Figure 4.3	Progression de la moyenne des seuils de suivi de cibles pour le groupe expérimental (séances 2 à 6) avec courbe de tendance logarithmique (népérienne).45
Figure 4.4	Comparaison des seuils obtenus en séances 1 et 7 pour le groupe expérimental et le groupe contrôle.....47

Figure 4.5	Vitesses moyennes (m/s des deux groupes en séances 1 et 7 selon le type d'essai.....	48
Figure 4.6	Progression des vitesses moyennes de la rondelle de hockey des deux groupes pour chaque type d'essai.	49
Figure 4.7	Rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe expérimental en séance 7.....	50
Figure 4.8	Rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe contrôle en séance 7.....	50
Figure 4.9	Vitesses de rotation moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe expérimental en séance 7.	51
Figure 4.10	Vitesses de rotation moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe contrôle en séance 7.	52

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ACP	Analyse en composantes principales
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et en orthopédie
MOT	Multiple Object Tracking
PiG	Plugin Gait

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Unités de longueur :

cm	Centimètre
m	Mètre

Unité de temps :

Hz	Hertz
----	-------

Unité mécanique :

cm/s	Centimètre par seconde
m/s	Mètre par seconde

Unité d'angle :

°	Degré
---	-------

Unité adimensionnelle :

%	Pourcentage
---	-------------

INTRODUCTION

La pratique d'un sport de haut niveau requiert une implication importante de l'athlète sur un plan physique aussi bien que mental. La condition physique est constamment entraînée afin d'améliorer l'endurance, la rapidité et la masse musculaire des sportifs. La préparation physique est une des clés de la performance sur le terrain. En situation de jeu, les ressources mentales d'un sportif doivent, entre autres, être réparties entre le contrôle moteur (pour la performance physique) et la fonction cognitive (capacité à capter les informations visuelles extérieures telles que la position de ses coéquipiers, adversaires ou de son objectif de jeu). La division nécessaire des ressources cognitives en situation de jeu dégrade la performance motrice (Faubert et al, 2012; Nagamatsu et al, 2011; Plummer et al, 2015; Al-Yahya et al, 2011; Ruffieux et al, 2015; Gonzales et al, 2016). La littérature montre que l'ajout d'une charge cognitive dégrade le contrôle moteur pour l'exécution d'une double tâche (Plummer et al, 2015; Al-Yahya et al, 2011; Ruffieux et al, 2015; Gonzales et al, 2016; Beauchet et al, 2006; Huang et al, 2011; Holste et al, 2016; Goh et al, 2012; Lim et al, 2015; Resch et al, 2011; Azadian et al, 2016). Il est possible d'entraîner la performance en double tâche à l'aide d'entraînements adaptés (Yokoyama et al, 2015; Kim et al, 2014; Strobach et al, 2012; Van Selst et al, 1999; Van het Reve et al, 2014; Killane et al, 2015; Li et al, 2010; Wollesen et al, 2015). Une optimisation du partage de ces ressources par un entraînement dédié est donc idéale pour rendre le contrôle moteur et la fonction cognitive plus performants de pairs.

Plusieurs protocoles d'entraînement physique pour les joueurs élites ont fait l'objet d'études scientifiques (Peterson et al, 2015; Sandbakk et al, 2014; Leiter et al, 2015; Jakeman et al, 2016; Rønnestad et al, 2016; Zech et al, 2014). Ceux-ci soulignent notamment l'importance d'entraînements neuromusculaires et le lien qu'il existe entre les progrès à l'entraînement et les progrès des capacités physiques en situation de jeu pour ces joueurs.

Il existe plusieurs méthodes d'entraînement cognitif efficaces chez les athlètes de haut niveau. Le 3D-MOT (Multiple Object Tracking en 3D) en est un et permet d'entraîner la capacité de suivi de cibles de ses utilisateurs en simulant une charge cognitive proche de celle que les

joueurs rencontrent en situation de jeu (Faubert et Barthès, 2012); Méjane 2015). Les effets d'un tel entraînement cognitif ont été étudiés chez les sportifs de haut niveau et la littérature a montré que les bénéfices d'un entraînement cognitif se transféraient en situation de jeu (Legault et al, 2012; Mangine et al, 2014; Romeas et al, 2016) notamment par une augmentation de la capacité cognitive en dehors des séances d'entraînement.

Néanmoins, aucune étude ne s'est intéressée à l'effet d'un entraînement au 3D-MOT sur le contrôle moteur. Les objectifs de ce projet sont d'étudier les effets du 3D-MOT et du 3D-MOT combiné à une tâche de prise de décision sur la performance motrice et de déterminer si l'entraînement au 3D-MOT permet de réduire l'impact de la charge sur le contrôle moteur de joueurs de hockey.

Pour cela, le CHAPITRE 1 développera les différents éléments de la littérature nécessaires à la compréhension et à l'appui des résultats, le CHAPITRE 2 présentera la problématique ainsi que les objectifs et les hypothèses relatifs à l'étude. Le CHAPITRE 3 détaillera la méthodologie complète du protocole expérimental ainsi que celle relative au traitement des données. Le CHAPITRE 4 expose les résultats obtenus à l'aide la méthodologie avant d'être mis en relief dans le CHAPITRE 5 dédié à la discussion de ceux-ci.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Division de l'attention

1.1.1 Effets de la division de l'attention

L'entraînement physique est systématique dans le quotidien des sportifs. Ces méthodes sont reconnues et permettent d'améliorer naturellement la puissance, l'endurance et la technique des joueurs sur le terrain. Cependant, ces séances physiques seules ne permettent pas d'expliquer et d'améliorer la performance des athlètes en situation de jeu. La synthèse des informations visuelles essentielles permet de compléter la forme physique d'un athlète et d'augmenter d'autant plus sa performance sportive (Casanova et al, 2009). La performance sur le terrain n'est donc pas seulement la conséquence d'une forme physique conséquente mais résulte d'une combinaison de la capacité physique et cognitive des athlètes (Faubert et Sidebottom, 2012).

Ces facultés de vision du jeu, de perception, sont d'ailleurs décrites comme facteurs présents chez les joueurs de talent (Williams et al, 2000). La littérature propose d'ailleurs la notion d'« intelligence de jeu » (Singer et al, 1999). Un athlète doit donc répartir sa concentration entre son geste et son attention, la littérature fait état de division des ressources cognitives (Williams, 2000). Plusieurs études se sont intéressées au domaine de recherche des doubles tâches (l'une visuelle ou cognitive, l'autre motrice) qui consiste à étudier les effets qu'une tâche peut avoir sur l'autre (Plummer et al, 2015; Little et al, 2015; Al-Yahya et al, 2011; Beauchet et al, 2006; Huang et al, 2011; Holste et al, 2016; Goh et al, 2012; Lim et al, 2015; Resch et al, 2011; Ruffieux et al, 2015; Azadian et al, 2016; Gonzales et al, 2016). La littérature définit le terme « interférence » (Lim et al, 2015) pour décrire le phénomène d'interactions entre les deux tâches.

Plusieurs articles ont notamment étudié les effets de l'ajout d'une tâche cognitive sur la démarche (Plummer et al, 2015; Al-Yahya et al, 2011; Ruffieux et al, 2015; Gonzales et al, 2016) ou simplement sur des exercices d'équilibre et de posture (Beauchet et al, 2006; Huang et al, 2011; Holste et al, 2016; Goh et al, 2012; Lim et al, 2015; Resch et al, 2011; Azadian et al, 2016). Dans ces deux cas de figure, il est intéressant de noter qu'il y a systématiquement eu une incidence significative de la deuxième tâche sur la première, à savoir que le mouvement est réalisé de façon plus variable et moins fluide lorsque l'on y ajoute la seconde tâche.

L'exemple de (Plummer et al, 2015) avec la double tâche consistant à écrire un message sur son téléphone tout en marchant est intéressant : le phénomène d'interférence a été observé sur les sujets au niveau de la vitesse de démarche, la vitesse d'écriture du message ainsi que pour l'orthographe des messages. Il y a donc un coût associé à la division d'attention dans ces situations disposant d'une charge cognitive importante. Il est difficile d'effectuer le même exercice avec l'ajout de la deuxième tâche. Nagamatsu (2011) a placé des personnes âgées dans un système d'environnement virtuel CAVE (salle dans laquelle la totalité des murs disposent de projections d'un environnement virtuel) représentant une rue avec plusieurs obstacles (voitures). Les participants marchaient sur un tapis roulant (en interaction avec le système CAVE) tout en effectuant une deuxième tâche : parler au téléphone ou écouter de la musique. Ils ont pu identifier certains participants comme étant plus « à risque » que d'autres en étudiant le nombre de collisions avec les objets virtuels perpétrées en effectuant les deux tâches. L'ajout de la deuxième tâche a donc eu un effet significatif sur la capacité de jugement et la prise de décision pour ces participants « à risque » .

Holste (2016) tente d'expliquer ce phénomène en étudiant les effets d'une stimulation magnétique trans-crânienne au niveau du cortex cérébral moteur. Ils ont étudié les potentiels électriques des signaux d'excitation et d'inhibition du cortex moteur et ont conclu qu'en présence d'une deuxième tâche (stimulation cognitive) il y a eu une augmentation significative des signaux inhibiteurs provenant du cortex moteur, ce qui pourrait être une des causes du déficit moteur pendant une situation de type double tâche. L'équipe de Gonzales (2016) a été

parmis les premiers à montrer qu'une fonction cognitive diminuée (à cause d'une pathologie) chez des patients (jeunes ou âgés) a un impact direct sur leur mobilité.

1.1.2 Réduction de l'interférence associée à l'exercice d'une double tâche

Le phénomène de répartition de l'attention décrit dans la partie précédente peut être observé pour une grande population et pour un grand nombre de couples de double tâches (Al-Yahya et al, 2010). Il existe plusieurs études s'étant penchées sur les effets d'entraînements à la double tâche pour tenter de réduire les interférences entre les deux tâches (Van het Reve et al, 2014; Killane et al, 2015; Li et al, 2010; Wollesen et al, 2015; Kim et al, 2014; Van Selst et al, 1999). Ces études cherchent à maximiser la performance de chacune des deux tâches de façon individuelle afin d'observer une amélioration dans la réalisation des deux tâches en simultané après le protocole d'entraînement. Elles ont toutes montré qu'il était possible de diminuer le phénomène d'interférences en procédant au protocole d'entraînement. Un tel entraînement a été observé aussi bien pour des populations jeunes (Strobach et al, 2012; Van Selst et al, 1999) que pour des personnes âgées (Van het Reve et al, 2014; Killane et al, 2015; Li et al, 2010; Wollesen et al, 2015; Kim et al, 2014).

Il est intéressant de voir qu'il est possible d'entraîner la performance en double tâche à l'aide d'entraînements adaptés. Deux types d'entraînements ressortent de ces études : ceux entraînant une des deux tâches (Yokoyama et al, 2015; Kim et al, 2014) et ceux entraînant les deux (Strobach et al, 2012; Van Selst et al, 1999; Van het Reve et al, 2014; Killane et al, 2015; Li et al, 2010; Wollesen et al, 2015). Yokoyama (2015) et Kim (2014) ont comparé les effets des deux types d'entraînements décrits ci-dessus. Dans les deux études, les groupes ayant suivi un entraînement sur une seule des deux tâches a réussi à progresser dans l'exécution des deux tâches simultanées. Néanmoins, les groupes ayant suivi l'entraînement aux deux tâches qui ont le plus performé en post entraînement.

Un entraînement de la fonction cognitive pourrait donc permettre de rendre l'exécution d'une double tâche plus simple. Plusieurs études démontrent la possibilité d'entraîner la fonction

cognitive par stimulation visuelle (Kelly et al, 2014; Kueider et al, 2012; Schwab et al, 2012), ce qui pourrait diminuer le phénomène d'interférences en rendant une des deux tâches, la tâche cognitive visuelle, plus simple (Yokoyama et al, 2015; Kim et al, 2014). Une surcharge cognitive pourrait donc entraver de moindre manière le contrôle moteur.

1.2 Division de l'attention dans le sport d'équipe

La pratique d'un sport d'équipe implique de nombreuses situations de double tâche : contrôle moteur d'un côté et stimulations visuelles de l'autre. À tout instant, un joueur (de soccer par exemple) doit connaître sa position, celle de ses coéquipiers et celle de ses adversaires, la vitesse de déplacement des joueurs, du ballon, etc. (Figure 1.1). Cela implique une utilisation soutenue de la cognition, de l'attention de l'athlète (Faubert et Sidebottom, 2012).



Figure 1.1 Éléments clés pour un gardien de but en relation avec la charge cognitive.

Tirée de Faubert et Sidebottom (2012).

Dans la situation de jeu illustrée dans la Figure 1.1, le gardien doit être en capacité d'anticiper certaines actions de ses coéquipiers et adversaires. D'autres mouvements seront difficiles à anticiper, car le gardien n'est pas en capacité de voir tous les joueurs (occlusions visuelles par

d'autres joueurs) (Keane et al, 2006; Zelinsky et al, 2010). La meilleure façon d'augmenter les performances du gardien dans ce cas serait de l'entraîner à réagir en situation de jeu. Une charge cognitive importante peut souvent être suivie d'une prise de décision, par exemple lorsqu'un gardien de soccer doit décider d'attraper le ballon tiré en corner ou le laisser à ses défenseurs.

Les joueurs suivent des entraînements physiques dédiés (entraînements de tirs, de passes, de vitesse, d'endurance) mais la fonction cognitive n'est habituellement pas entraînée. La littérature fait apparaître que sur la totalité d'un match, les joueurs de soccer disposent en moyenne du ballon pour une durée de 50 secondes (Carling, 2010) et ce, composé de plusieurs possessions de quelques secondes. C'est donc dire que les athlètes, bien qu'ils jouent des parties compétitives de même que des parties simulées à une fréquence élevée, ne s'entraîne que très peu dans cette situation de double tâche. Aussi, les entraînements de la fonction cognitive n'étant pas intégrés aux entraînements, ces courtes possessions du ballons sont les seules pendant lesquelles la performance cognitive et la performance motrice cohabitent simultanément, d'où l'intérêt de procéder à des entraînements de la fonction cognitive en amont des matchs. Le problème pour entraîner la fonction cognitive est qu'il est difficile de récréer une situation de jeu où l'athlète peut s'entraîner à la tâche cognitive que représente une partie pendant une période suffisamment longue pour mener à un entraînement. Il est ressorti de la littérature que le 3D-MOT (Multiple Object Tracking en 3D) était déjà utilisé pour simuler cette tâche cognitive (Faubert et Sidebottom, 2012).

1.2.1 3D-MOT

(Pylyshyn et Storm, 1988) font partie des pionniers dans l'étude du phénomène de suivi de cibles (3D-MOT). Leur objectif était de déterminer la capacité d'une personne à suivre plusieurs objets de façon simultanée. Dans cette étude, les participants ont dû suivre de 1 à 5 objets parmi un total de 10, et ont dû les nommer lorsqu'ils étaient identifiés d'une autre couleur. Il a été possible pour les participants de suivre un maximum de 5 objets, le taux d'erreur et le temps de réponse augmentaient en lien avec le nombre de cibles à suivre. D'autres

études ont montré qu'il était possible de suivre 4 ou 5 cibles et que le suivi dépendait de certains facteurs tels que l'âge (plus la personne est âgée, plus il est plus difficile pour une personne âgée de performer autant qu'un jeune adulte dans un exercice de 3D-MOT), la condition et la vitesse (Fougnie et al, 2006; Alvarez et al, 2007; Kennedy et al, 2009; Sekuler et al, 2008).

La tâche de 3D-MOT permet une répartition de l'attention sur un nombre d'éléments dynamiques séparés. Un champ visuel est étendu lors du 3D-MOT : la plupart des stimulations visuelles pour un athlète en situation de jeu se déroulent en périphérie du champ visuel. Il est donc primordial de forcer l'athlète à utiliser son champ visuel périphérique lors du suivi de cible en offrant un champ visuel suffisamment important (Knudson et al, 1997). Plutôt que d'étudier les conséquences de l'augmentation du nombre de cibles à suivre, le nombre de cible sera fixé. La vitesse de déplacement pourra être modulée afin d'obtenir la vitesse de suivi. L'utilisation d'un environnement 3D permet d'intégrer une notion de profondeur à la scène de 3D-MOT, chose impossible en 2D. Il est plus aisé de suivre des cibles dans un environnement en 3D (Faubert et Allard, 2013), notamment car il est plus simple de les distinguer lorsque celles-ci se croisent ou entrent en collision. La stéréoscopie permet aussi de mieux assimiler les interactions rapides entre les cibles (Intriligator et al, 2001), à savoir déterminer quelle cible est devant l'autre notamment en cas d'occlusion. L'environnement créé offre donc un réalisme plus poussé et plus proche de la situation de jeu, ce qui est pertinent (Bideau et al, 2010).

L'exercice de 3D-MOT se déroule en cinq étapes (Figure 1.2) :

- a. Huit sphères jaunes se présentent de manière aléatoire dans un espace-3d virtuel.
- b. Quatre sphères sont ensuite mises en surbrillance orange pendant deux secondes.
- c. Toutes les sphères retrouvent ensuite leur couleur originale et commencent à se déplacer dans l'espace. Le participant doit alors suivre les cibles qui ont été identifiées à l'étape (b) pendant huit secondes.
- d. Après ces huit secondes, les cibles s'arrêtent et se voient attribuer un numéro unique de 1 à 8. Le participant doit alors énoncer à voix haute le numéro des

quatre cibles qu'il pense reconnaître comme étant celles identifiées à l'étape (b).

- e. Les sphères qui étaient oranges à l'étape (b) s'affiche et une comparaison des cibles données par le participant et des cibles correctes est affichée sur le côté de l'écran.

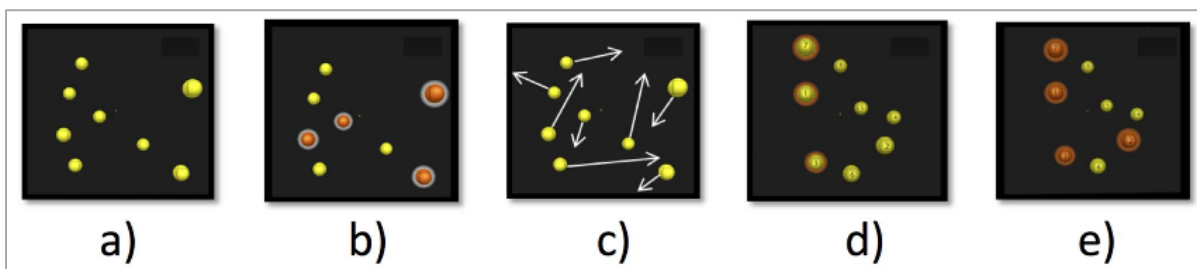


Figure 1.2 Déroulement d'un essai de suivi de cible
Tirée de Faubert (2013).

À noter que dans le cadre d'un entraînement 3D-MOT, si le participant identifie correctement les quatre cibles à la fin de l'essai, la vitesse de déplacement des cibles de l'essai suivant augmente, sinon elle diminue. Un système de paliers permet donc de déterminer la capacité de suivi de cibles du participant à l'issue de 20 essais 3D-MOT.

1.2.2 Entraînement perceptivo-cognitif au 3D-MOT

Il ressort de la littérature que la fonction cognitive peut être entraînée par l'utilisation répétée du 3D-MOT (Faubert, 2013; Faubert et Barthès, 2012; Parsons et al, 2016). Cela s'observe notamment par une augmentation des seuils de suivis après chaque séance d'entraînement.

(Faubert, 2013; Faubert et Barthès, 2012) ont montré que :

- Les athlètes professionnels performant mieux à la tâche 3D-MOT que les athlètes élites-amateurs et que les non-athlètes (Figure 1.3).
- Les athlètes professionnels progressent de façon plus importante que les deux autres groupes au niveau des seuils de suivi (Figure 1.3). Cela pourrait expliquer un lien entre la performance sportive de haut niveau et la capacité cognitive : les athlètes sont

professionnels à cause de leur capacité physique mais aussi à cause d'une meilleure performance cognitive.

Ces deux éléments nous amènent à penser que la tâche de 3D-MOT sollicite une utilisation similaire des capacités cognitives employées en situation de match.

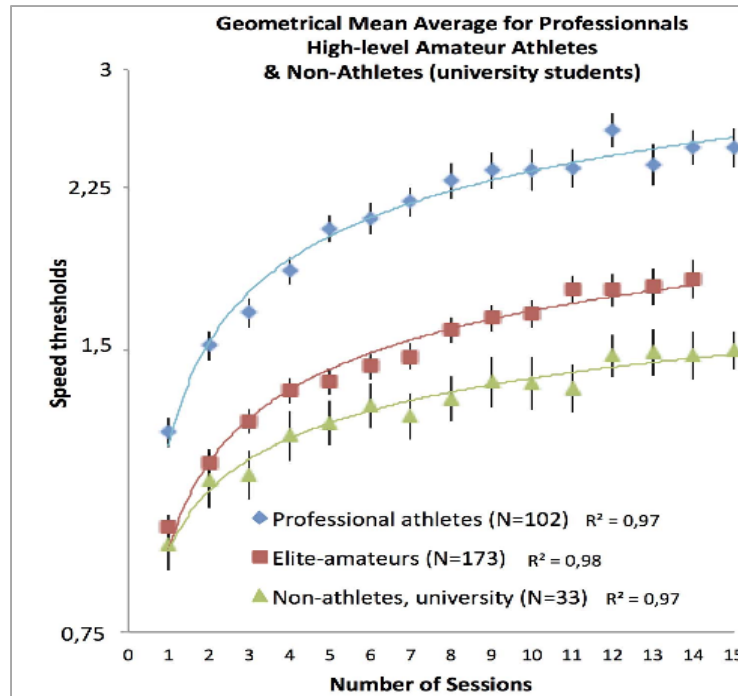


Figure 1.3 Courbes de comparaison entre athlètes professionnels, élités et non-athlètes lors d'un entraînement cognitif.
Tirée de Faubert (2013).

Legault (2012) a également souligné un transfert du progrès de la fonction cognitive par l'entraînement dédié en situation courante. L'étude a consisté à entraîner des personnes âgées (64-73 ans) au 3D-MOT. Ils se sont ensuite penchés sur la capacité de ces personnes à reconnaître des mouvements biologiques d'individus virtuels (dans un système CAVE) à plusieurs distances (4 et 16 mètres). Un groupe de contrôle d'individu non entraînés a permis de confirmer qu'il y avait bien eu transfert de l'amélioration de la performance de suivi de cible pour le groupe expérimental.

L'étude de Mangine (2014) a permis d'établir une très forte corrélation entre la capacité de suivi lors d'une tâche de 3D-MOT et la performance sur le terrain chez des joueurs professionnels de basketball évoluant en NBA aux États-Unis (nombre de passes décisives, dans le nombre d'interceptions et aussi dans les contre-attaques). L'étude de Romeas (2016) a montré que les joueurs de soccer ayant pris part à un entraînement cognitif procèdent à des passes de façon plus adéquate que les joueurs du groupe contrôle. Les progrès cognitifs suite à un entraînement 3D-MOT peuvent donc être transférés en situation de jeu.

1.2.3 Impact d'une tâche de 3D-MOT sur le contrôle moteur

Plusieurs études se sont intéressées à l'effet d'une tâche sur l'autre dans le cas d'une double tâche (dont une étant le 3D-MOT) afin de quantifier le phénomène d'interférences. L'étude de Pothier (2014) fait état de différence de vitesses de marche (sur un tapis roulant) lorsque l'on présente aux participants une tâche de 3D-MOT à faire de façon simultanée à la marche. Cette étude a aussi comparé les résultats de trois groupes de participants de différents âges. Une diminution significative de la performance de suivi de cibles a été observée avec l'augmentation de la difficulté de l'exercice de 3D-MOT. Une différence significative entre les groupes d'âges au niveau de la démarche et du 3D-MOT a été mise en évidence. Il y a donc eu un effet de la tâche de 3D-MOT sur le partage de ressources cognitives entre le suivi de cible et la marche.

Faubert (2012) a montré que différentes sollicitations motrices impactent la capacité cognitive dans la tâche de suivi de cible comme nous montre la (Figure 1.4) en comparant des personnes effectuant le 3D-MOT debout ou assis.

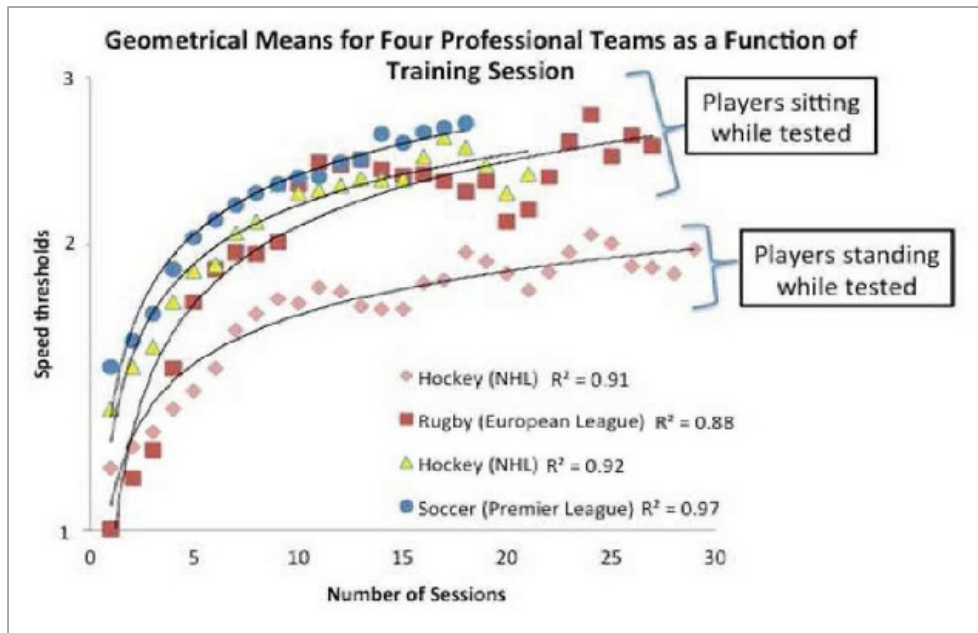


Figure 1.4 Comparaison d'équipes professionnelles dans 4 sports différents (debout et assis lors du suivi de cibles)
Tirée de Faubert et Barthès (2012).

Kerr (1985), Lajoie (1993), Li (2010) et Pellecchia, (2005) ont montré des résultats similaires : la performance d'une ou des deux tâches (motrice et perceptivo-cognitive) diminue lorsqu'elles sont pratiquées en simultané. Plus récemment, Méjane (2015) s'est intéressé à l'effet combiné de la fatigue musculaire et du 3D-MOT sur la biomécanique des membres inférieurs lors d'atterrissages sur des athlètes féminines. Cette étude a mis en évidence un sous-groupe de huit participantes (sur dix-neuf) dont la biomécanique était affectée négativement par l'exécution simultanée d'une tâche 3D-MOT, après un protocole de fatigue musculaire. Les auteurs posent l'hypothèse que ces athlètes courent un risque plus élevé de blessure ligamentaire en situation de jeu. Un entraînement perceptivo-cognitif à la tâche 3D-MOT qui réduirait l'impact de la division d'attention sur une tâche motrice aurait donc le potentiel de réduire le risque de blessures des athlètes, en plus d'améliorer leurs performances sportives.

1.3 Performance motrice au hockey

Le hockey sur glace est un sport complexe qui combine plusieurs facultés que doit maîtriser un bon joueur : le patinage, le tir, la passe, l'évitement des adversaires, la résistance aux chocs, etc. Le hockey est un sport d'équipe particulièrement rapide et nécessitant une exécution des mouvements sur une surface restreinte, la vitesse de jeu et les chocs induisent le fait que la capacité à intégrer les informations visuelles liées aux autres joueurs est primordiale aussi bien pour la performance que pour la sécurité des joueurs (Fait et al, 2011). Lorsqu'un joueur est en possession de la rondelle, plusieurs choix s'offrent à lui : passer, tirer ou garder la rondelle pour la manier (dribble).

Le dribble est un bon exemple de double tâche au hockey sur glace, en effet, le joueur doit conserver la rondelle (tâche motrice) tout en assimilant les informations visuelles (charge cognitive) qui s'offrent à lui pour prendre une décision pertinente et rapide.

1.3.1 Performance motrice au hockey sur glace

L'équipe de Shelvam (2016) a mis en place un protocole d'entraînement dédié à améliorer le maniement de la rondelle pour les joueurs de hockey. Ils ont cherché à évaluer la capacité de dribble en W (sur glace) et ont mesuré le temps nécessaire pour que chaque participant complète le parcours. Le groupe expérimental a suivi pendant huit semaines leurs entraînements réguliers auxquels a été ajouté le parcours en W. Un test post entraînement a révélé que le groupe expérimental était en mesure d'effectuer le parcours significativement plus rapidement que le groupe de contrôle.

Komenda (2009) affirme lui aussi que la dextérité peut être entraînée, il a lui aussi mis en place un protocole d'entraînement de manipulation de la rondelle et a observé une progression dans la manipulation chez les joueurs entraînés. Pour certains de ses participants, il y a eu un transfert de la progression sur le maniement de la rondelle vers une amélioration au niveau du tir.

Peu d'études traitant de la caractérisation du maniement de la rondelle ressortent de la littérature. Cependant, le tir des joueurs de hockey fait partie des thèmes abordés par plusieurs équipes de recherche. La cinématique du tir a notamment été étudiée par l'équipe de Michaud-Paquette (2011). Ils ont utilisé un système de caméras Vicon couplées à une série de marqueurs réfléchissants. Le modèle de placement de marqueurs employé a été celui du plugin Gait (ou PiG) développé par Vicon. Cette équipe de chercheurs a ainsi réussi à mettre en évidence certains facteurs cinématiques (orientation du tronc et utilisation adéquate du bras dominant du joueur) en lien direct avec l'efficacité et la précision du tir du poignet au hockey. La littérature montre donc que les facteurs moteurs essentiels à la performance sur glace de joueurs de hockey peuvent être entraînés.

L'analyse du mouvement du corps humain en utilisant une série de marqueurs réfléchissant réside dans l'étude des mouvements des marqueurs par rapport aux autres. Certains modèles, tels que le plugin Gait, permettent d'étudier directement les mouvements de ces marqueurs les uns par rapport aux autres.

1.3.2 Caractérisation du mouvement des membres supérieurs

Le modèle du plugin Gait a déjà été utilisé dans la littérature pour l'étude de mouvements rapides dans le domaine du sport, notamment dans l'étude du mouvement de touche au soccer (Hernandez Barraza et al, 2015) et sur le tir au hockey sur gazon (Bretigny et al, 2008; Bretigny et al, 2011; de Subijana et al, 2011).

Le modèle plugin Gait est basé sur le *Conventional Gait Model* (source : Vicon Motion Systems). Il provient du besoin d'utiliser un nombre minimum de marqueurs afin de caractériser le plus précisément possible un mouvement du corps humain. Il s'est notamment développé avec l'apparition des technologies de capture de mouvement par caméras optoélectroniques de façon récente. Le PiG étant désormais directement implémenté dans le logiciel de capture de mouvement Nexus (Vicon Motion Systems), son utilisation est rendue aisée.

Le PiG peut être séparé en deux sous-parties : le modèle pour le membre supérieur (thorax, tête, épaules, bras, avant-bras et mains) et celui pour le membre inférieur (bassin, jambes, mollets et pieds). L'étude des mouvements du haut du corps a donc nécessité l'utilisation du PiG pour le membre supérieur. Le PiG pour le membre supérieur nécessite l'utilisation de vingt-trois marqueurs réfléchissants répartis sur les différents segments du haut du corps :

- Quatre marqueurs réfléchissants au niveau de la tête (tempe gauche, tempe droite, en arrière à gauche de la tête dans un plan horizontal avec les deux marqueurs précédents, en arrière à droite de la tête dans le même plan horizontal)
- Cinq marqueurs sur le torse : (septième vertèbre cervicale, dixième vertèbre thoracique, nœud jugulaire, processus xiphoïde, milieu de l'omoplate droite)
- Sept marqueurs sur chaque bras : (acromion, biceps, épicondyle latéral, avant-bras, processus styloïde de l'ulna, processus styloïde du radius, face postérieure de la main)

L'Annexe I présente le nom associé à chaque marqueur dans le logiciel Nexus (Vicon Motion Systems) et leur disposition.

Pour chaque segment défini par le plugin Gait est associé un système d'axes propres à ce segment. Il est nécessaire de préciser que la totalité des repères décrits sont orthonormés direct, ceci explique le sens de construction des référentiels à partir de deux vecteurs directeurs de mêmes normes et orthogonaux.

L'axe $\vec{X}$ de la tête est défini d'arrière en avant de la tête, l'axe $\vec{Y}$ est dirigé de la droite vers la gauche de la tête. $\vec{Z}$ est donc dirigé du bas vers le haut. L'origine du référentiel du segment propre à la tête est définie au point équidistant des marqueurs LFHD et RFHD (marqueurs au niveau des tempes gauche et droite).

L'axe $\vec{Z}$ du thorax est dirigé de haut en bas, sa direction reliant les points équidistants entre les marqueurs CLAV et C7 ainsi que celui entre STRN et T10. $\vec{X}$ est dirigé de l'arrière vers l'avant, il est colinéaire au vecteur reliant le point équidistant de C7 et T10 au point équidistant à CLAV et STRN. La direction de $\vec{Y}$ est donc de gauche à droite. L'origine du repère propre au thorax

est située à proximité du marqueur CLAV, reculé d'une longueur égale à au rayon d'un marqueur réfléchissant (soit 5 mm).

Le système d'axes propre à chacune des deux clavicules est défini par une estimation du centre articulaire de l'épaule. Cela est rendu possible en considérant un offset moyen de l'épaule (entre SHO et la valeur moyenne du positionnement du centre articulaire), l'origine du repère du thorax et la position de SHO. C'est par l'utilisation de la « chord function » que le PiG parvient à déterminer le centre articulaire. L'origine du repère propre de la clavicule est donc le centre articulaire de l'épaule. L'axe $\vec{X}$ est dirigé d'arrière vers l'avant, $\vec{Z}$ est colinéaire au vecteur reliant l'origine du repère du thorax au centre articulaire de l'épaule. $\vec{Y}$ est donc dirigé de haut en bas pour la clavicule droite et de bas en haut pour la clavicule gauche.

La définition du référentiel propre à l'humérus implique l'estimation de la position du centre articulaire du coude et celle du centre articulaire du poignet. Un vecteur de construction est défini comme étant orthogonal au plan défini par le centre articulaire de l'épaule, LELB et le point équidistant aux marqueurs LWRA et LWRB. La « chord function » est utilisée dans le plan défini par le centre articulaire de l'épaule, LELB et le vecteur de construction. Le centre articulaire du coude est alors calculé. Le calcul de celui du poignet est plus simple, en effet, le PiG estime un offset qu'il applique au point équidistant à LWRA et LWRB pour estimer le centre articulaire du poignet. Les systèmes d'axes propres au coude et au poignet peuvent alors être estimés. L'axe $\vec{Z}$ du poignet est colinéaire au vecteur reliant le centre articulaire du coude à celui de l'épaule (de bas en haut donc). L'axe $\vec{Y}$ pour le coude résulte du produit vectoriel entre $\vec{Z}$ et le vecteur reliant le centre articulaire du coude et celui du poignet. $\vec{X}$ est ensuite calculé afin que le repère soit orthonormal direct. L'origine des repères des deux humérus correspond à la position estimée du centre articulaire du coude.

L'origine du repère appliqué au radius se situe au niveau du centre articulaire du poignet. L'axe $\vec{Z}$ est défini comme étant colinéaire au vecteur reliant le centre articulaire du coude à celui du

poignet. L'axe $\vec{Y}$ du radius dispose des mêmes directions et sens que le vecteur $\vec{Y}$ de l'humérus situé du même côté. $\vec{X}$ est finalement défini pour former un repère orthonormé direct.

Le repère associé à la main nécessite d'utiliser à nouveau la « chord function » du PiG. Elle est utilisée en connaissant la position du centre articulaire du poignet, la position du marqueur FIN et l'offset moyen de la main. L'origine du repère de la main est donc calculée. L'axe $\vec{Z}$ de la main est colinéaire au vecteur reliant le centre de la main au centre articulaire du poignet. L'axe $\vec{Y}$ est défini par la direction du vecteur reliant les deux marqueurs du poignet. $\vec{X}$ est ensuite estimé afin que le repère de la main soit lui aussi orthonormal direct.

1.4 Anatomie du membre supérieur

Le maniement de la rondelle est rendu possible par une série de mouvements articulaires du membre supérieur. L'objectif de cette partie de la revue de littérature est de décrire les éléments osseux ou articulaire majeurs du membre supérieur (Figure 1.5) et de l'épaule ainsi que les interactions entre ces éléments. Les notions sont principalement adaptées de l'ouvrage Anatomie et Physiologie Humaines (1999) de Elaine Nicpon Marieb.

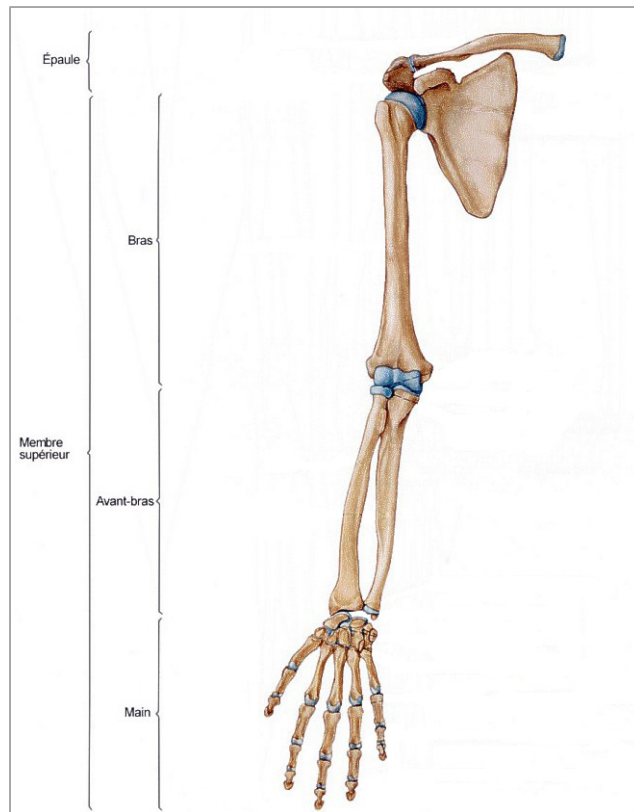


Figure 1.5 Le membre supérieur.
Adaptée de Anatomy Human Body (2016).

1.4.1 Complexe de l'épaule

1.4.4.1 Structures osseuses

L'épaule est une structure anatomique complexe offrant plusieurs possibilités de mouvements. Cette mobilité est assurée par le déplacement en synergie de plusieurs os et de quatre principales articulations (Figure 1.6). Le complexe de l'épaule est composé de trois os principaux : l'humérus, la clavicule et la scapula.

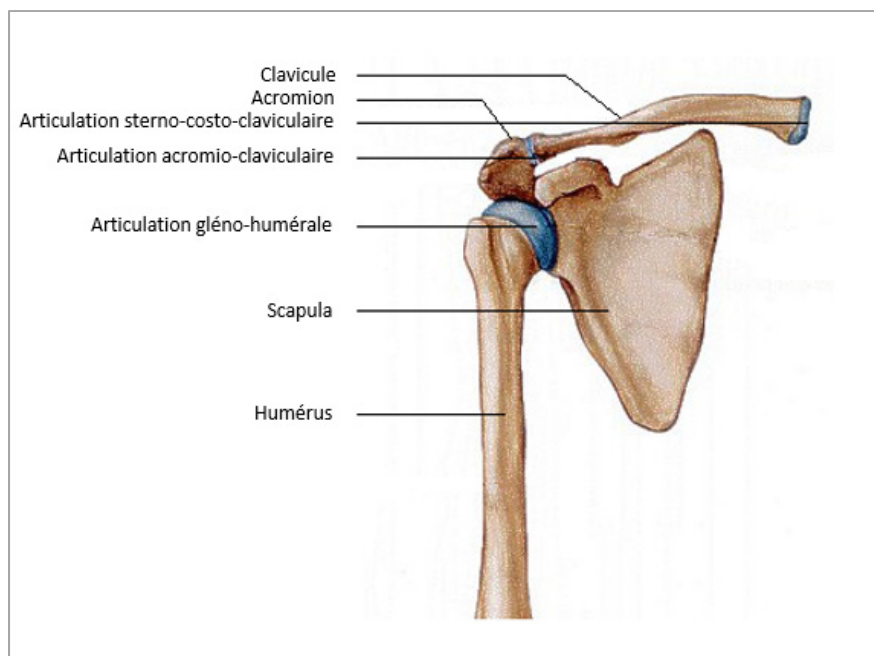


Figure 1.6 Structures osseuses et articulations du complexe de l'épaule.
Adaptée de Anatomy Human Body (2016).

L'humérus est un os long disposant d'une diaphyse et de deux épiphyses. Il est pair et asymétrique. Il adopte une forme triangulaire et dispose de trois faces (postérieure, antéro-latérale et antéro-médiale) et trois bords (antérieur, médial et latéral). La clavicule est un os allongé, pair et asymétrique. Elle dispose de deux faces (inférieure et supérieure), de deux bords (antérieur et postérieur) et de deux extrémités (acromiale et sternale). Elle forme avec la scapula la ceinture scapulaire. La scapula est un os plat. C'est elle aussi un os pair et asymétrique. Elle dispose de deux faces (antérieure et postérieure), de trois bords (supérieur, latéral et médial) et de trois fosses (supra-épineuse, infra épineuse et sous scapulaire). L'articulation scapulo-thoracique est en réalité un espace de glissement entre la paroi thoracique et la scapula (face antérieure). La scapula et l'humérus sont reliés par la glène et forment l'articulation gléno-humérale. Le prolongement externe de l'épine de la scapula (aussi appelé acromion) est mis en relation avec la clavicule par l'articulation acromio-claviculaire. L'articulation sterno-costo-claviculaire relie le sternum et la clavicule.

L'amplitude du mouvement de l'humérus entraîne différentes sollicitations des articulations citées ci-dessus.

1.4.4.2 Mouvements de l'articulation

La coiffe des rotateurs est un ensemble de quatre muscles (et tendons) entourant la tête humérale. Elle comprend : le sous-scapulaire (rotateur interne), l'infra-épineux (rotateur latéral), le petit-rond (rotateur latéral) et le supra-épineux (abducteur). La fonction essentielle de la coiffe des rotateurs est de maintenir le complexe de l'épaule en place. Elle permet aussi de lutter contre l'action d'élévation de l'humérus par l'action du deltoïde, mais aussi lors de l'abduction, de l'antépulsion de l'humérus en contenant l'ascension de la tête humérale et lors de rotations importantes (en force) de l'humérus.

Il existe d'autres muscles intervenant dans les mouvements du complexe de l'épaule (le biceps, le triceps brachial, le grand pectoral, le grand dorsal et le grand rond) mais ceux-ci sont moins sollicités lors des mouvements.

Seules les actions des muscles effecteurs (ceux démarrant le mouvement) seront décrites dans cette partie. L'élévation latérale (dans le plan frontal) (ou abduction) du bras peut se décomposer en quatre étapes :

- De 0 à 45 degrés : un mouvement de l'articulation gléno-humérale est observé. Ce sont les actions du deltoïde et du muscle sus-épineux qui sont prévalentes dans cette phase.
- De 45 à 90 degrés : le mouvement de l'articulation gléno-humérale se poursuit ; une sagittalisation (mouvement autour d'un axe quasi vertical de rotation qui porte le corps de la scapula dans le plan sagittal), une sonnette externe ainsi qu'un tilt postérieur de la scapula se produisent à l'aide de l'action de l'articulation scapulo-thoracique. Les actions du deltoïde et du sus-épineux se poursuivent dans cette phase.
- De 90 à 150 degrés : l'action de l'articulation scapulo-thoracique continue. Le mouvement se limite à 150 degrés notamment par l'action des muscles adducteurs

(grand dorsal et grand pectoral). Les muscles moteurs de cette phase sont principalement le trapèze et le grand dentelé.

- De 150 à 180 degrés : le rachis s'incline afin de permettre la poursuite de l'élévation du bras malgré l'action des muscles adducteurs.

L'adduction de l'épaule fait notamment intervenir le muscle rhomboïde et le grand rond en simultané ainsi que le couple long triceps et grand dorsal.

Le mouvement d'antépulsion de l'épaule (ou élévation antérieure) se déroule principalement dans le plan sagittal. Ce mouvement peut lui aussi être décomposé en quatre étapes :

- De 0 à 45 degrés : les faisceaux antérieurs et latéraux du deltoïde ainsi que le faisceau supérieur du grand pectoral enclenchent ce mouvement. L'articulation gléno-humérale est principalement concernée.
- De 45 à 90 degrés : le même mouvement de l'articulation gléno-humérale se poursuit ; une sagittalisation, une sonnette externe ainsi qu'un tilt postérieur de la scapula se produisent à l'aide de l'action de l'articulation scapulo-thoracique.
- De 90 à 150 degrés : l'action de l'articulation scapulo-thoracique continue. Ce sont principalement le grand dentelé et le trapèze qui permettent ce mouvement.
- De 150 à 180 degrés : une extension du rachis est ici aussi nécessaire afin d'atteindre de telles amplitudes de mouvement.

Le mouvement de rétropulsion est possible par l'action des muscles antagonistes à ceux décrits précédemment, les étapes étant inversées.

1.4.2 Articulation du coude

1.4.2.1 Structures osseuses

Le coude (ou articulation olécraniennne) est situé entre le bras et l'avant-bras (Figure 1.7). Il permet le mouvement de trois os : l'humérus, le radius et l'ulna.

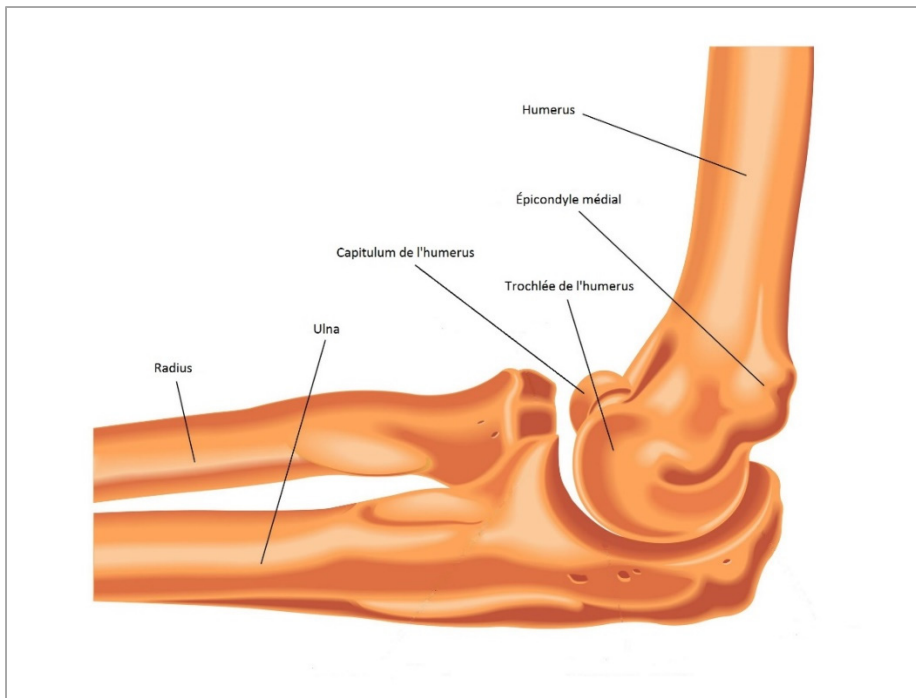


Figure 1.7 Représentation de l'ostéologie du coude.
Adaptée de Anatomy Human Body (2016).

Le radius est un os long disposant d'une diaphyse et de deux épiphyses. Le radius est pair et asymétrique. Il dispose de trois bords (interosseux, antérieur et postérieur) et de trois faces (antérieure, latérale et postérieure). L'ulna est un os long disposant d'une diaphyse et de deux épiphyses. L'ulna est pair et asymétrique. Il dispose lui aussi de trois bords (interosseux, antérieur et postérieur) et de trois faces (antérieure, latérale et postérieure). L'articulation du coude est l'union de trois articulations : l'articulation huméro-ulnaire (entre l'humérus et l'ulna, fait le lien entre la trochlée de l'humérus et l'incisure trochléaire de l'ulna), l'huméro-radiale (entre l'humérus et le radius, fait le lien entre le capitulum de l'humérus et la circonférence articulaire de la tête du radius) et la radio-ulnaire proximale (entre le radius et l'ulna, fait le lien entre la circonférence articulaire de la tête du radius et l'incisure radiale de l'ulna). L'articulation huméro-ulnaire permet l'extension de l'avant-bras sur le bras. L'articulation huméro-radiale permet de plier le bras, mais aussi la supination (rotation latérale de l'avant-bras) et la pronation (rotation médiale de l'avant-bras). L'articulation radio-ulnaire

proximale permet le pivotement de la tête du radius sur elle-même au point de contact de l'ulna. Elle est également impliquée dans le mouvement de supination de l'avant-bras.

1.4.2.2 Mouvements de l'articulation

La prono-supination permet une rotation longitudinale de l'avant-bras par rapport au coude. La supination consiste à placer la paume de la main vers le haut : le radius et l'ulna sont parallèles. Procéder à une rotation de la main jusqu'à ce que la paume soit dirigée vers le bas consiste à effectuer un mouvement de pronation.

Trois muscles principaux permettent la supination : le biceps brachial, le brachio-radial et le muscle supinateur. Le supinateur est composé de deux faisceaux : le faisceau superficiel et le faisceau profond. Le faisceau superficiel naît de l'épicondyle latéral de l'humérus. Le faisceau profond s'insère au niveau du bord postérieur de l'ulna. Les deux faisceaux du supinateur se terminent en s'insérant sur la face antéro-latérale de l'extrémité supérieure du radius.

L'action de trois muscles permet le mouvement de pronation : le rond pronateur, le carré pronateur et le muscle brachio-radial. Le muscle rond pronateur est situé en antérieur de l'avant-bras. Il s'insère sur l'épicondyle médial de l'épiphyse inférieure de l'humérus et se termine sur la face latérale du radius, au-dessus du tiers moyen. Le carré pronateur est situé sur le quart inférieur de l'avant-bras. Il s'insère au niveau de la face antérieure du quart distal du radius et se termine sur la face antérieure du quart distal de l'ulna.

1.4.3 Articulation du poignet

1.4.3.1 Structures osseuses

Le poignet est une articulation complexe reliant la main à l'avant-bras (Figure 1.8). Il est composé de trois articulations assurant une grande précision et amplitude de mouvement de la main par rapport à l'avant-bras.

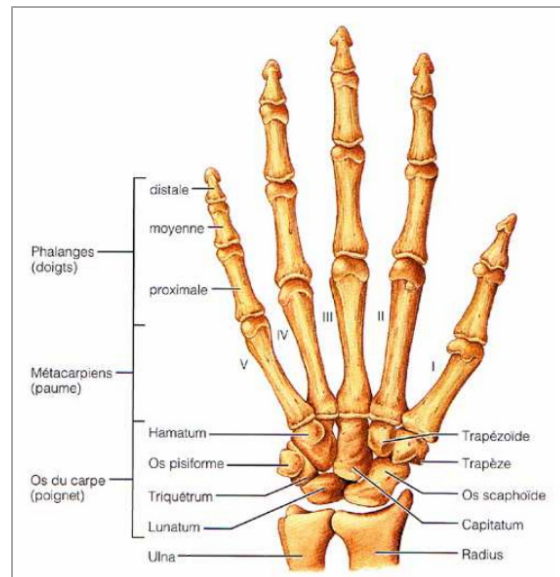


Figure 1.8 Ostéologie du poignet et de la main gauche.
Adaptée de Anatomy Human Body (2016).

L'articulation radio-carpienne permet de relier les huit os du carpe (deux rangées de quatre os ; la première rangée est composée de l'os scaphoïde, de l'os lunatum, de l'os triquetrum et de l'os pisiforme ; la deuxième rangée contient l'os trapèze, l'os trapézoïde, l'os capitatum ainsi que l'hamatum) au radius.

L'articulation médio-carpienne se situe entre la première et la deuxième rangée des carpes. Enfin, l'articulation radio-ulnaire distale se situe entre la tête du radius et celle de l'ulna.

A noter que la deuxième rangée des carpes est directement en contact avec les métacarpes qui sont reliés aux phalanges.

1.4.3.2 Mouvements de l'articulation

L'amplitude des mouvements du poignet se mesure à partir d'une position de référence de la main : l'axe de la main (axe entre le 2^{ème} métacarpien et le 3^{ème} doigt) est situé dans le prolongement de l'axe de l'avant-bras. Le mouvement d'abduction dispose d'une amplitude relativement faible de 15 degrés alors que celle de l'adduction est de 45 degrés. L'amplitude de flexion palmaire est de 85 degrés, tout comme celle de flexion dorsale (en supination dans les deux cas).

L'articulation du poignet sollicite deux groupes de muscles : les muscles fléchisseurs (en antérieur de l'avant-bras) et les muscles extenseurs (en postérieur de l'avant-bras).

Trois principaux muscles permettent la flexion du poignet : le muscle fléchisseur radial du carpe, le long palmaire et le fléchisseur ulnaire du carpe. L'extension du poignet est rendue possible par l'action de trois muscles extenseurs : le long extenseur radial du carpe, le court extenseur radial du carpe et l'extenseur ulnaire du carpe. Les mouvements d'abduction et d'adduction du poignet sont rendus possibles par l'action en synergie de certains muscles fléchisseurs et extenseurs. Le fléchisseur ulnaire du carpe et l'extenseur ulnaire du carpe sont les deux muscles adducteurs du poignet. Les muscles palmaires (dont le long palmaire), le long extenseur radial du carpe et le court extenseur radial du carpe font partie des muscles abducteurs du poignet (les muscles palmaires comportent également une série de muscles de la main non décrits ici, le long abducteur et le court extenseur du pouce sont également des muscles abducteurs du poignet).

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

2.1 Problématique

En situation de jeu, les ressources cognitives d'un athlète sont divisées entre le contrôle moteur (performance biomécanique) et l'attention (l'athlète doit assimiler plusieurs informations complexes : sa position, celle de l'objectif, celle de ses coéquipiers, celle de ses adversaires...). On sait que la division d'attention nuit à la performance motrice notamment à cause du phénomène d'interférence lors de l'exécution d'une double tâche.

Il a été montré qu'une charge cognitive en situation de jeu peut être simulée à l'aide de la tâche perceptivo-cognitive 3D-MOT et que la performance à cette tâche peut être améliorée par un entraînement. Cependant l'impact d'un tel entraînement sur l'amélioration de la performance motrice chez les sportifs n'est pas connue.

La problématique de l'étude concerne donc l'étude des effets d'un entraînement cognitif sur l'impact du 3D-MOT sur la performance motrice.

2.2 Objectif et hypothèses de recherche

L'objectif principal de l'étude est de quantifier l'effet d'un entraînement perceptivo-cognitif de type 3D-MOT sur la performance motrice.

Cet objectif principal est complété par les trois sous-objectifs suivants :

- Quantifier l'impact d'une tâche de 3D-MOT (simple ou combinée à une tâche de prise de décision, pour mieux simuler une situation de jeu) sur une tâche motrice simultanée (maniement de rondelle) chez les joueurs de hockey;
- Quantifier leur amélioration à la tâche cognitive suite à un entraînement au 3D-MOT;

- Quantifier l'effet de cette amélioration sur la performance d'une tâche motrice pendant l'exécution simultanée d'une tâche 3D-MOT.

Les quatre hypothèses de recherche suivantes sont émises :

- Une tâche cognitive de type 3D-MOT a un effet sur la cinématique des membres supérieurs et sur le mouvement de la rondelle de hockey (mouvements plus lents et plus variables).
- La prise de décision couplée à la tâche cognitive dégrade d'autant plus la performance motrice des joueurs.
- Les athlètes sont capables de suivre les cibles du 3D-MOT à une plus grande vitesse suite à un protocole d'entraînement.
- Un entraînement cognitif de type 3D-MOT mène à une diminution des effets de cette tâche sur la performance motrice (diminution moins importante des vitesses d'exécution, augmentation moindre de la variabilité du mouvement).

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Participants

Un total de dix participants (25.1 (± 1.6) ans) a complété la totalité de l'entraînement. Ils ont été répartis de façon aléatoire en deux groupes (expérimental et contrôle) afin d'éviter tout effet de groupe lié à de possibles écarts de niveaux entre les participants.

Le recrutement a ciblé les athlètes jouant dans la ligue récréative de hockey de l'ÉTS à Montréal dans un premier temps, par la suite, certains joueurs de hockey cosom (sur parquet) de l'ÉTS également ont intégré la cohorte. Le fait d'avoir deux provenances de sujets ne présente pas de problème dans ce cas car la principale disparité (hormis celles relatives à certaines règles de jeu) entre les deux sports (hockey et hockey cosom) vient du fait que les joueurs de cosom ne patinent pas puisqu'ils jouent sur du parquet. Le protocole expérimental ne s'intéressant pas au patinage (les participants seront en position statique au sol et manipuleront une rondelle de hockey sur une glace artificielle), intégrer ces joueurs de cosom n'entraîne pas de biais notable au niveau des acquisitions.

Les critères d'exclusions suivants ont été imposés aux participants :

- Avoir déjà participé à une étude sur le 3D-MOT ;
- Être sous médication agissant sur l'état de vigilance et l'attention ;
- Avoir subi une blessure depuis moins de six mois au niveau du membre supérieur ;
- Avoir subi une blessure au membre supérieur nécessitant une intervention chirurgicale ;
- Ressentir une douleur, un inconfort, au niveau du membre supérieur ;
- Grossesse en cours ;
- Souffrir de cinétose lors de la pratique de jeux vidéo (nausées, vertiges, étourdissement) ;

A noter que la totalité des participants étaient gauchers au hockey (main gauche en bas et main droite en haut du bâton de hockey). Cela n'est pas surprenant comme l'affirme Grondin (1994) qui a pu étudier une cohorte de 194 joueurs élite de hockey et dont 64 % des joueurs (124 participants) sont décrits comme tenant le bâton avec la main gauche en bas. Aussi, tous les participants étaient de sexe masculin.

3.2 Protocole expérimental

Au total, sept séances sont nécessaires pour réaliser la totalité de l'entraînement. Deux types de séances ont été mis en place : les séances d'acquisitions biomécaniques (au nombre de deux, la première et la dernière) et les séances d'entraînement cognitif simple (au nombre de cinq) (Figure 3.1).

Le protocole expérimental se compose de trois types de séances : la séance 1, les séances 2 à 6 et la séance 7 (Figure 3.1). Les séances 1 et 7 permettent d'évaluer en pré et en post entraînement (séances 2 à 6) les effets potentiels de celui-ci sur la performance motrice.

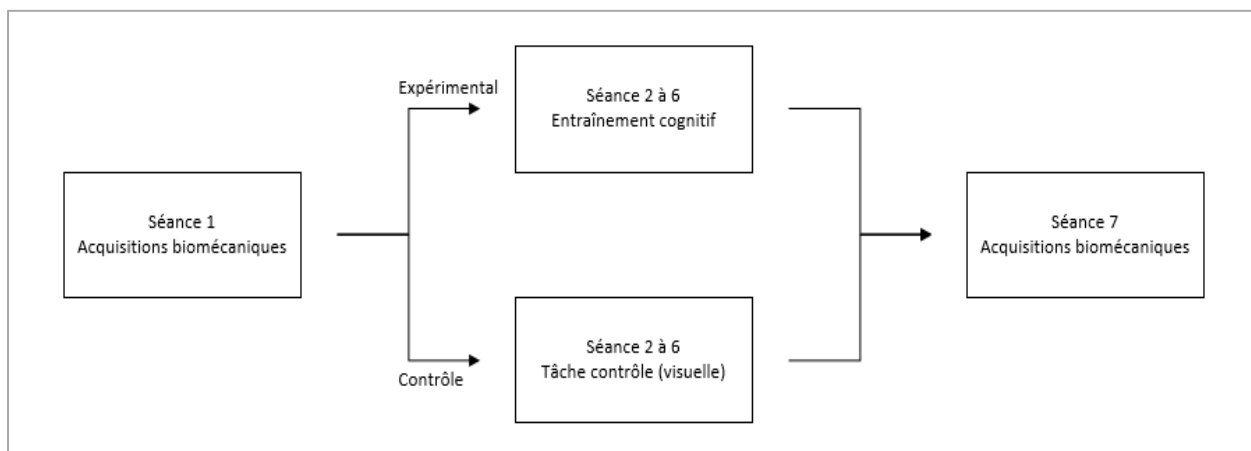


Figure 3.1 Déroulement de l'entraînement de cognitif sur les sept séances.

Au début des séances 1 et 7, le participant a répondu à un questionnaire présentant ses données anthropomorphiques : âge, taille, poids, sexe, vision stéréoscopique, problèmes de santé relatifs au membre supérieur. Cela a permis de vérifier que le participant était apte à participer

à la séance mais aussi de s'assurer qu'il respectait les critères d'inclusion de l'étude (et qu'il ne présentait pas de correspondance avec les critères d'exclusion de l'étude).

3.2.1 Instrumentation et calibration nécessaires pour les séances 1 et 7

Lors des séances 1 et 7, le participant a dû être équipé afin de pouvoir réaliser l'acquisition biomécanique. L'instrumentation choisie s'est donc focalisée sur l'étude du mouvement : le participant a été placé dans un environnement disposant de douze caméras Vicon T-20 S (ayant pour fréquence d'acquisition 200 Hz) et d'un poste informatique équipé du logiciel Nexus (Version 1.8.5). Des marqueurs réfléchissants ont été disposés sur la partie haute du participant afin de pouvoir être perçus par le système de caméras. Les caméras Vicon sont des caméras infrarouges émettrices et réceptrices permettant de mesurer le mouvement d'un participant équipé de marqueurs dans un espace à trois dimensions. Le logiciel Nexus offre ensuite la possibilité de visualiser le mouvement dans un environnement virtuel 3D. Avant chaque acquisition, l'environnement d'étude était calibré afin d'éviter tout biais de mesure, en effet, le laboratoire étant accessible pour plusieurs personnes et différents projets, les caméras étaient susceptibles d'être bougées.

Le responsable d'acquisition a placé les marqueurs suivants sur les participants afin de respecter les directives d'utilisation du PiG :

- Un bandeau ajustable sur le haut de la tête du participant disposant de quatre marqueurs réfléchissants : un au-dessus de la tempe gauche, un au-dessus de la tempe droite, un en arrière à gauche de la tête dans un plan horizontal avec les deux marqueurs précédents et un en arrière à droite de la tête dans le même plan horizontal.
- Cinq marqueurs sur le torse : un au niveau de la septième vertèbre cervicale, un sur la dixième vertèbre thoracique, un sur le nœud jugulaire, un sur le processus xiphoïde et un placé au milieu de l'omoplate droite (l'emplacement n'est pas important, ce marqueur permet au PiG d'identifier rapidement les côtés droit et gauche des participants).

- Sept marqueurs sur chaque bras : un placé sur l'articulation acromio-claviculaire, un au niveau du biceps (l'asymétrie entre le côté droit et gauche permet de latéraliser les données acquises), un au niveau de l'épicondyle latéral, un sur l'avant-bras (l'asymétrie entre le côté droit et gauche permet de latéraliser les données acquises), un au niveau du processus styloïde de l'ulna, un au niveau du processus styloïde du radius et un placé sur la face postérieure de la main en dessus du second métacarpe.

Au total, vingt-trois marqueurs réfléchissants ont été positionnés sur chaque participant. La nomenclature présentée en Annexe I a été utilisée afin de faire le lien entre la position anatomique de la zone à marquer et les marqueurs réfléchissants.

Suite à l'équipement du participant, un bâton de hockey adapté à sa latéralisation (droite ou gauche) équipé de cinq marqueurs réfléchissant était confié au participant. Aussi, plusieurs rondelles de hockey équipées de la même manière (équipées de quatre marqueurs réfléchissants,) étaient à la disposition du participant (Figure 3.2).



Figure 3.2 Rondelle et bâtons de hockey équipés de marqueurs réfléchissants

Le logiciel NeuroTracker (version recherche) été installé sur un poste informatique à proximité du manipulateur afin de pouvoir lancer la tâche de 3D-MOT et de pouvoir acquérir les mouvements des participants à l'étude. Ce poste informatique était relié à un écran 3D placé en face des participants (la vision 3D était rendue possible par l'utilisation de lunettes adaptées au système de projection). Deux plateformes de forces AMTI OR6-7 (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*, Watertown, MA) ont été utilisées lors des expérimentations afin de mesurer les forces et points d'application du poids des participants. Une remise à zéro des plateformes a été fait avant chaque acquisition ainsi qu'une vérification de la direction et du point d'application des vecteurs de force sous Nexus. Un système de lumières Fitlight a été placé dans le champ visuel des participants afin d'être en capacité de leur donner une consigne sans qu'ils ne quittent l'écran du regard. Ce système permet d'allumer aléatoirement une des deux sources lumineuses et est entièrement paramétrable pour correspondre aux besoins expérimentaux. Une surface (glace artificielle) sur laquelle les participants ont fait les manipulations de rondelle était placée aux pieds des participants, à proximité des plateformes de forces (Figure 3.3).

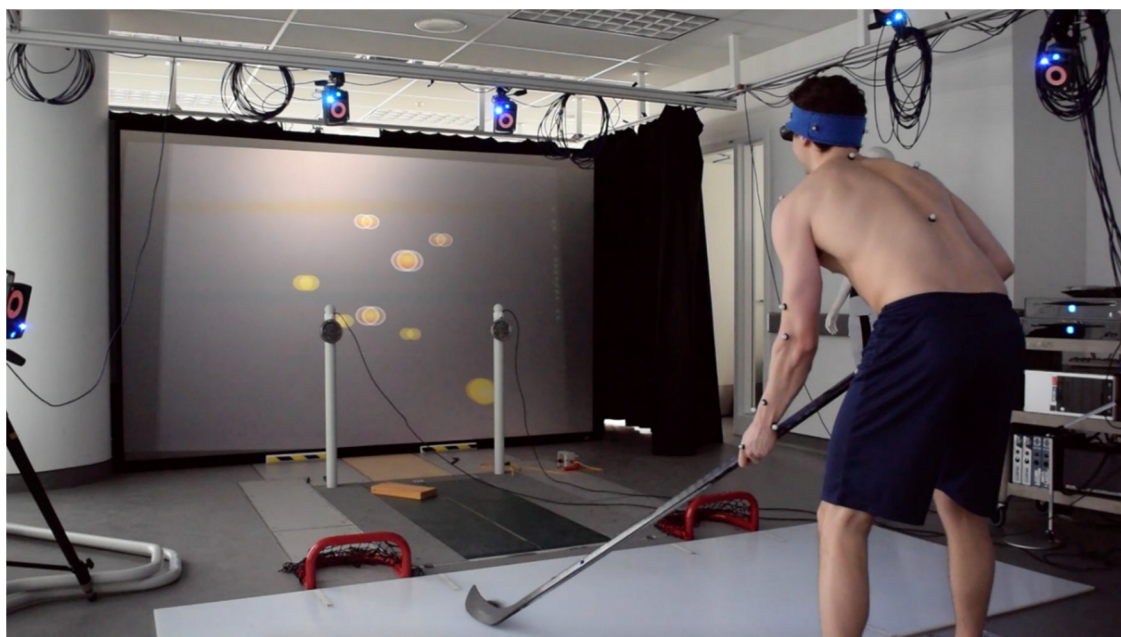


Figure 3.3 Un participant qui effectue le maniement de rondelle et la tâche perceptivo-cognitive (séances 1 et 7).

3.2.2 Instrumentation et calibration nécessaires pour les séances 2 à 6

Pour les séances 2 à 6, le visiocasque Sony HMZ-T1 a été utilisé. Le groupe de contrôle a utilisé le logiciel NeuroMinder (version recherche) alors que le groupe expérimental a employé le logiciel Neurotracker (version 2.5.5.2) pour afficher la tâche de 3D-MOT. L'écart entre les pupilles a été réglé avant chaque utilisation. À noter que ce casque a également été utilisé pour le groupe de contrôle afin que seule la tâche visuelle change.

3.2.3 Séance 1 : Acquisitions biomécaniques préliminaires et seuils de suivi

Après avoir rempli les questionnaires et signé le formulaire d'informations et de consentement, le participant a été équipé des marqueurs Vicon au niveau des zones d'intérêts du membre supérieur. Un essai de calibration statique est ensuite réalisé afin de s'assurer que la totalité des marqueurs sont visibles et correctement identifiés sous le logiciel Nexus. Suite à cela, une évaluation de la capacité cognitive est réalisée. Les participants ont tous effectués trois séries de vingt essais de 3D-MOT (sans manipulation de rondelle) en position debout et statique, face à l'écran. Le système de seuillage intégré à NeuroTracker a donc fourni trois valeurs de seuil de suivi de cible. Cela a permis de déterminer une vitesse des cibles suffisante pour que le 3D-MOT requiert une concentration du participant par un système de paliers. Pour un essai, si le participant arrive à suivre correctement les quatre cibles initialement identifiées, la vitesse des cibles de l'essai suivant augmentera. S'il ne commet ne serait-ce qu'une erreur d'identification de cible, la vitesse de déplacement des cibles diminuera.

Avant de commencer les différents essais biomécaniques, la vitesse de déplacement des cibles du 3D-MOT a été fixée à 50% de la moyenne des trois seuils de suivi de cibles précédemment obtenus. Cette valeur est ressortie comme pertinente suite aux essais pilotes réalisés en amont de ces expérimentations. En effet, il est bien trop complexe d'effectuer une tâche sportive tout en suivant les cibles à 100% de la capacité cognitive établie par le 3D-MOT. Les mouvements sont trop variables, peu répétables et le participant fait de nombreuses erreurs dans le suivi de cible.

Un total de trente-deux essais a dû être réalisé pour compléter la séance d'acquisition biomécanique. Quatre conditions différentes d'essais ont été étudiées, soit un total de huit essais par condition.

Première condition : L'essai simple.

Pour cette première condition, le participant a dû manipuler la rondelle selon un mouvement rectiligne d'aller-retour de gauche à droite tout en gardant son regard fixé vers l'écran situé face à lui (un repère vert était disposé au centre de l'écran).

Deuxième condition : L'essai avec prise de décision.

Cette condition reprend le principe de la première en y ajoutant une difficulté : un signal lumineux (par le système Fitlight) s'affichait après huit secondes de façon aléatoire, soit à droite, soit à gauche. À la suite de cette indication lumineuse, les participants avaient pour consigne de procéder à une passe du côté où le signal s'était allumé.

Troisième condition : L'essai avec 3D-MOT (ou suivi de cibles).

La troisième condition reprend elle aussi la première mais en y rajoutant le suivi de cible à la vitesse convenue. Les participants ont eu pour consigne de commencer leur mouvement avant que les cibles ne s'identifient (lorsqu'elles deviennent orange).

Quatrième condition : L'essai avec 3D-MOT et prise de décision.

Cette quatrième et dernière condition reprend les trois précédentes : les participants devaient effectuer leur mouvement d'aller-retour tout en suivant les cibles à l'écran tout en attendant la fin du mouvement des cibles (qui dure huit secondes) pour effectuer la passe suite au signal lumineux aléatoire.

Les trente-deux essais ont été répartis de façon aléatoire afin d'éviter le phénomène de fatigue et celui d'entraînement dans un type d'essai.

3.2.4 Séances 2 à 6 : Entrainement

C'est lors de ces séances que les deux groupes étudiés ont effectués des tâches distinctes au casque. Le groupe expérimental a procédé à trois séries de vingt essais (trois seuillages) sous NeuroTracker pour chaque séance. Au total, quinze seuillages ont pu être évalués lors des cinq séances d'entraînement au visiocasque. Le groupe de contrôle a procédé à une tâche de détection de contraste au visiocasque : trois séries de vingt essais également. Le principe de cette tâche visuelle est de détecter l'orientation d'une série de ligne (direction horizontale ou direction verticale) sombres sur un fond de bruit visuel à l'aide du logiciel NeuroMinder (Figure 3.4). Si le participant identifiait correctement la direction des lignes, le contraste des lignes de l'essai suivant diminuait, sinon il augmentait.

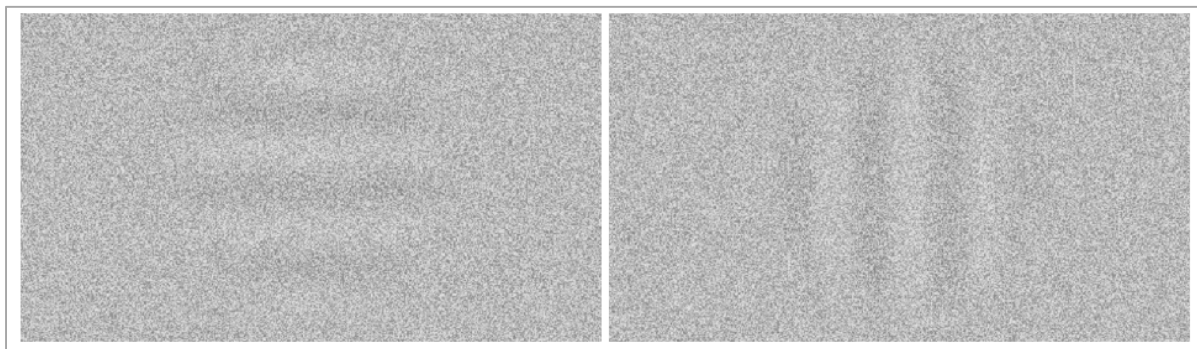


Figure 3.4 Captures de deux essais sous le logiciel NeuroMinder.

Le principe de cette tâche est purement visuel (Habak et al, 2010). Elle a été choisie car elle ne requiert pas l'emploi de la fonction cognitive. D'autres études utilisant la même tâche visuelle en tant que tâche contrôle pour vérifier l'effet d'un entraînement cognitif ont été trouvées (Legault et al, 2012). Les participants du groupe de contrôle ont eux aussi pris part à cinq séances pour la tâche de contraste.

3.2.5 Séance 7 : Acquisitions biomécaniques finales et seuils de suivi

La dernière séance se déroule de la même manière que la première. En effet, le but du projet étant de comparer la performance motrice avant et après un entraînement, il a semblé pertinent

de procéder aux deux mêmes séances en début et en fin de protocole. Les participants ont pu procéder à nouveau à l'évaluation de leur seuil de suivi de cible en dernière séance, cependant, le seuil moyen de chaque participant évolue ne serait-ce qu'après trois séries de vingt essais. La valeur moyenne de vitesse de suivi de cible de la dernière séance n'a donc pas été retenue pour procéder aux acquisitions biomécaniques finales. Pour ces acquisitions, c'est la vitesse moyenne de suivi de la première séance qui a été employée afin d'assurer le maximum de similitudes dans les séances pré et post entraînement. Suite à cela, le participant a pu effectuer ses trente-deux essais tout comme lors de la première séance.

3.3 Analyses préliminaires

Les données stockées étant brutes, il a été nécessaire de procéder au filtrage de celles-ci afin de limiter l'influence du bruit lié aux acquisitions sur les données. Pour cela, les données cinématiques ont été traitées par un filtre Butterworth d'ordre 4 disposant d'une fréquence de coupure de 6 Hz. Les calculs de dérivée première ont ensuite été lancés afin d'obtenir les vitesses linéaires et angulaires de chaque segment anatomique étudié ainsi que celles des articulations.

3.4 Analyse de mouvements

Pour mener à bien les analyses de données, il a été nécessaire de considérer une fenêtre temporelle d'étude constante. La tâche de 3D-MOT durant huit secondes, l'étude du mouvement s'est intéressée aux six secondes centrales, la première seconde (phase transitoire) n'a donc pas été considérée. Cette fenêtre a donc été utilisée pour la totalité des résultats présentés par la suite.

3.4.1 Rondelle de hockey

L'intérêt de l'étude de la rondelle de hockey réside dans sa trajectoire. Pour étudier la trajectoire de la rondelle, le marqueur central (marqueur R1) de la rondelle a été suivi. La vitesse moyenne de R1 a été calculée. La trajectoire de la rondelle de hockey a été quantifiée.

Une analyse en composantes principales (ou ACP) a permis d'étudier les vecteurs propres et les projections des différentes positions de R1 au cours du temps sur les deux vecteurs propres gardés pour l'ACP. L'ACP permet d'évaluer la variabilité de la trajectoire de la rondelle. L'hypothèse relative à cette étude est que le mouvement de la rondelle est plan, ce qui n'est pas exactement le cas car la glace artificielle peut présenter certaines imperfections qui peuvent être retranscrites dans les données acquises par le système de caméras. Néanmoins, l'amplitude de la trajectoire selon l'axe orthogonal au plan de la glace artificielle étant négligeable en comparaison de celles selon les deux autres axes, il semble pertinent de considérer le mouvement comme plan selon les axes $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ du référentiel de la glace (identique au référentiel global d'étude). L'ACP a donc permis d'étudier la variabilité selon l'axe $\vec{Y}$ de la glace (afin de déterminer si le joueur manipule différemment la rondelle selon les conditions d'essais) mais aussi la distance moyenne à laquelle il manipule rondelle. Pour résumer, l'ACP sous Matlab permet de procéder à une rotation des données d'un angle suffisant pour superposer la direction du vecteur propre principal des données avec celle des abscisses du repère (Figure 3.5) et recentrer la trajectoire avec l'origine des ordonnées.

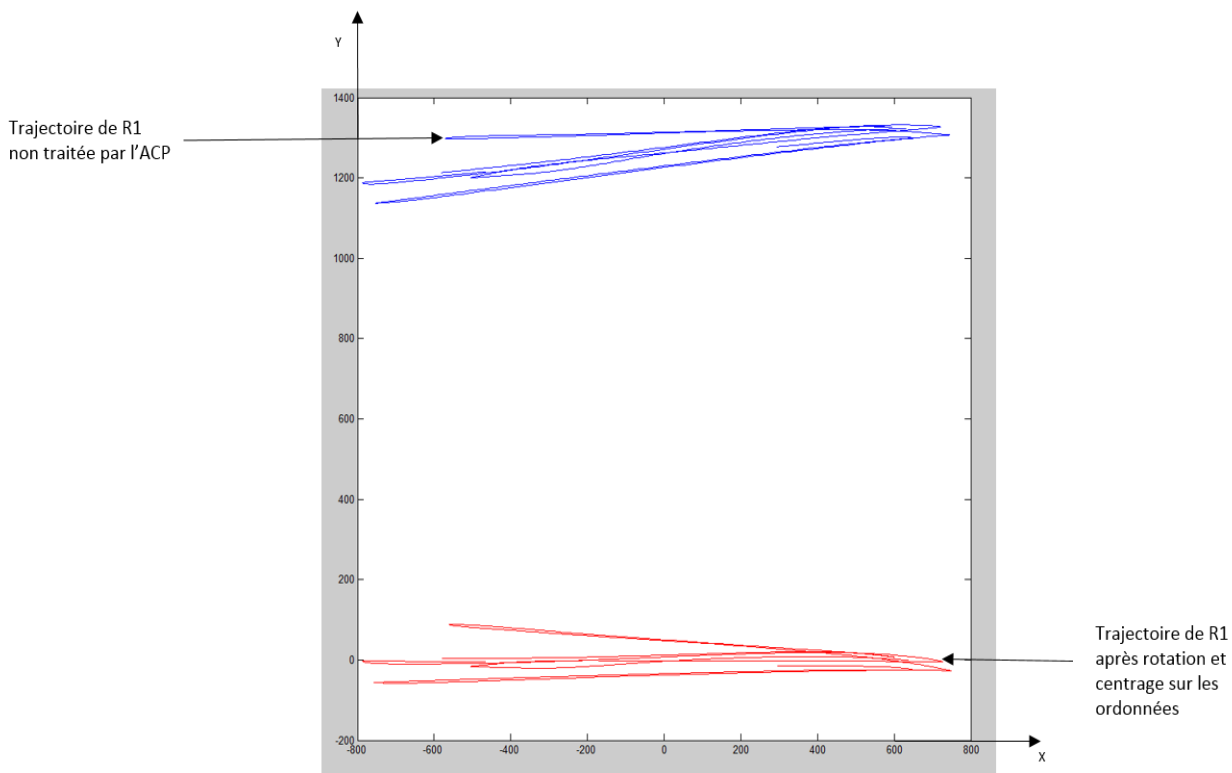


Figure 3.5 Visualisation du principe exploité par l'ACP dans l'étude.

Une fois la rotation des données effectuée, il est alors possible d'évaluer l'écart en Y des positions de R1, chose qui n'était pas faisable avant l'ACP (les écarts de trajectoire n'étant pas pertinent à étudier avant la rotation des données). Aussi, le vecteur principal étant connu par l'ACP, il est possible de connaître la direction de la trajectoire moyenne de R1 pour chaque essai. Celle-ci a été considérée comme affine. L'étude de la constante de la fonction ainsi déterminée permet de connaître la distance à laquelle la rondelle de hockey a été déplacée.

La comparaison des résultats (vitesse moyenne, écart selon Y après ACP et valeur de la constante de la fonction directrice de la trajectoire de R1) par groupe et par condition d'essai a été faite par une série de tests de Student entre les deux groupes et les quatre conditions d'essai.

3.4.2 Cinématique des membres supérieurs

Pour caractériser le mouvement des membres supérieurs, il a été nécessaire d'évaluer si un patron de mouvement existait et si celui-ci était impacté par l'ajout d'une charge cognitive et par l'entraînement cognitif. Les rotations articulaires moyennes ont donc été étudiées afin d'évaluer ce patron de mouvement. À cela, les vitesses de rotation moyennes de chaque articulation ont-elles aussi été traitées.

Pour les rotations moyennes et vitesses angulaires moyennes, un calcul de moyenne sur le signal retenu a été effectué (en valeur absolue pour les vitesses angulaires). La comparaison de ces variables a été possible en étudiant les différences selon les conditions d'essai et les groupes pour chaque composante des segments et articulations. Au total, dix articulations et segments ont pu être étudiés comme le montre l'Annexe II.

3.4.3 Analyses statistiques

Pour chaque analyse (vitesse moyenne de la rondelle, variabilité de la trajectoire (ACP), rotation moyenne articulaire et vitesses moyennes articulaires), les moyennes et écarts-types de chaque condition (Simple, Décision, MOT et MOT+Décision) ont été réalisés pour chacun

des deux groupes. Aussi, une comparaison intra-participant a été réalisée afin de mettre en évidence tout changement propre à un sujet. Une comparaison de ces moyennes et écarts-types entre les séances 1 et 7 a pu être faite. Chaque comparaison présentée dans les résultats provient du test de Student (test-t) pour deux échantillons appariés. Il permet de comparer les moyennes de deux échantillons afin d'évaluer si l'hypothèse nulle est rejetée ou non (seuil de significativité). Ce test a été utilisé pour comparer chacun des conditions avec la condition de base : l'essai simple. La comparaison des deux groupes

Le test de Fisher permet de comparer les variances de deux groupes. Couplé à l'utilisation du test-t, il a été utilisé pour s'assurer qu'il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes avant l'entraînement au 3D-MOT.

Le seuil de significativité est fixé à $\alpha=0.05$ aussi bien pour le test de Student que pour le test de Fisher.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Performance cognitive avant entraînement

Les seuils de suivis sont exprimés en logarithme décimal de la vitesse des cibles (en cm/s). Par exemple, un score de 1.5 équivaut à une capacité à suivre quatre cibles se déplaçant en moyenne à 31.62 cm/s. Par soucis de simplicité et de clarté vis-à-vis des résultats trouvés dans la littérature, il a semblé plus judicieux de conserver les seuils exprimés en logarithme décimal plutôt qu'en cm/s.

Lors de la séance initiale, il n'y a pas eu de différence significative entre les deux groupes au niveau de leurs scores au 3D-MOT, tel que montré par le tableau 4.1 qui compare les seuils de suivis de cibles des deux groupes avant entraînement.

Tableau 4.1 Comparaison des seuils de vitesses des deux groupes obtenus en séance 1.

Expérimental		Contrôle	
Sujet 1	1,7	Sujet 2	1,3
Sujet 5	1,6	Sujet 3	0,9
Sujet 6	1,4	Sujet 4	1,5
Sujet 9	1,7	Sujet 7	1,5
Sujet 10	1,1	Sujet 8	0,9
Moyenne	1,5	Moyenne	1,2
Écart type	0,26	Écart type	0,30

Le test-t permettant de comparer les deux groupes donne $p=0.1$. Le test de Fisher retourne $F=0.7$. Ces deux valeurs étant toutes deux supérieures au seuil de significativité de 0.05, les deux groupes étudiés ne sont pas statistiquement différents.

4.2 Effets d'une charge cognitive simple ou combinée

4.2.1 Effets sur la rondelle

Le tableau 4.2 présente la comparaison des conditions d'essais en séance 1 pour la vitesse moyenne de la rondelle (m/s).

Tableau 4.2 Vitesse moyenne de la rondelle (m/s) en séance 1.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Sujet 1	2,0	2,1	1,8	1,8
Sujet 2	1,9	2,0	1,9	1,9
Sujet 3	1,9	1,8	1,8	1,7
Sujet 4	2,2	2,0	1,8	1,9
Sujet 5	2,1	2,3	2,1	2,1
Sujet 6	1,8	1,7	1,6	1,5
Sujet 7	2,1	2,0	1,9	1,9
Sujet 8	1,1	1,2	1,0	1,0
Sujet 9	2,4	2,4	2,2	2,3
Sujet 10	2,1	2,0	1,9	1,9
Moyenne	2,0	1,9	1,8	1,8

Une diminution significative causée par l'ajout de la tâche de suivi de cible simple ($p=0.01$) ou combinée à la prise de décision ($p<0,01$) est observée sur la vitesse moyenne de la rondelle. Le test-t comparant les sujets du groupe expérimental à ceux du groupe contrôle donne $p=0.12$. Le test de Fisher associé à cette même comparaison retourne $F=0.72$. Il n'y a donc pas de différence significative entre les deux groupes pour le maniement de la rondelle.

L'analyse par composante principale ne permet pas de conclure sur un effet significatif de l'impact du 3D-MOT sur la variabilité de la trajectoire (sur la valeur de la constante de la trajectoire moyenne ni sur les écarts de celle-ci) (Annexe III).

4.2.2 Effets sur le mouvement

Les résultats présentés des études de la cinématique articulaire et des vitesses moyennes angulaires sont ceux de l'épaule opposée et du thorax, autour des axes $\vec{Z}$ respectifs (rotations internes-externes), car ce sont ceux qui sont les plus souvent sensibles à l'impact du 3D-MOT et de l'entraînement au 3D-MOT. La totalité des résultats des deux études se trouve en Annexes IV, V, VI et VII.

La figure 4.1 présente les rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe $\vec{Z}$ pour tous les sujets en séance 1.

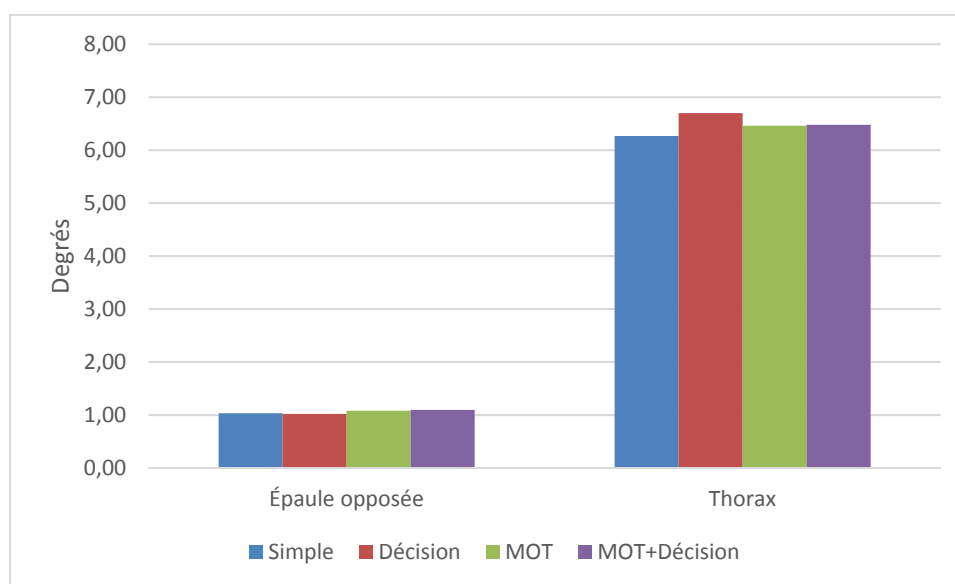


Figure 4.1 Rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour les sujets en séance 1.

L'étude complète des résultats cinématiques (Annexe IV) n'a pas permis de mettre en évidence de résultat significatif. Il n'y a pas eu d'effet du 3D-MOT simple ou combiné à la prise de décision sur les rotations moyennes articulaires (sur aucun des trois axes). Le test-t et le test de Fisher n'ont pas permis de conclure sur des différences significatives entre les deux groupes sur les rotations moyennes des articulations.

Cependant, la vitesse de la rondelle ayant été impactée par les différentes conditions, une étude des vitesses angulaires a semblé pertinente. La figure 4.2 présente les vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Z}$ des deux groupes réunis en séance 1 pour les articulations de l'épaule opposée et du thorax.

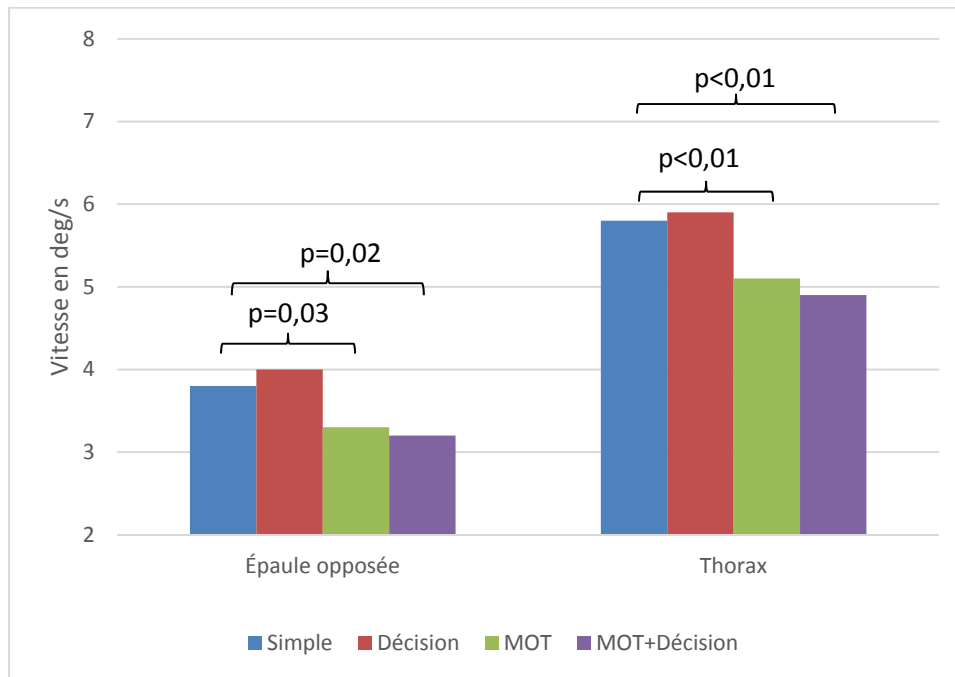


Figure 4.2 Vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe Z des deux groupes réunis en séance 1 pour les articulations de l'épaule opposée et du thorax.

Pour les deux articulations, un effet significatif du 3D-MOT simple (épaule opposée : $p=0.03$; thorax : $p<0.01$) et du 3D-MOT combiné à la prise de décision (épaule opposée : $p=0.02$; thorax : $p<0.01$) sur les vitesses de rotations moyennes autour de $\vec{Z}$ a été observé.

La totalité des résultats de l'étude des vitesses de rotation moyennes pour la séance 1 se trouve en Annexe V.

Le test-t et le test de Fisher n'ont pas permis de conclure sur des différences significatives entre les deux groupes sur les vitesses moyennes de rotations articulaires.

4.3 Progression à la tâche de MOT

Afin de vérifier l'efficacité de l'entraînement cognitif, il est nécessaire de s'intéresser aux seuils de suivi de cible du NeuroTracker obtenus lors des séances 2 à 6. Le graphique suivant (Figure 4.3) présente l'évolution de la moyenne des seuils des cinq sujets par séance.

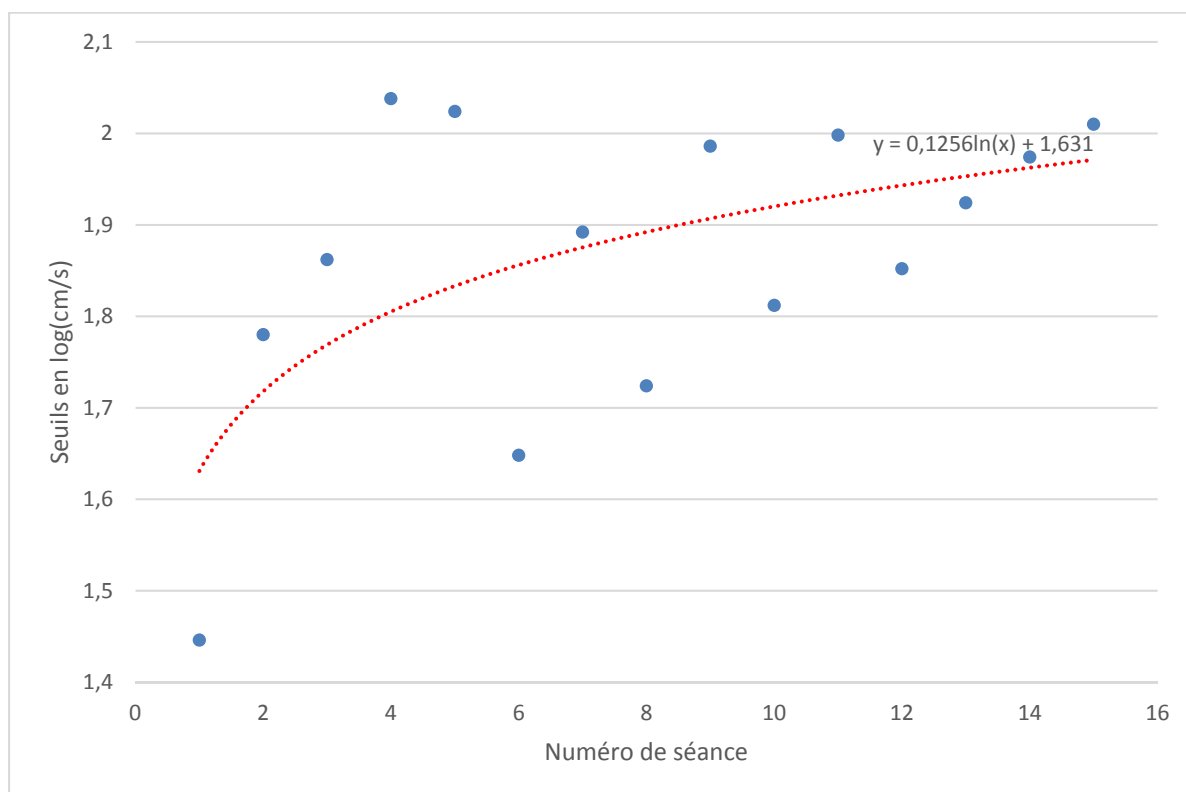


Figure 4.3 Progression de la moyenne des seuils de suivi de cibles pour le groupe expérimental (séances 2 à 6) avec courbe de tendance logarithmique (népérienne).

Le score moyen des seuils de suivi de cibles des cinq sujets étudiés en début de séances 2 à 6 était donc de 1.446, le score en séance 15 était de 2.01 ($p < 0.01$).

Une comparaison des seuils moyens obtenus en séances 1 et 7 (Tableau 4.3) est intéressante afin de déterminer s'il y a eu un transfert de l'entraînement au casque lorsqu'ils procèdent à la même tâche en séance 7.

Tableau 4.3 Seuils moyens de suivi des sujets
du groupe expérimental en séances 1 et 7.

	Seance 1	Seance 7	Progression
Sujet 1	1,7	1,8	5,4%
Sujet 5	1,6	2,2	37,7%
Sujet 6	1,4	1,6	15,9%
Sujet 9	1,7	2,1	23,4%
Sujet 10	1,1	2,1	101,9%
Moyenne	1,5	2,0	36,9%
Écart type	0,26	0,26	

Les résultats sont significatifs au niveau de la comparaison des seuils moyens en séance 1 et en séance 7 ($p=0.02$) pour les sujets du groupe expérimental.

Le tableau 4.4 présente l'évolution des seuils moyens du groupe de contrôle.

Tableau 4.4 Seuils moyens de suivi des sujets
du groupe contrôle en séances 1 et 7.

	Seance 1	Seance 7	Progression
Sujet 2	1,3	1,1	-8,6%
Sujet 3	0,9	1,3	37,0%
Sujet 4	1,5	1,4	-4,7%
Sujet 7	1,5	2,0	32,2%
Sujet 8	0,9	0,9	5,8%
Moyenne	1,2	1,3	12,3%
Écart type	0,30	0,40	

Il n'y a pas de différence significative ($p=0.55$) au niveau des seuils moyens de suivis de cibles en séance 1 en comparaison avec la séance 7 pour le groupe de contrôle.

La figure 4.4 présente la comparaison des seuils obtenus en séance 1 et 7 pour le groupe expérimental et le groupe contrôle.

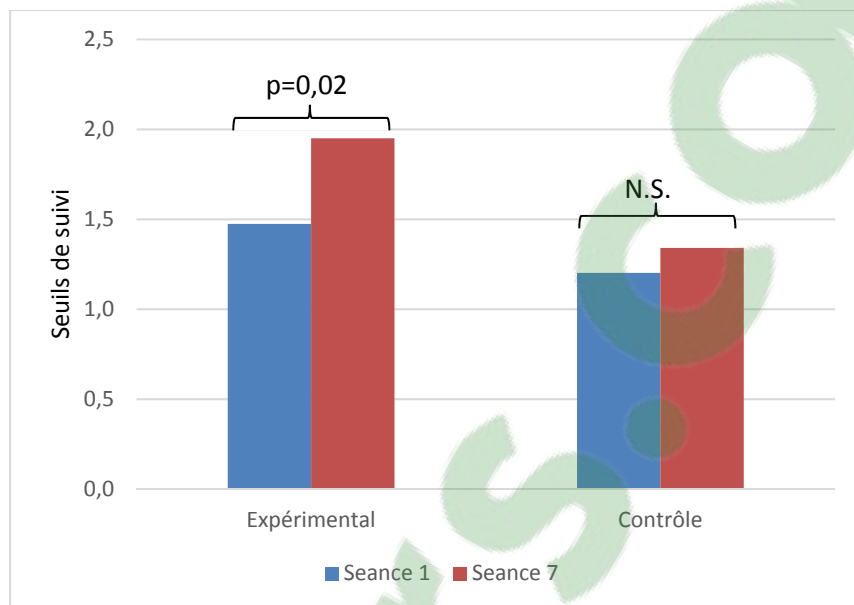


Figure 4.4 Comparaison des seuils obtenus en séances 1 et 7 pour le groupe expérimental et le groupe contrôle.

4.4 Effets de l'entraînement cognitif

4.4.1 Effets sur la rondelle

Le tableau 4.5 présente la comparaison des conditions d'essais en séance 7 pour la vitesse moyenne de la rondelle (m/s) pour le groupe expérimental.

Tableau 4.5 Vitesse moyenne de la rondelle (m/s) en séance 7 pour le groupe expérimental.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Sujet 1	2,4	2,4	2,2	2,1
Sujet 5	2,2	2,1	2,0	2,0
Sujet 6	2,3	2,3	2,1	2,0
Sujet 9	2,3	2,2	2,2	2,2
Sujet 10	1,9	1,9	1,7	1,8
Moyenne	2,2	2,2	2,0	2,0
Écart type	0,18	0,17	0,19	0,16

On remarque une réduction significative de la vitesse moyenne de la rondelle dès que le mouvement est effectué dans les conditions MOT ($p<0,01$) et MOT+Décision ($p=0.01$).

Le tableau 4.6 décrit le même type de comportement sur le groupe de contrôle.

Tableau 4.6 Vitesse moyenne de la rondelle (m/s) en séance 7 pour le groupe contrôle.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Sujet 2	2,2	2,1	2,0	2,1
Sujet 3	1,9	1,8	1,8	1,8
Sujet 4	2,3	2,0	1,9	1,9
Sujet 7	2,0	1,9	1,9	1,8
Sujet 8	1,3	1,3	1,1	1,2
Moyenne	1,9	1,8	1,8	1,8
Écart type	0,38	0,31	0,36	0,35

Une réduction significative de la vitesse moyenne, pour le groupe contrôle, de la rondelle dès que le mouvement est effectué dans les conditions MOT ($p=0.04$) et MOT+Décision ($p=0.05$) a été remarquée.

La figure 4.5 présente les vitesses moyennes (m/s) des deux groupes en séance 1 et 7 selon le type d'essai.

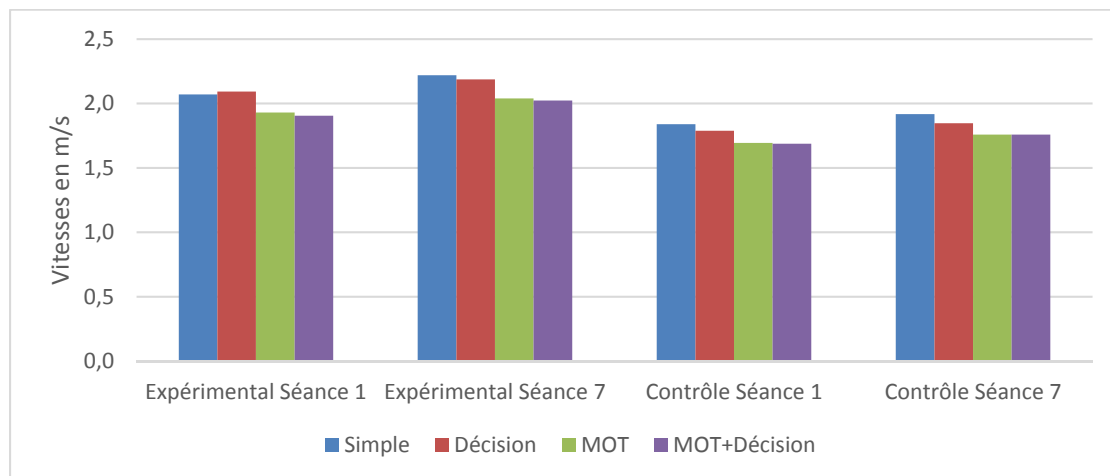


Figure 4.5 Vitesses moyennes (m/s) des deux groupes en séances 1 et 7 selon le type d'essai.

La figure 4.6 présente la progression des vitesses moyennes de la rondelle de hockey des deux groupes pour chaque type d'essai.

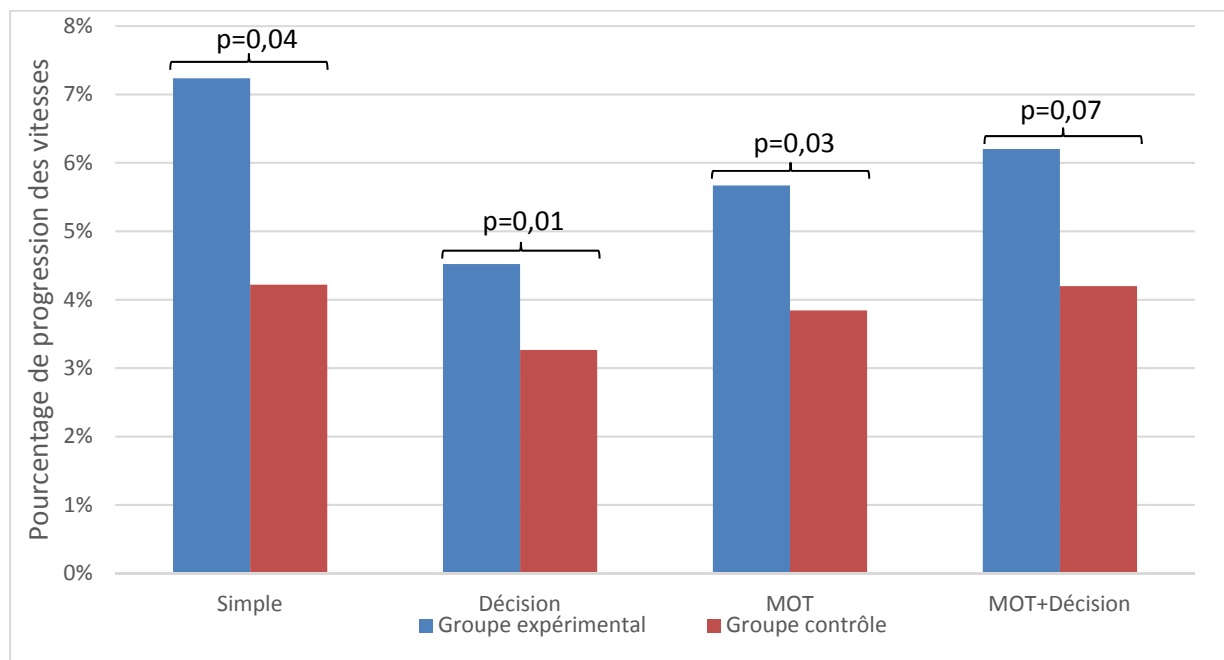


Figure 4.6 Progression des vitesses moyennes de la rondelle de hockey des deux groupes pour chaque type d'essai.

À noter qu'un test de Student révèle des différences significatives de progressions entre les deux groupes pour trois des quatre conditions d'essais : Simple ($p=0.04$), Décision ($p=0.01$), MOT ($p=0.03$) et MOT+Décision ($p=0.07$).

4.4.2 Effets sur le mouvement

La figure 4.7 présente les rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe $\vec{Z}$ pour le groupe expérimental en séance 7.

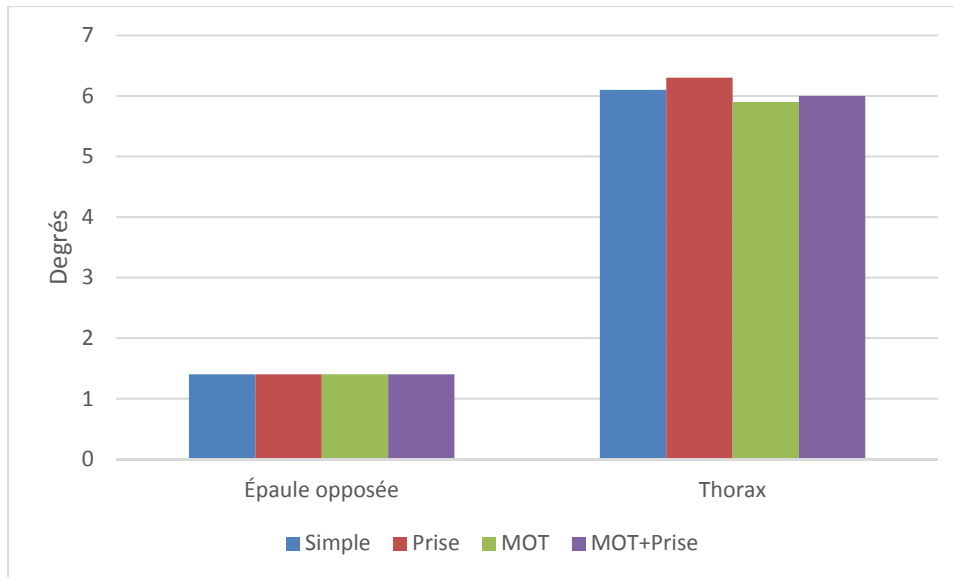


Figure 4.7 Rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe expérimental en séance 7.

La figure 4.8 présente les rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe $\vec{Z}$ pour le groupe contrôle en séance 7.

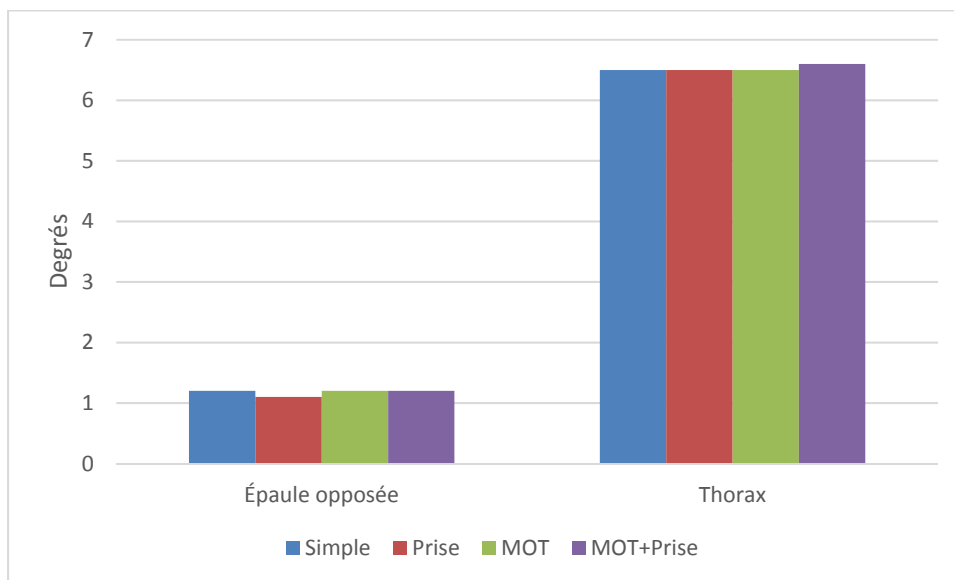


Figure 4.8 Rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe contrôle en séance 7.

L'étude sur les données cinématiques montre qu'il n'y a pas eu d'effet significatif du MOT simple ou combiné à une prise de décision sur la cinématique en séance 7, ni d'effet potentiel de l'entraînement sur les rotations moyennes articulaires. Les résultats pour les rotations selon les axes $\vec{X}$, $\vec{Y}$ et $\vec{Z}$ en séance 7 se trouvent en Annexe VI.

La suite des résultats va s'intéresser aux vitesses moyennes angulaires des différentes articulations en deg/s autour de l'axe $\vec{Z}$.

La figure 4.9 présente les rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe $\vec{Z}$ pour le groupe expérimental en séance 7.

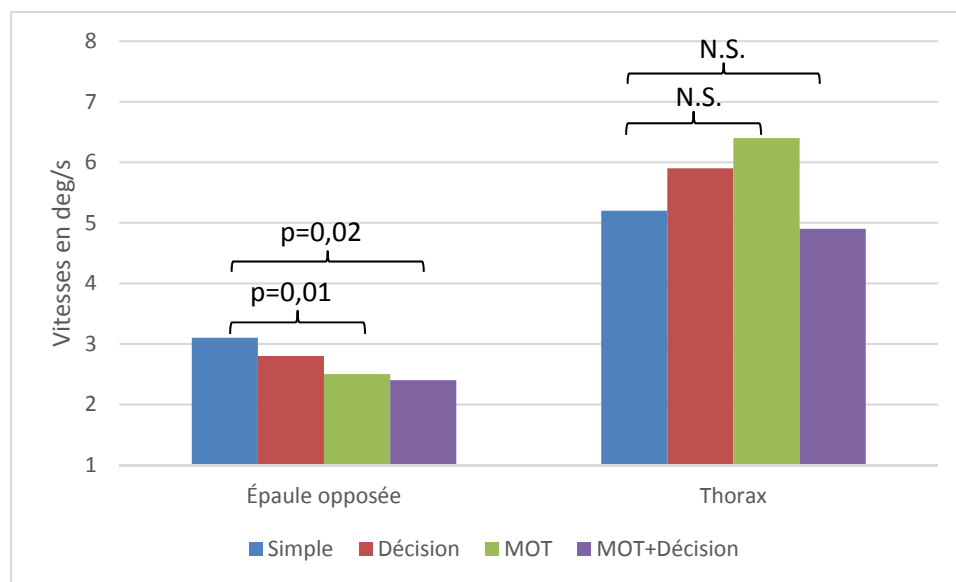


Figure 4.9 Vitesses de rotation moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe $\vec{Z}$ pour le groupe expérimental en séance 7.

La figure 4.10 présente les rotations moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe $\vec{Z}$ pour le groupe contrôle en séance 7.

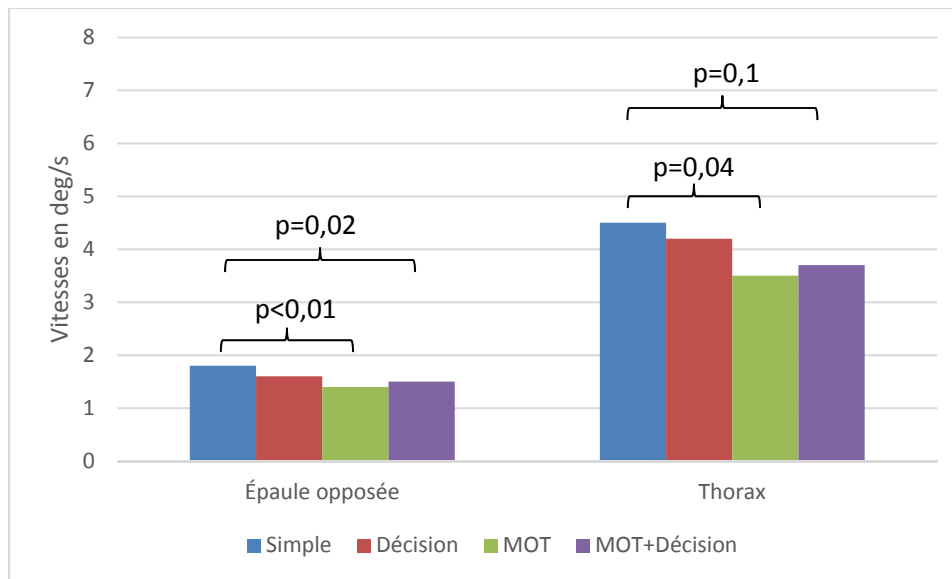


Figure 4.10 Vitesses de rotation moyennes de l'épaule opposée et du thorax autour de l'axe Z pour le groupe contrôle en séance 7.

L'Annexe VII détaille la totalité de l'étude des vitesses de rotation moyennes pour la séance 7.

Les deux articulations concernées (épaule opposée et thorax) par un impact du 3D-MOT simple ou combiné sur leurs vitesses angulaires font l'objet de la suite des résultats.

Des valeurs significatives ou proches de l'être ($p < 0.1$) pour les conditions 3D-MOT (expérimental : $p = 0.01$; contrôle : $p = 0.03$) et 3D-MOT+Décision (expérimental : $p = 0.01$; contrôle : $p = 0.03$) ont été mises en évidence pour les vitesses angulaires maximales autour de l'axe $\vec{Z}$ de l'épaule opposée.

Aucune différence significative ne permet de conclure simplement avec la comparaison des deux groupes en pré et en post entraînement que l'entraînement cognitif a eu un effet sur les vitesses angulaires moyennes de l'épaule opposée du groupe expérimental.

Le tableau 4.7 permet de comparer les deux groupes afin de savoir si ceux-ci ont eu des comportements différents au niveau des vitesses moyennes autour de $\vec{Z}$.

Tableau 4.7 Calculs des valeurs p comparant les vitesses angulaires moyennes (en deg/s) de l'épaule opposée autour de l'axe z des deux groupes selon les conditions d'essais en séance 1 et séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Séance 1	0,67	0,29	0,18	0,30
Séance 7	0,04	0,12	0,08	0,12

Le tableau 4.7 ne permet de conclure que sur la condition Simple.

En ce qui concerne le thorax, seules les valeurs de rotations moyennes autour de Z ont été retenues car la comparaison des vitesses maximales ne permet pas de conclure sur un potentiel effet de l'entraînement cognitif.

La comparaison des deux groupes en pré et en post entraînement que l'entraînement cognitif a eu un effet sur les vitesses angulaires moyennes du thorax du groupe expérimental ne permet pas de conclure sur l'efficacité de l'entraînement cognitif, celui ne se comportant pas significativement différemment en séance 7 par rapport à la séance 1. Cependant, le tableau 4.8 permet de présenter la comparaison des valeurs de p des deux groupes selon le type d'essai et la séance.

Tableau 4.8 Calculs des valeurs p comparant les vitesses angulaires moyennes (en deg/s) autour de l'axe z du thorax des deux groupes selon les conditions d'essais en séance 1 et séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Séance 1	0,45	0,21	0,32	0,36
Séance 7	0,09	0,01	0,08	0,01

Ce tableau permet d'affirmer que les deux groupes n'étaient pas significativement différents en séance 1 concernant les vitesses de rotations du thorax autour de $\vec{Z}$. L'introduction de l'entraînement révèle que la progression de ces vitesses moyennes est significative pour les conditions Décision et MOT+Décision. On peut noter que compte tenu du nombre de participants, les valeurs p des deux autres conditions (simple et MOT) sont, elles-aussi, intéressantes car proches de 5%.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

L'objectif de la présente étude consistait à étudier l'impact d'une tâche perceptivo-cognitive sur la performance motrice de joueurs de hockey et à quantifier l'effet d'un entraînement perceptivo-cognitif sur la réduction de l'impact de la charge cognitive sur la performance motrice. L'étude a été faite sur un total de dix sujets (cinq sujets expérimentaux et cinq sujets contrôles). Les résultats ont montré un mouvement de maniement de rondelle similaire mais plus lent en présence de la tâche perceptivo-cognitive 3D-MOT. De plus, il a été trouvé que l'entraînement au 3D-MOT a mené à une amélioration de la performance cognitive à cette tâche et à une diminution de son impact sur la vitesse de maniement de rondelle.

La première hypothèse du projet était qu'une charge cognitive de type 3D-MOT ralentissait le mouvement et le rendait plus variable. Une diminution significative de la vitesse moyenne de la rondelle a effectivement été observée suite à l'ajout du 3D-MOT à la manipulation de la rondelle. Cette réduction de vitesse a aussi été observée par la réduction significative des vitesses angulaires moyennes pour certaines articulations (épaule dominante, coude dominant, épaule opposée, poignet opposé, celle reliant le thorax à la clavicule opposée, le thorax), ce qui est attendu puisque le mouvement de la rondelle résulte du mouvement des membres supérieurs. Le 3D-MOT n'a pas engendré des patrons de mouvements significativement différents (comme l'a montré l'étude des amplitudes de rotation articulaires). C'est donc dire qu'en présence de la tâche cognitive, les athlètes ne modifient pas la cinématique de la tâche de maniement de rondelle, ils ne font que l'exécuter plus lentement. De plus, l'étude de la trajectoire de la rondelle permet de conclure qu'il n'y a pas eu d'effet du 3D-MOT sur la variabilité de la trajectoire. Les athlètes procèdent donc un mouvement semblable de la rondelle mais significativement plus lent. Les participants semblent donc privilégier la précision du mouvement au détriment de sa vitesse lors de l'exécution de l'exercice de double tâche. Cela peut s'expliquer par le fait que le mouvement demandé est simple. Les joueurs sont tous de niveau élite et manipuler de droite à gauche une rondelle ne représente pas une grande

difficulté pour eux. Ils sont experts à cette tâche. La vitesse est un paramètre limitant de ce mouvement ce qui pourrait expliquer pourquoi seule la vitesse d'exécution (et non la variabilité de la trajectoire) est impactée par l'ajout de la charge cognitive. La première hypothèse n'est donc que partiellement vérifiée. La vitesse du maniement de rondelle a bien été diminuée mais sa variabilité n'a pas augmenté.

La deuxième hypothèse concerne le fait que l'ajout de la prise de décision à la tâche de suivi de cible dégrade d'autant plus le mouvement. . Aucun effet du 3D-MOT combiné à la prise de décision n'est ressorti de l'étude de la trajectoire. Le mouvement n'a pas été rendu plus variable par la combinaison 3D-MOT et prise de décision. Le 3D-MOT combiné à la prise de décision n'a pas impacté les rotations articulaires, ce qui n'est pas surprenant compte tenu du nombre restreint de participants dans chacun des deux groupes. Les vitesses moyennes de la rondelle pour les condition 3D-MOT et 3D-MOT avec prise de décision ont été sensiblement les mêmes : 1.82 m/s avec MOT simple, 1.79 m/s avec MOT combiné à la prise de décision. Les vitesses moyennes de rotation de certaines articulations (épaule opposée, poignet opposé, cou, celle reliant le thorax à la clavicule opposée, le thorax) avec 3D-MOT combiné à la prise de décision ont été moins importantes que celles avec 3D-MOT seul. La prise de décision seule n'a pas eu d'effet significatif sur la trajectoire de la rondelle ni sur les vitesses du mouvement ni sur la cinématique du mouvement. Cela peut s'expliquer par le fait que cette double tâche (contrôle moteur et prise décision) est probablement trop simple pour les participants, ceux-ci étant experts et entraînés à cette situation. L'étude a montré que l'ajout de la prise de décision au 3D-MOT n'a pas rendu le maniement de la rondelle plus lent qu'il ne l'était dans la condition 3D-MOT simple. La deuxième hypothèse est donc rejetée.

La troisième hypothèse stipule qu'un entraînement au 3D-MOT permet d'améliorer la capacité des joueurs à suivre des cibles. Un entraînement cognitif significatif du groupe expérimental a été observé (progression des seuils de vitesses de 41.6%). Le seuil moyen des cinq participants expérimentaux après la première séance d'entraînement (séance 2) a été de 1.45, ce qui correspond au niveau des joueurs élite-amateurs de l'étude de Faubert (2013). Le même comportement est observé (progression globale des seuils de suivi de cibles), les valeurs

moyennes à la fin de la séances 6 sont, elles aussi, proches : 2.01 contre 1.8 pour l'étude de Faubert (2013). Aussi, lorsque l'on compare les valeurs des seuils moyens obtenus en séances 1 et 7 (pré et post entraînement), on ne remarque pas de différence significative entre la séance 1 et la 7 pour le groupe de contrôle, alors qu'il y en a une pour le groupe expérimental. Cela confirme que l'entraînement au Neurotracker a mené aux améliorations des seuils de suivis de cibles pour le groupe expérimental. La progression du groupe de contrôle, bien que non significative, s'explique par le fait que ces participants ont tout de même suivi six séries de MOT (trois en séance 1 et trois autres en séance 7). La littérature montre que ces six séances de 3D-MOT suffisent à faire progresser rapidement la capacité de suivis de cible (Faubert, 2013). Les athlètes ont bien été capables de suivre les cibles du 3D-MOT à une plus grande vitesse suite au protocole d'entraînement, la troisième hypothèse est donc vérifiée.

La quatrième et dernière hypothèse du projet était qu'un entraînement cognitif pouvait mener à une diminution des effets du 3D-MOT sur la performance motrice. La vitesse moyenne de la rondelle a été un facteur sensible à l'entraînement perceptivo-cognitif. Comme le montre la Figure 4.6, la progression des vitesses moyennes du groupe expérimental a été significativement différente de celle du groupe contrôle pour trois des quatre conditions d'essais (simple, décision et MOT). Le fait que ces vitesses aient autant augmenté pour les sujets expérimentaux suggère que le partage des ressources cognitives s'est déroulé de façon différente en séance 7 en comparaison avec la séance 1. Le contrôle moteur pourrait avoir disposé de plus de ressources qu'en séance 1, notamment car l'entraînement au 3D-MOT a rendu l'exercice de suivi de cible plus simple. Aussi, aucune différence entre les deux groupes n'est ressortie de l'analyse des composantes principales de la trajectoire de la rondelle. Les écarts de trajectoires ont été similaires, les constantes de trajectoires moyennes également. Le groupe expérimental a donc été plus rapide que le groupe de contrôle sans pour autant que la trajectoire de la rondelle ne soit dégradée. Au niveau de la cinématique des membres supérieurs, on retrouve aussi une augmentation de la vitesse. Ce sont principalement les vitesses angulaires de rotation du tronc (conditions Décision, MOT et MOT+Décision) et du bras opposé (Simple) qui ont évolué suite à l'entraînement au 3D-MOT. Ces différences permettent d'expliquer en partie pourquoi la vitesse moyenne de la rondelle a augmenté pour

le groupe expérimental. Les joueurs de hockey entraînés ont donc effectué des manipulations de rondelle plus rapides notamment par une augmentation des vitesses angulaires du thorax et de l'épaule opposée. Il y a bien eu un effet de l'entraînement au Neurotracker sur l'effet de la charge cognitive sur la performance motrice (vitesse moyenne de la rondelle et vitesses moyennes angulaires articulaires) des joueurs de hockey.

L'entraînement cognitif permet de réduire l'impact du 3D-MOT sur la performance motrice en libérant des ressources cérébrales liées au suivi de cibles pour les attribuer au contrôle moteur. Erickson (2007) a analysé l'activation des zones propres à la fonction cognitive à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle chez des participants ayant suivi un entraînement cognitif. Une diminution de l'activation de ces zones a été observée lors de tâches combinées (cognitive et pointage) chez les personnes ayant suivi un entraînement cognitif. D'autres études ont souligné la réduction du coût associé à un exercice combinant deux tâches effectuées en simultané (Kramer et al, 1995; Kramer et al, 1999; Baron et al, 1989). Les résultats montrent une diminution de l'impact de la charge cognitive par une diminution moins importante de la vitesse d'exécution de la tâche motrice. La littérature fait état du transfert du progrès à la tâche de 3D-MOT en situation de jeu. Elle prouve que l'entraînement au 3D-MOT se transfère en situation de jeu (Mangine et al, 2014; Romeas et al, 2016) en rendant l'exercice de suivi de cible plus simple. Les joueurs de hockey entraînés ont donc été en capacité de libérer des ressources cognitives du suivi de cible pour les attribuer au contrôle moteur, tout cela étant la conséquence de l'entraînement au 3D-MOT. Le niveau de jeu des participants entraînés pourrait donc avoir augmenté dans la tâche de maniement de rondelle, ce qui serait en accord avec les ouvertures des deux études précédemment citées (Mangine et al, 2014; Romeas et al, 2016).

Les résultats de cette étude permettent d'appuyer l'importance d'entraîner la fonction cognitive dans le but d'optimiser la performance motrice de sportifs de haut niveau en situation de jeu. Un bon sportif n'est pas seulement doté de capacités physiques importantes, il doit aussi pouvoir intégrer les informations visuelles l'entourant afin de prendre rapidement la bonne décision. De tels résultats soulignent l'intérêt d'intégrer ces entraînements cognitifs aux côtés

des séances physiques dans la recherche de la performance. Intégrer cet entraînement cognitif pourrait avoir des conséquences sur le risque de blessures en situation de jeu. Comme l'a montré Méjane (2015), le 3D-MOT combiné à la fatigue musculaire peut mettre à risque certains ligaments (le ligament croisé antérieur dans le cas de cette étude). Or les blessures ligamentaires sont souvent très pénalisantes pour les joueurs et les clubs car elles demandent une longue période de récupération suite aux possibles opérations chirurgicales nécessaires et ont un coût associé élevé (17000\$ et 25000\$ par patient aux États-Unis (Kiapour et al, 2014)). En diminuant l'impact du 3D-MOT par l'entraînement de la fonction cognitive, le sportif est donc à même d'effectuer un geste moins dégradé par la double tâche qu'un joueur non entraîné, ce qui permettrait de réduire potentiellement le risque de blessures associé à l'exécution du geste.

La principale limitation de cette étude concerne le nombre de participants : seulement cinq par groupe. Le protocole au complet a nécessité que les participants reviennent sept fois sur deux semaines, ce qui peut être contraignant surtout lorsque ceux-ci ont une activité professionnelle ou sont étudiants. Concernant la cinématique, la variabilité inter-participants (variations liées aux habitudes de pratique du maniement de la rondelle : prise sur le bâton, flexion des jambes, celle du thorax) et les artéfacts de tissus mous (variabilité de 7 à 9% pour les rotations de l'humérus (Cutti et al, 2005)) ont pu rendre les changements statistiquement significatifs subtils dans les patrons de mouvement plus difficiles à détecter. D'autres facteurs non contrôlés en laboratoire (la forme physique du participant et la fatigue) sont des facteurs qui ont eux aussi pu entraver les résultats de l'étude cinématique. Les séances du protocole étant programmées selon les disponibilités des sportifs (sur deux semaines), certains participants ont pu procéder aux acquisitions suite à des entraînements physiques intenses ce qui peut avoir dégradé leur forme physique, cela pouvant avoir un effet sur la performance sportive (Gremion et al, 2014).

Quelques recommandations peuvent être faites pour la poursuite du projet. La première recommandation serait donc de poursuivre le recrutement de joueurs de hockey afin de confirmer les résultats présentés et d'explorer certaines pistes qui semblent prometteuses :

étudier les autres articulations non touchées par le MOT avec le nombre de sujets, l'étude de ratios articulaires afin de déterminer si le joueur opte pour une stratégie différente de mouvement. Une irrégularité plus importante de la trajectoire de la rondelle était attendue pour les conditions 3D-MOT et 3D-MOT+Décision, ce qui n'est pas ressorti de l'analyse statistique. La seconde recommandation serait de pouvoir implanter le protocole d'entraînement et d'étude du mouvement dans un club de hockey. Avec l'aide des entraîneurs de clubs, il serait plus aisé de cibler une cohorte plus importante et d'étudier les effets d'un entraînement 3D-MOT sur une longue durée. La littérature met en évidence un effet de stagnation (Faubert et al, 2013) de progression au MOT après un grand nombre de séances. Est-ce que la réduction des interférences liées à la double tâche suit une loi du même type ? Est-ce que les joueurs entraînés seraient en capacité de dribbler de façon sensiblement similaire avec une charge cognitive maximale en comparaison à une condition simple ? La poursuite de l'étude pourrait aider à répondre à ces questions et à appuyer encore plus l'intérêt de l'entraînement au 3D-MOT pour les joueurs et les clubs. L'incidence des blessures serait aussi un paramètre intéressant à associer à la poursuite du projet afin de démontrer l'intérêt d'un tel protocole dans la recherche de la performance et de la préservation d'un sportif de haut niveau.

CONCLUSION

Les résultats obtenus par cette étude permettent de conclure que :

- La tâche cognitive seule (ou combinée à une prise de décision) dégrade le mouvement des joueurs de hockey en le rendant plus difficile à exécuter.
- Les participants ont suivi un entraînement cognitif adapté, ses effets se transférant pour les acquisitions biomécaniques.
- La prise de décision associée au 3D-MOT entrave d'autant plus l'exercice sous double tâche.
- Il existe une distinction dans la performance motrice (trajectoire de la rondelle et vitesses angulaires de certaines articulations) entre les joueurs entraînés et le groupe contrôle prouvant ainsi que l'entraînement perceptivo-cognitif a eu un effet sur les mouvements effectués par les participants du groupe expérimental.

Ces conclusions permettent de souligner l'intérêt de l'entraînement cognitif dans la pratique du sport de haut niveau. L'amélioration des performances d'un athlète sur le terrain n'est pas seulement causée par une préparation physique poussée. Rendre l'assimilation des informations visuelles permet de libérer les ressources cognitives précédemment dédiées en offrant à l'athlète un meilleur contrôle moteur. De plus, de telles solutions sont facilement accessibles aux clubs et sportifs. Elles ont également pour avantage d'être rapides, une quinzaine de minutes suffisent pour procéder à une séance d'entraînement perceptivo-cognitif. Il serait donc intéressant de poursuivre cette étude en l'implantant dans un club de hockey sur une longue période afin d'étudier les effets de cet entraînement à long terme sur une cohorte importante de joueurs de hockey sur glace.

ANNEXE I

NOMENCLATURE DE CORRESPONDANCE ENTRE ZONE ANATOMIQUE ET NOM DES MARQUEURS

Position du marqueur	Nom employé dans Nexus
Marqueur avant tête gauche	LFHD
Marqueur avant tête droite	RFHD
Marqueur arrière tête gauche	LBHD
Marqueur arrière tête droite	RBHD
Marqueur septième cervicale	C7
Marqueur dixième thoracique	T10
Marqueur clavicule	CLAV
Marqueur sternum	STRN
Marqueur arrière droit	RBAK
Marqueur épaule gauche	LSHO
Marqueur épaule droite	RSHO
Marqueur bras gauche	LUPA
Marqueur bras droit	RUPA
Marqueur coude gauche	LELB
Marqueur coude droit	RELB
Marqueur avant-bras gauche	LFRA
Marqueur avant-bras droit	RFRA
Marqueur poignet gauche A	LWRA
Marqueur poignet droit A	RWRA
Marqueur poignet gauche B	LWRB
Marqueur poignet droit B	RWRB
Marqueur main gauche	LFIN
Marqueur main droite	RFIN

Clicours.COM

ANNEXE II

NOM DES SEGMENTS ET ARTICULATIONS, CORRESPONDANCES AVEC LE MODELE

Nom	Nomenclature du plugin Gait	Articulation	Segment
Épaule dominante	LeftClavicle_LeftHumerus	X	
Coude dominant	LeftHumerus_LeftRadius	X	
Poignet dominant	LeftRadius_LeftHand	X	
Épaule opposée	RightClavicle_RightHumerus	X	
Coude opposé	RightHumerus_RightRadius	X	
Poignet opposé	RightRadius_RightHand	X	
Cou	Thorax_Head	X	
Thorax-ClaviculesGauche	Thorax-LeftClavicle	X	
Thorax-ClaviculesDroite	Thorax-RightClavicle	X	
Thorax	World_Thorax	X	
Tête	Head		X
ClaviculeGauche	LeftClavicle		X
MainGauche	LeftHand		X
HumérusGauche	LeftHumerus		X
RadiusGauche	LeftRadius		X
ClaviculeDroite	RightClavicle		X
MainDroite	RightHand		X
HumérusDroit	RightHumerus		X
RadiusDroit	RightRadius		X
Thorax	Thorax		X

ANNEXE III

RÉSULTATS DE L'ANALYSE PAR COMPOSANTES PRINCIPALES DE LA TRAJECTOIRE DE LA RONDELLE

Les cellules contenant des résultats significatifs montrant l'effet du 3D-MOT simple ou combiné à la prise de décision sont surlignées en gris.

Le tableau suivant présente l'écart en Y de la trajectoire de la rondelle (mm) des deux groupes en séance 1 selon le type d'essai.

	Simple	Prise	MOT	MOT+Prise
Sujet 1	175,1	198,2	166,7	131,4
Sujet 2	200,8	169,5	210,2	185,3
Sujet 3	160,5	157,1	105,4	138,2
Sujet 4	154,7	176	114,5	125,4
Sujet 5	186,4	203,6	273	246,5
Sujet 6	144,3	148,2	123,3	166,7
Sujet 7	203,3	196	189,5	185,3
Sujet 8	120,6	109,1	126,8	162,8
Sujet 9	197,3	190,1	190,8	186
Sujet 10	202,3	151,9	162,8	184,7
Moyenne	174,5	170	166,3	171,2

Le tableau suivant présente les valeurs de la constante de la trajectoire de la rondelle (mm) des deux groupes en séance 1 selon le type d'essai.

	Simple	Prise	MOT	MOT+Prise
Sujet 1	1316,1	1300,2	1321,9	1337,4
Sujet 2	1328,3	1297,9	1330,4	1303,4
Sujet 3	1299,3	1296,9	1281,5	1286,2
Sujet 4	1235,2	1270,6	1326,8	1320,2
Sujet 5	1218,9	1234	1273,6	1282,4
Sujet 6	1284,6	1311	1310,1	1339,1
Sujet 7	1395,2	1389,6	1381,3	1375,3
Sujet 8	1202,6	1202,8	1213,2	1223,3
Sujet 9	1335,9	1319,9	1336,3	1326,3
Sujet 10	1221,3	1233,6	1233,3	1225,2
Moyenne	1283,7	1285,6	1300,8	1301,9

Le tableau suivant présente les valeurs de la constante de la trajectoire de la rondelle (mm) pour le groupe expérimental en séance 7.

	Simple	Prise	MOT	MOT+Prise
Sujet 1	1318,8	1313,1	1342,2	1313,2
Sujet 5	1205,8	1215,8	1241,3	1222,2
Sujet 6	1353,6	1360,5	1401,3	1393,1
Sujet 9	1288,1	1275,2	1306,2	1287,4
Sujet 10	1235,2	1194,6	1248,7	1242,6
Moyenne	1280,3	1271,8	1307,9	1291,7

Le tableau suivant présente les valeurs de la constante de la trajectoire de la rondelle (mm) pour le groupe contrôle en séance 7.

	Simple	Prise	MOT	MOT+Prise
Sujet 2	1243	1241,3	1290,9	1275,6
Sujet 3	1319,7	1307,2	1356,4	1329,1
Sujet 4	1207,1	1226,8	1230,8	1214,4
Sujet 7	1397,8	1388,8	1389,4	1389,7
Sujet 8	1193	1213,8	1234,1	1171,4
Moyenne	1272,1	1275,6	1300,3	1276

Le tableau suivant présente l'écart en Y de la trajectoire de la rondelle (mm) du groupe expérimental en séance 1 selon le type d'essai.

	Simple	Prise	MOT	MOT+Prise
Sujet 1	142,6	193,5	175,9	175,6
Sujet 5	166,7	164,4	184,2	174,9
Sujet 6	158,1	151,9	131	138,7
Sujet 9	137,4	177,8	198,4	224
Sujet 10	186,2	156,3	102,7	119,2
Moyenne	158,2	168,8	158,4	166,5

Le tableau suivant présente l'écart en Y de la trajectoire de la rondelle (mm) du groupe contrôle en séance 1 selon le type d'essai.

	Simple	Prise	MOT	MOT+Prise
Sujet 2	197,8	153	125	132,6
Sujet 3	127,5	102,9	136,9	123,9
Sujet 4	190,3	221,9	113,3	135,1
Sujet 7	178,2	169,6	165,8	130,9
Sujet 8	158,3	155,3	133,9	161,4
Moyenne	170,4	160,5	135	136,8

ANNEXE IV

RÉSULTATS DE L'ÉTUDE CINÉMATIQUE POUR LA SÉANCE 1

Les cellules contenant des résultats significatifs montrant l'effet du 3D-MOT simple ou combiné à la prise de décision sont surlignées en gris.

Le tableau suivant présente les résultats des rotations moyennes autour des axes $\vec{X}$ des différentes articulations pour les deux groupes réunis en séance 1.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	7,1 (± 0,5)	6,9 (± 0,5)	7,2 (± 0,5)	7,2 (± 0,5)
Coude dominant	-1,0 (± 0,4)	-1,0 (± 0,5)	-1,0 (± 0,4)	-1,0 (± 0,5)
Poignet dominant	0,4 (± 0,1)	0,4 (± 0,1)	0,4 (± 0,1)	0,4 (± 0,2)
Épaule opposée	-7,8 (± 0,2)	-7,8 (± 0,2)	-7,7 (± 0,2)	-7,7 (± 0,2)
Coude opposé	2,3 (± 0,3)	2,4 (± 0,3)	2,3 (± 0,3)	2,3 (± 0,3)
Poignet opposé	0,4 (± 0,2)	0,4 (± 0,2)	0,4 (± 0,2)	0,4 (± 0,2)
Cou	4,3 (± 1,1)	4,3 (± 1,0)	4,2 (± 1,1)	4,0 (± 1,3)
Thorax-Clavicule dominante	-6,5 (± 1,3)	-5,7 (± 2,1)	-6,5 (± 1,4)	-6,6 (± 1,4)
Thorax-Clavicule opposée	2,2 (± 0,7)	2,3 (± 0,5)	2,4 (± 0,5)	2,4 (± 0,6)
Thorax	-1,8 (± 0,7)	-1,4 (± 1,3)	-1,6 (± 0,7)	-1,6 (± 0,8)

Le tableau suivant présente les résultats des rotations moyennes autour des axes $\vec{Y}$ des différentes articulations pour les deux groupes réunis en séance 1.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	1,9 (± 2,5)	1,0 (± 3,6)	1,5 (± 2,1)	1,8 (± 2,3)
Coude dominant	-1,4 (± 0,5)	-1,3 (± 0,5)	-1,4 (± 0,4)	-1,4 (± 0,5)
Poignet dominant	-0,5 (± 0,1)	-0,4 (± 0,1)	-0,5 (± 0,1)	-0,5 (± 0,1)
Épaule opposée	1,3 (± 1,1)	1,2 (± 1,2)	1,4 (± 1,1)	1,5 (± 1,2)
Coude opposé	-1,2 (± 0,4)	-1,1 (± 0,4)	-1,2 (± 0,4)	-1,2 (± 0,4)
Poignet opposé	-0,9 (± 0,1)	-0,9 (± 0,1)	-0,9 (± 0,1)	-0,9 (± 0,1)
Cou	2,2 (± 1,3)	2,3 (± 1,2)	1,7 (± 1,2)	1,8 (± 1,4)
Thorax-Clavicule dominante	1,8 (± 1,3)	-0,1 (± 5,2)	1,9 (± 1,1)	1,8 (± 1,4)
Thorax-Clavicule opposée	0,5 (± 1,0)	0,5 (± 1,0)	0,6 (± 1,0)	0,7 (± 1,0)
Thorax	1,1 (± 0,8)	1,0 (± 0,8)	1,1 (± 0,7)	1,1 (± 0,8)

Le tableau suivant présente les résultats des rotations moyennes autour des axes $\vec{Z}$ des différentes articulations pour les deux groupes réunis.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	-0,4 ($\pm 1,5$)	0 ($\pm 1,7$)	-0,3 ($\pm 1,2$)	-0,3 ($\pm 1,3$)
Coude dominant	3,9 ($\pm 2,0$)	3,6 ($\pm 1,9$)	3,6 ($\pm 1,8$)	3,4 ($\pm 2,0$)
Poignet dominant	0,0 ($\pm 0,0$)	0,0 ($\pm 0,0$)	0,0 ($\pm 0,0$)	0,0 ($\pm 0,0$)
Épaule opposée	1,0 ($\pm 1,0$)	1,0 ($\pm 1,1$)	1,1 ($\pm 1,1$)	1,1 ($\pm 1,1$)
Coude opposé	1,6 ($\pm 12,0$)	-0,6 ($\pm 5,7$)	1,4 ($\pm 12,1$)	1,3 ($\pm 12,1$)
Poignet opposé	-0,1 ($\pm 0,1$)	-0,1 ($\pm 0,0$)	-0,1 ($\pm 0,1$)	-0,1 ($\pm 0,1$)
Cou	-0,3 ($\pm 0,9$)	-0,8 ($\pm 1,2$)	-0,4 ($\pm 1,1$)	-0,3 ($\pm 1,1$)
Thorax-Clavicule dominante	-6,8 ($\pm 1,1$)	-4 ($\pm 7,0$)	-6,5 ($\pm 1,3$)	-6,4 ($\pm 1,4$)
Thorax-Clavicule opposée	-3,3 ($\pm 0,4$)	-3,3 ($\pm 0,5$)	-3,3 ($\pm 0,5$)	-3,3 ($\pm 0,6$)
Thorax	6,3 ($\pm 11,0$)	6,7 ($\pm 10,8$)	6,5 ($\pm 10,9$)	6,5 ($\pm 11,0$)

ANNEXE V

RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR LES VITESSES MOYENNES ARTICULAIRES EN SÉANCE 1

Les cellules contenant des résultats significatifs montrant l'effet du 3D-MOT simple ou combiné à la prise de décision sont surlignées en gris.

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{X}$ des deux groupes réunis en séance 1.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	4,5 (± 1,9)	5,1 (± 2,0)	4,1 (± 1,8)	4,1 (± 1,8)
Coude dominant	3,8 (± 2,3)	3,9 (± 2,5)	3,2 (± 2,1)	3,1 (± 2,0)
Poignet dominant	3,1 (± 2,9)	3,3 (± 3,1)	2,6 (± 2,5)	2,5 (± 2,4)
Épaule opposée	4,0 (± 2,1)	4,3 (± 2,3)	3,5 (± 1,9)	3,3 (± 1,8)
Coude opposé	3,5 (± 2,5)	3,8 (± 2,6)	3,1 (± 2,1)	2,9 (± 2,1)
Poignet opposé	3,2 (± 2,8)	3,4 (± 3,0)	2,7 (± 2,4)	2,6 (± 2,3)
Cou	5,9 (± 3,6)	6,1 (± 3,3)	5,3 (± 3,7)	4,9 (± 3,0)
Thorax-Clavicule dominante	4,8 (± 1,8)	5,5 (± 2,6)	4,3 (± 1,8)	4,2 (± 1,7)
Thorax-Clavicule opposée	3,8 (± 2,3)	4,0 (± 2,6)	3,4 (± 1,9)	3,2 (± 1,9)
Thorax	5,0 (± 1,8)	5,0 (± 2,0)	4,2 (± 1,8)	4,0 (± 1,7)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Y}$ des deux groupes réunis en séance 1.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	6,1 ($\pm$ 3,6)	6,1 ($\pm$ 3,0)	5,3 ($\pm$ 3,3)	5,3 ($\pm$ 2,9)
Coude dominant	4,5 ($\pm$ 1,9)	4,7 ($\pm$ 2,1)	3,9 ($\pm$ 1,7)	3,9 ($\pm$ 1,6)
Poignet dominant	3,2 ($\pm$ 2,8)	3,3 ($\pm$ 3,0)	2,7 ($\pm$ 2,4)	2,6 ($\pm$ 2,4)
Épaule opposée	4,6 ($\pm$ 1,8)	4,9 ($\pm$ 1,9)	4,1 ($\pm$ 1,7)	3,9 ($\pm$ 1,6)
Coude opposé	3,5 ($\pm$ 2,6)	3,7 ($\pm$ 2,7)	3 ($\pm$ 2,2)	2,9 ($\pm$ 2,1)
Poignet opposé	3,1 ($\pm$ 2,8)	3,3 ($\pm$ 3,1)	2,6 ($\pm$ 2,5)	2,6 ($\pm$ 2,4)
Cou	5,9 ($\pm$ 2,7)	6,1 ($\pm$ 2,3)	5,2 ($\pm$ 2,6)	4,9 ($\pm$ 2,3)
Thorax-Clavicule dominante	5,2 ($\pm$ 1,9)	5,7 ($\pm$ 2,2)	4,6 ($\pm$ 1,8)	4,7 ($\pm$ 1,8)
Thorax-Clavicule opposée	5,2 ($\pm$ 1,6)	5,6 ($\pm$ 1,8)	4,8 ($\pm$ 1,7)	4,5 ($\pm$ 1,6)
Thorax	3,8 ($\pm$ 2,3)	4,1 ($\pm$ 2,4)	3,3 ($\pm$ 2,0)	3,2 ($\pm$ 1,8)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Z}$ des deux groupes réunis en séance 1.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	4,9 ($\pm$ 1,9)	5,1 ($\pm$ 2,3)	4,3 ($\pm$ 1,9)	4,4 ($\pm$ 2,0)
Coude dominant	8,9 ($\pm$ 5,5)	9,8 ($\pm$ 5,7)	8,1 ($\pm$ 5,2)	8,4 ($\pm$ 5,4)
Poignet dominant	3,7 ($\pm$ 2,7)	4,0 ($\pm$ 2,7)	3,3 ($\pm$ 2,3)	3,3 ($\pm$ 2,2)
Épaule opposée	3,8 ($\pm$ 2,2)	4,0 ($\pm$ 2,5)	3,3 ($\pm$ 2,0)	3,2 ($\pm$ 1,9)
Coude opposé	7,0 ($\pm$ 3,3)	7,3 ($\pm$ 2,9)	6,8 ($\pm$ 3,5)	6,3 ($\pm$ 3,4)
Poignet opposé	3,8 ($\pm$ 2,5)	4,0 ($\pm$ 2,6)	3,2 ($\pm$ 2,2)	3,2 ($\pm$ 2,0)
Cou	5,3 ($\pm$ 1,5)	5,7 ($\pm$ 1,7)	4,9 ($\pm$ 1,7)	4,6 ($\pm$ 1,5)
Thorax-Clavicule dominante	6,8 ($\pm$ 5,7)	6,8 ($\pm$ 4,7)	6,1 ($\pm$ 5,0)	6,0 ($\pm$ 4,6)
Thorax-Clavicule opposée	3,6 ($\pm$ 2,5)	3,9 ($\pm$ 2,6)	3,0 ($\pm$ 2,2)	2,9 ($\pm$ 2,1)
Thorax	5,8 ($\pm$ 2,0)	5,9 ($\pm$ 1,8)	5,1 ($\pm$ 2,2)	4,9 ($\pm$ 1,9)

ANNEXE VI

RÉSULTATS DE L'ÉTUDE CINÉMATIQUE POUR LA SÉANCE 7

Les cellules contenant des résultats significatifs montrant l'effet du 3D-MOT simple ou combiné à la prise de décision sont surlignées en gris.

Les tableaux suivants présentent les rotations moyennes autour des axes $\vec{X}$ propres à chacune des articulations selon les conditions d'essai pour la séance 7.

	Expérimental			
	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	4,3 (± 0,6)	4,4 (± 0,5)	4,5 (± 0,6)	4,5 (± 0,6)
Coude dominant	-0,6 (± 0,3)	-0,6 (± 0,3)	-0,6 (± 0,2)	-0,6 (± 0,3)
Poignet dominant	0,5 (± 0,4)	0,4 (± 0,2)	0,5 (± 0,4)	0,5 (± 0,4)
Épaule opposée	-4,7 (± 0,3)	-4,7 (± 0,3)	-4,6 (± 0,4)	-4,7 (± 0,3)
Coude opposé	1,5 (± 0,3)	1,5 (± 0,4)	1,5 (± 0,5)	1,5 (± 0,3)
Poignet opposé	0,4 (± 0,2)	0,3 (± 0,2)	0,3 (± 0,2)	0,4 (± 0,1)
Cou	2,7 (± 1,6)	2,5 (± 1,3)	2,3 (± 1,3)	2,5 (± 1,6)
Thorax-Clavicule dominante	-3,8 (± 2,2)	-3,8 (± 1,4)	-3,2 (± 1,7)	-3,5 (± 2,0)
Thorax-Clavicule opposée	1,7 (± 0,3)	1,8 (± 0,3)	1,8 (± 0,2)	1,8 (± 0,2)
Thorax	-1,3 (± 1,0)	-1,1 (± 0,7)	-1,4 (± 1,1)	-1,3 (± 1,2)

	Contrôle			
	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	4,6 (± 0,5)	4,6 (± 0,5)	4,6 (± 0,6)	4,5 (± 0,5)
Coude dominant	-0,6 (± 0,2)	-0,6 (± 0,2)	-0,6 (± 0,2)	-0,6 (± 0,2)
Poignet dominant	0,3 (± 0,1)	0,3 (± 0,1)	0,3 (± 0,1)	0,3 (± 0,1)
Épaule opposée	-4,8 (± 0,1)	-4,8 (± 0,1)	-4,8 (± 0,1)	-4,8 (± 0,2)
Coude opposé	1,6 (± 0,2)	1,6 (± 0,2)	1,6 (± 0,2)	1,6 (± 0,2)
Poignet opposé	0,3 (± 0,1)	0,3 (± 0,1)	0,4 (± 0,1)	0,4 (± 0,1)
Cou	2,9 (± 0,4)	2,8 (± 0,5)	2,7 (± 0,4)	2,7 (± 0,3)
Thorax-Clavicule dominante	-3,7 (± 0,7)	-3,6 (± 0,9)	-2,4 (± 2,9)	-2,4 (± 2,7)
Thorax-Clavicule opposée	1,5 (± 0,3)	1,5 (± 0,3)	1,5 (± 0,3)	1,5 (± 0,3)
Thorax	-1,0 (± 0,3)	-1,1 (± 0,3)	-0,6 (± 1,1)	-0,5 (± 1,2)

Les tableaux suivants présentent les rotations moyennes autour des axes $\vec{Y}$ propres à chacune des articulations selon les conditions d'essai pour la séance 7.

	Expérimental			
	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	1,7 ($\pm$ 1,9)	1,4 ($\pm$ 1,8)	0,5 ($\pm$ 1,3)	1,1 ($\pm$ 1,7)
Coude dominant	-0,7 ($\pm$ 0,3)	-0,7 ($\pm$ 0,3)	-0,6 ($\pm$ 0,3)	-0,7 ($\pm$ 0,3)
Poignet dominant	-0,4 ($\pm$ 0,2)	-0,3 ($\pm$ 0,1)	-0,4 ($\pm$ 0,2)	-0,4 ($\pm$ 0,2)
Épaule opposée	1,2 ($\pm$ 0,7)	1,2 ($\pm$ 0,8)	1,1 ($\pm$ 0,9)	1,2 ($\pm$ 0,6)
Coude opposé	-0,9 ($\pm$ 0,4)	-0,8 ($\pm$ 0,4)	-0,9 ($\pm$ 0,4)	-0,9 ($\pm$ 0,4)
Poignet opposé	-0,5 ($\pm$ 0,0)	-0,5 ($\pm$ 0,1)	-0,6 ($\pm$ 0,1)	-0,5 ($\pm$ 0,1)
Cou	1,7 ($\pm$ 0,8)	1,3 ($\pm$ 0,8)	0,9 ($\pm$ 0,9)	1,1 ($\pm$ 0,8)
Thorax-Clavicule dominante	0,3 ($\pm$ 1,1)	0,5 ($\pm$ 0,8)	0,7 ($\pm$ 1,2)	0,5 ($\pm$ 1,4)
Thorax-Clavicule opposée	0,9 ($\pm$ 0,6)	0,9 ($\pm$ 0,5)	0,9 ($\pm$ 0,5)	0,9 ($\pm$ 0,5)
Thorax	0,6 ($\pm$ 0,5)	0,5 ($\pm$ 0,5)	0,6 ($\pm$ 0,5)	0,6 ($\pm$ 0,5)

	Contrôle			
	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	1,1 ($\pm$ 1,4)	0,9 ($\pm$ 1,1)	0,3 ($\pm$ 1,8)	0,2 ($\pm$ 2,0)
Coude dominant	-0,7 ($\pm$ 0,3)	-0,7 ($\pm$ 0,2)	-0,7 ($\pm$ 0,2)	-0,7 ($\pm$ 0,3)
Poignet dominant	-0,3 ($\pm$ 0,1)	-0,3 ($\pm$ 0,1)	-0,3 ($\pm$ 0,1)	-0,3 ($\pm$ 0,1)
Épaule opposée	1 ($\pm$ 0,7)	0,9 ($\pm$ 0,6)	1 ($\pm$ 0,7)	1 ($\pm$ 0,6)
Coude opposé	-0,7 ($\pm$ 0,3)	-0,7 ($\pm$ 0,4)	-0,8 ($\pm$ 0,4)	-0,8 ($\pm$ 0,3)
Poignet opposé	-0,5 ($\pm$ 0,0)	-0,5 ($\pm$ 0,1)	-0,5 ($\pm$ 0,1)	-0,5 ($\pm$ 0,0)
Cou	1,5 ($\pm$ 0,3)	1,5 ($\pm$ 0,4)	1,4 ($\pm$ 0,4)	1,4 ($\pm$ 0,3)
Thorax-Clavicule dominante	1,4 ($\pm$ 0,8)	1,4 ($\pm$ 0,7)	-1 ($\pm$ 4,4)	-1,1 ($\pm$ 4,8)
Thorax-Clavicule opposée	0,5 ($\pm$ 0,6)	0,5 ($\pm$ 0,5)	0,5 ($\pm$ 0,7)	0,5 ($\pm$ 0,6)
Thorax	0,8 ($\pm$ 0,3)	0,9 ($\pm$ 0,4)	0,5 ($\pm$ 1,0)	0,6 ($\pm$ 1,0)

Les tableaux suivants présentent les rotations moyennes autour des axes $\vec{Z}$ propres à chacune des articulations selon les conditions d'essai pour la séance 7.

	Expérimental			
	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	-0,3 ($\pm$ 1,7)	-0,2 ($\pm$ 1,8)	0,7 ($\pm$ 1,1)	0,2 ($\pm$ 1,6)
Coude dominant	2,4 ($\pm$ 7,5)	3,0 ($\pm$ 4,7)	1,4 ($\pm$ 7,0)	1,9 ($\pm$ 7,1)
Poignet dominant	0,1 ($\pm$ 0,1)	0,1 ($\pm$ 0,1)	0,1 ($\pm$ 0,2)	0,1 ($\pm$ 0,1)
Épaule opposée	1,4 ($\pm$ 0,6)	1,4 ($\pm$ 0,6)	1,4 ($\pm$ 0,7)	1,4 ($\pm$ 0,5)
Coude opposé	-1,7 ($\pm$ 1,2)	-1,5 ($\pm$ 1,1)	-1,5 ($\pm$ 1,3)	-1,8 ($\pm$ 1,3)
Poignet opposé	-9,5 ($\pm$ 21,3)	-5,2 ($\pm$ 11,7)	-9,2 ($\pm$ 20,5)	-9,3 ($\pm$ 20,7)
Cou	1,0 ($\pm$ 2,9)	0,5 ($\pm$ 1,5)	1,2 ($\pm$ 2,9)	1,1 ($\pm$ 3,0)
Thorax-Clavicule dominante	-2,8 ($\pm$ 2,4)	-2,6 ($\pm$ 1,0)	-2,4 ($\pm$ 2,3)	-2,6 ($\pm$ 2,4)
Thorax-Clavicule opposée	-1,4 ($\pm$ 1,7)	-1,7 ($\pm$ 1,1)	-1,4 ($\pm$ 1,6)	-1,4 ($\pm$ 1,6)
Thorax	6,1 ($\pm$ 2,0)	6,3 ($\pm$ 1,1)	5,9 ($\pm$ 2,0)	6,0 ($\pm$ 2,1)

	Contrôle			
	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	0,0 ($\pm$ 1,5)	0,2 ($\pm$ 1,0)	0,8 ($\pm$ 1,7)	0,8 ($\pm$ 2,0)
Coude dominant	4,5 ($\pm$ 3,9)	4,3 ($\pm$ 3,7)	3,8 ($\pm$ 3,8)	4,0 ($\pm$ 3,9)
Poignet dominant	0,0 ($\pm$ 0,0)	0,0 ($\pm$ 0,1)	0,0 ($\pm$ 0,0)	0,0 ($\pm$ 0,1)
Épaule opposée	1,2 ($\pm$ 0,5)	1,1 ($\pm$ 0,4)	1,2 ($\pm$ 0,5)	1,2 ($\pm$ 0,5)
Coude opposé	-1,0 ($\pm$ 1,5)	-1,1 ($\pm$ 1,7)	-1,3 ($\pm$ 1,7)	-1,3 ($\pm$ 1,4)
Poignet opposé	0,1 ($\pm$ 0,1)	0,1 ($\pm$ 0,1)	0,0 ($\pm$ 0,1)	0,1 ($\pm$ 0,1)
Cou	0,4 ($\pm$ 0,3)	0,3 ($\pm$ 0,3)	0,3 ($\pm$ 0,6)	0,3 ($\pm$ 0,4)
Thorax-Clavicule dominante	-4,4 ($\pm$ 0,5)	-4,4 ($\pm$ 0,7)	-0,9 ($\pm$ 7,0)	-1,2 ($\pm$ 6,9)
Thorax-Clavicule opposée	-2,2 ($\pm$ 0,2)	-2,2 ($\pm$ 0,2)	-2,2 ($\pm$ 0,2)	-2,2 ($\pm$ 0,2)
Thorax	6,5 ($\pm$ 0,3)	6,5 ($\pm$ 0,4)	6,5 ($\pm$ 0,4)	6,6 ($\pm$ 0,5)

ANNEXE VII

RÉSULTATS DE L'ÉTUDE SUR LES VITESSES MOYENNES ARTICULAIRES EN SÉANCE 7

Les cellules contenant des résultats significatifs montrant l'effet du 3D-MOT simple ou combiné à la prise de décision sont surlignées en gris.

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{X}$ du groupe expérimental en séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	3,6 ($\pm$ 2,1)	3,6 ($\pm$ 1,8)	3,6 ($\pm$ 1,8)	3,3 ($\pm$ 1,6)
Coude dominant	2,1 ($\pm$ 0,4)	2,2 ($\pm$ 0,6)	2,0 ($\pm$ 0,7)	1,8 ($\pm$ 0,5)
Poignet dominant	1,0 ($\pm$ 0,5)	1,1 ($\pm$ 0,6)	0,9 ($\pm$ 0,4)	1,0 ($\pm$ 0,5)
Épaule opposée	3,3 ($\pm$ 1,5)	3,4 ($\pm$ 1,7)	3,5 ($\pm$ 1,6)	3,0 ($\pm$ 1,5)
Coude opposé	2,1 ($\pm$ 0,9)	2,3 ($\pm$ 1,3)	2,1 ($\pm$ 1,0)	2,0 ($\pm$ 1,1)
Poignet opposé	1,2 ($\pm$ 0,4)	1,4 ($\pm$ 0,5)	1,1 ($\pm$ 0,4)	1,1 ($\pm$ 0,2)
Cou	5,5 ($\pm$ 3,7)	7,5 ($\pm$ 4,7)	7,9 ($\pm$ 5,9)	5,5 ($\pm$ 4,2)
Thorax-Clavicule dominante	3,9 ($\pm$ 1,0)	4,7 ($\pm$ 1,9)	4,8 ($\pm$ 2,5)	3,7 ($\pm$ 0,7)
Thorax-Clavicule opposée	3,1 ($\pm$ 1,2)	2,8 ($\pm$ 1,2)	2,7 ($\pm$ 1,0)	2,5 ($\pm$ 0,8)
Thorax	4,7 ($\pm$ 1,4)	3,9 ($\pm$ 1,4)	3,5 ($\pm$ 1,1)	3,5 ($\pm$ 0,9)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{X}$ du groupe contrôle en séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	3,1 ($\pm$ 0,6)	3,1 ($\pm$ 0,6)	2,6 ($\pm$ 0,4)	2,5 ($\pm$ 0,4)
Coude dominant	1,9 ($\pm$ 0,5)	1,8 ($\pm$ 0,5)	1,5 ($\pm$ 0,6)	1,4 ($\pm$ 0,4)
Poignet dominant	0,5 ($\pm$ 0,1)	0,5 ($\pm$ 0,2)	0,4 ($\pm$ 0,1)	0,5 ($\pm$ 0,1)
Épaule opposée	2,7 ($\pm$ 1,0)	2,1 ($\pm$ 0,8)	2,0 ($\pm$ 0,9)	2,0 ($\pm$ 0,8)
Coude opposé	1,5 ($\pm$ 0,3)	1,3 ($\pm$ 0,3)	1,2 ($\pm$ 0,3)	1,2 ($\pm$ 0,2)
Poignet opposé	1,1 ($\pm$ 0,4)	1,0 ($\pm$ 0,2)	0,9 ($\pm$ 0,1)	0,8 ($\pm$ 0,3)
Cou	2,8 ($\pm$ 0,5)	2,6 ($\pm$ 0,4)	2,5 ($\pm$ 0,4)	2,5 ($\pm$ 0,6)
Thorax-Clavicule dominante	3,0 ($\pm$ 1,0)	3,2 ($\pm$ 0,7)	4,1 ($\pm$ 2,7)	3,7 ($\pm$ 2,5)
Thorax-Clavicule opposée	1,9 ($\pm$ 0,6)	1,7 ($\pm$ 0,7)	1,4 ($\pm$ 0,5)	1,6 ($\pm$ 0,5)
Thorax	3,3 ($\pm$ 0,3)	3,1 ($\pm$ 0,3)	3,6 ($\pm$ 2,5)	3,6 ($\pm$ 2,2)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Y}$ du groupe expérimental en séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	5,4 ($\pm$ 2,0)	6,5 ($\pm$ 2,0)	7,7 ($\pm$ 4,3)	5,6 ($\pm$ 2,0)
Coude dominant	3,4 ($\pm$ 1,2)	3,6 ($\pm$ 1,2)	3,4 ($\pm$ 1,1)	3,3 ($\pm$ 1,1)
Poignet dominant	1,0 ($\pm$ 0,4)	0,9 ($\pm$ 0,3)	0,9 ($\pm$ 0,3)	0,9 ($\pm$ 0,3)
Épaule opposée	5,0 ($\pm$ 1,7)	4,3 ($\pm$ 1,3)	4,2 ($\pm$ 1,8)	3,9 ($\pm$ 1,4)
Coude opposé	1,6 ($\pm$ 0,6)	1,6 ($\pm$ 0,8)	1,7 ($\pm$ 0,6)	1,6 ($\pm$ 0,8)
Poignet opposé	1,3 ($\pm$ 1,1)	1,2 ($\pm$ 0,9)	1,1 ($\pm$ 0,8)	1,2 ($\pm$ 0,8)
Cou	6,0 ($\pm$ 1,4)	6,7 ($\pm$ 1,8)	6,7 ($\pm$ 3,3)	5,1 ($\pm$ 1,3)
Thorax-Clavicule dominante	6,0 ($\pm$ 2,3)	7,1 ($\pm$ 2,3)	6,2 ($\pm$ 2,6)	6,0 ($\pm$ 2,5)
Thorax-Clavicule opposée	5,8 ($\pm$ 2,0)	5,5 ($\pm$ 2,0)	5,9 ($\pm$ 2,9)	4,9 ($\pm$ 1,3)
Thorax	1,8 ($\pm$ 0,4)	2,0 ($\pm$ 0,7)	1,9 ($\pm$ 0,6)	1,7 ($\pm$ 0,6)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Y}$ du groupe contrôle en séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	4,2 ($\pm$ 1,7)	4,5 ($\pm$ 1,8)	4,4 ($\pm$ 1,4)	3,9 ($\pm$ 0,9)
Coude dominant	2,7 ($\pm$ 0,7)	2,7 ($\pm$ 0,7)	2,3 ($\pm$ 0,4)	2,3 ($\pm$ 0,3)
Poignet dominant	0,8 ($\pm$ 0,2)	0,8 ($\pm$ 0,1)	0,6 ($\pm$ 0,1)	0,6 ($\pm$ 0,1)
Épaule opposée	3,4 ($\pm$ 0,7)	2,9 ($\pm$ 0,6)	2,4 ($\pm$ 0,8)	2,7 ($\pm$ 0,6)
Coude opposé	1,1 ($\pm$ 0,2)	1,0 ($\pm$ 0,3)	0,8 ($\pm$ 0,2)	0,9 ($\pm$ 0,1)
Poignet opposé	1,0 ($\pm$ 0,3)	1,1 ($\pm$ 0,3)	0,9 ($\pm$ 0,1)	0,9 ($\pm$ 0,1)
Cou	4,0 ($\pm$ 0,6)	4,0 ($\pm$ 0,5)	3,3 ($\pm$ 0,6)	3,3 ($\pm$ 0,5)
Thorax-Clavicule dominante	3,8 ($\pm$ 1,3)	3,8 ($\pm$ 1,5)	3,8 ($\pm$ 1,9)	4,0 ($\pm$ 2,2)
Thorax-Clavicule opposée	4,5 ($\pm$ 0,5)	4,0 ($\pm$ 0,6)	3,2 ($\pm$ 0,9)	3,5 ($\pm$ 0,4)
Thorax	1,6 ($\pm$ 0,3)	1,6 ($\pm$ 0,6)	2,0 ($\pm$ 1,0)	2,0 ($\pm$ 0,8)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Z}$ du groupe expérimental en séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	3,8 ($\pm$ 2,0)	3,9 ($\pm$ 2,1)	3,6 ($\pm$ 1,9)	3,8 ($\pm$ 2,3)
Coude dominant	14,1 ($\pm$ 4,1)	15,2 ($\pm$ 4,2)	15,8 ($\pm$ 6,1)	14,1 ($\pm$ 5,6)
Poignet dominant	2,2 ($\pm$ 1,1)	2,1 ($\pm$ 0,8)	2,1 ($\pm$ 0,8)	1,8 ($\pm$ 0,6)
Épaule opposée	3,1 ($\pm$ 0,9)	2,8 ($\pm$ 1,0)	2,5 ($\pm$ 0,7)	2,4 ($\pm$ 0,8)
Coude opposé	9,8 ($\pm$ 3,0)	9,5 ($\pm$ 2,9)	11,4 ($\pm$ 5,6)	9,3 ($\pm$ 3,1)
Poignet opposé	5,8 ($\pm$ 7,9)	4,8 ($\pm$ 6,2)	3,9 ($\pm$ 4,4)	4,2 ($\pm$ 5,0)
Cou	4,7 ($\pm$ 2,4)	4,0 ($\pm$ 1,9)	4,2 ($\pm$ 2,1)	3,9 ($\pm$ 1,9)
Thorax-Clavicule dominante	5,7 ($\pm$ 3,0)	9,7 ($\pm$ 6,3)	10,7 ($\pm$ 7,7)	6,2 ($\pm$ 3,4)
Thorax-Clavicule opposée	2,5 ($\pm$ 1,7)	2,7 ($\pm$ 1,8)	2,4 ($\pm$ 1,7)	2,2 ($\pm$ 1,7)
Thorax	5,2 ($\pm$ 0,9)	5,9 ($\pm$ 1,2)	6,4 ($\pm$ 2,3)	4,9 ($\pm$ 1,0)

Le tableau suivant présente une synthèse des vitesses moyennes angulaires (en deg/s) autour de l'axe $\vec{Z}$ du groupe contrôle en séance 7.

	Simple	Décision	MOT	MOT+Décision
Épaule dominante	3,6 ($\pm$ 1,2)	3,7 ($\pm$ 1,1)	3,6 ($\pm$ 1,5)	3,3 ($\pm$ 1,3)
Coude dominant	10,3 ($\pm$ 2,8)	10,8 ($\pm$ 3,3)	9,8 ($\pm$ 1,7)	9,0 ($\pm$ 1,7)
Poignet dominant	2,2 ($\pm$ 1,2)	2,3 ($\pm$ 1,2)	2,0 ($\pm$ 1,1)	2,2 ($\pm$ 1,2)
Épaule opposée	1,8 ($\pm$ 0,4)	1,6 ($\pm$ 0,5)	1,4 ($\pm$ 0,5)	1,5 ($\pm$ 0,3)
Coude opposé	6,4 ($\pm$ 2,3)	5,8 ($\pm$ 1,4)	5,3 ($\pm$ 1,9)	5,0 ($\pm$ 1,2)
Poignet opposé	3,1 ($\pm$ 1,4)	3,1 ($\pm$ 1,5)	2,9 ($\pm$ 1,8)	3,2 ($\pm$ 1,6)
Cou	4,0 ($\pm$ 0,6)	4,1 ($\pm$ 1,1)	3,8 ($\pm$ 1,3)	4,2 ($\pm$ 1,3)
Thorax-Clavicule dominante	4,4 ($\pm$ 0,9)	4,7 ($\pm$ 1,0)	4,8 ($\pm$ 1,3)	4,3 ($\pm$ 1,3)
Thorax-Clavicule opposée	1,0 ($\pm$ 0,4)	0,9 ($\pm$ 0,3)	0,9 ($\pm$ 0,3)	0,9 ($\pm$ 0,3)
Thorax	4,5 ($\pm$ 0,6)	4,2 ($\pm$ 0,5)	3,5 ($\pm$ 0,8)	3,7 ($\pm$ 0,9)

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Al-Yahya, E., H. Dawes, L. Smith, A. Dennis, K. Howells and J. Cockburn (2011). «Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. » Neurosci Biobehav Rev **35**(3): 715-728.
- Alvarez, G. A. and S. L. Franconeri (2007). «How many objects can you track? Evidence for a resource-limited attentive tracking mechanism. » J Vis **7**(13): 14.11-10.
- Azadian, E., H. R. Torbati, A. R. Kakhki and N. Farahpour (2016). «The effect of dual task and executive training on pattern of gait in older adults with balance impairment: A Randomized controlled trial. » Arch Gerontol Geriatr **62**: 83-89.
- Baron, A. and W. R. Mattila (1989). «Response slowing of older adults: effects of time-limit contingencies on single- and dual-task performances. » Psychol Aging **4**(1): 66-72.
- Beauchet, O. and G. Berrut (2006). «[Gait and dual-task: definition, interest, and perspectives in the elderly]. » Psychol Neuropsychiatr Vieil **4**(3): 215-225.
- Bideau, B., R. Kulpa, N. Vignais, S. Brault and F. Multon (2010). «Using virtual reality to analyze sports performance. » IEEE Comput Graph Appl **30**(2): 14-21.
- Bretigny, P., D. Leroy, C. Button, D. Chollet and L. Seifert (2011). «Coordination profiles of the expert field hockey drive according to field roles. » Sports Biomech **10**(4): 339-350.
- Bretigny, P., L. Seifert, D. Leory and D. Chollet (2008). «Upper-limb kinematics and coordination of short grip and classic drives in field hockey. » J Appl Biomech **24**(3): 215-223.
- Carling, C. (2010). «Analysis of physical activity profiles when running with the ball in a professional soccer team. » J Sports Sci **28**(3): 319-326.
- Casanova, Oliveira, Williams and Garganta (2009). «Expertise and perceptual-cognitive performance in soccer: A review. » Rev. Port. Cien. Desp. [online] **9**(1): 115-122.
- Cutti, A. G., G. Paolini, M. Troncossi, A. Cappello and A. Davalli (2005). «Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. » Gait & Posture **21**(3): 341-349.
- de Subijana, C. L., D. Juarez, J. Mallo and E. Navarro (2011). «The application of biomechanics to penalty corner drag-flick training: a case study. » J Sports Sci Med **10**(3): 590-595.

- Erickson, K. I., S. J. Colcombe, R. Wadhwa, L. Bherer, M. S. Peterson, P. E. Scalf, J. S. Kim, Maritza, Alvarado and A. F. Kramer (2007). «Training-induced functional activation changes in dual-task processing: an fMRI study. » Cereb Cortex **17**(1): 192-204.
- Fait, P. E., B. J. McFadyen, K. Zabjek, N. Reed, T. Taha and M. Keightley (2011). «Increasing task complexity and ice hockey skills of youth athletes. » Percept Mot Skills **112**(1): 29-43.
- Faubert, J. (2013). «Professional athletes have extraordinary skills for rapidly learning complex and neutral dynamic visual scenes. » Sci Rep **3**: 1154.
- Faubert, J. and R. Allard (2013). «Stereoscopy benefits processing of dynamic visual scenes by disambiguating object occlusions. » Journal of Vision **13**(9): 1292-1292.
- Faubert, J. and S. Barthès (2012). «Entraînement perceptivo-cognitif chez l'athlète. » Ophthalmo autrement **11**: 13-16.
- Faubert, J. and L. Sidebottom (2012). «Perceptual-Cognitive Training of Athletes. » Journal of Clinical Sport Psychology **6**: 85-102.
- Fougnie, D. and R. Marois (2006). «Distinct capacity limits for attention and working memory: Evidence from attentive tracking and visual working memory paradigms. » Psychol Sci **17**(6): 526-534.
- Goh, H. T., K. J. Sullivan, J. Gordon, G. Wulf and C. J. Winstein (2012). «Dual-task practice enhances motor learning: a preliminary investigation. » Exp Brain Res **222**(3): 201-210.
- Gonzales, J. U., C. R. James, H. S. Yang, D. Jensen, L. Atkins, B. J. Thompson, K. Al-Khalil and M. O'Boyle (2016). «Different cognitive functions discriminate gait performance in younger and older women: A pilot study. » Gait Posture **50**: 89-95.
- Gremion, G. and T. Kuntzer (2014). «Fatigue et réduction de la performance motrice chez le sportif, syndrome de surentraînement. » Rev Med Suisse: 962-965.
- Grondin, S., T. M. and H. C. (1994). «Préférences manuelle et latérale et style de jeu au hockey sur glace. » Staps : Revue Internationale Des Sciences Du Sport Et De L'éducation Physique **15**(35): 65-75.
- Habak, C. and J. Faubert (2000). «Larger effect of aging on the perception of higher-order stimuli. » Vision Res **40**(8): 943-950.
- Hernandez Barraza, L. C. and C. H. Yeow (2015). «An investigation of full body kinematics for static and dynamic throw-in in proficient and non-proficient soccer

players when they tried to hit a specific target. » International Conference of Biomechanics in Sports. Poitiers, France.

- Holste, K. G., A. L. Yassen, M. J. Hill and A. D. Christie (2016). «Motor Cortex Inhibition is Increased During a Secondary Cognitive Task. » Motor Control **20**(4): 380-394.
- Huang, H. J. and V. S. Mercer (2001). «Dual-task methodology: applications in studies of cognitive and motor performance in adults and children. » Pediatr Phys Ther **13**(3): 133-140.
- Intriligator, J. and P. Cavanagh (2001). «The spatial resolution of visual attention. » Cogn Psychol **43**(3): 171-216.
- J., Z. G. and A. Todor (2010). «The role of ‘rescue saccades’ in tracking objects through occlusions. » J Vis **10**(29): 14.
- Jakeman, J., J. McMullan and J. A. Babraj (2016). «Efficacy of a Four-Week Uphill Sprint Training Intervention in Field Hockey Players. » J Strength Cond Res **30**(10): 2761-2766.
- Keane, B. and Z. W. Pylyshyn (2006). «Is motion extrapolation employed in multiple object tracking? Tracking as a low-level, non-predictive function. » Cognitive psychology **52**(4): 346-368.
- Kelly, M. E., D. Loughrey, B. A. Lawlor, I. H. Robertson, C. Walsh and S. Brennan (2014). «The impact of cognitive training and mental stimulation on cognitive and everyday functioning of healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. » Ageing Res Rev **15**: 28-43.
- Kennedy, G. J., S. P. Tripathy and B. T. Barrett (2009). «Early age-related decline in the effective number of trajectories tracked in adult human vision. » J Vis **9**(2): 21.21-10.
- Kerr, B., S. M. Condon and L. A. McDonald (1985). «Cognitive spatial processing and the regulation of posture. » J Exp Psychol Hum Percept Perform **11**(5): 617-622.
- Kiapour, A. M. and M. M. Murray (2014). «Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. » Bone & Joint Research **3**(2): 20-31.
- Killane, I., C. Fearon, L. Newman, C. McDonnell, S. M. Waechter, K. Sons, T. Lynch and R. B. Reilly (2015). «Dual Motor-Cognitive Virtual Reality Training Impacts Dual-Task Performance in Freezing of Gait. » IEEE J Biomed Health Inform **19**(6): 1855-1861.

- Kim, G. Y., M. R. Han and H. G. Lee (2014). «Effect of Dual-task Rehabilitative Training on Cognitive and Motor Function of Stroke Patients. » J Phys Ther Sci **26**(1): 1-6.
- Knudson, D. and D. A. Kluka (1997). «The Impact of Vision and Vision Training on Sport Performance. » Journal of Physical Education, Recreation & Dance **68**(4): 17-24.
- Komenda, B. M. and K. L. Lockwood (2009). «The effect of a stickhandling and puck control (SPC) training intervention on wrist shot performance variables in female collegiate ice hockey players. » Master of Science in Applied Health Sciences, Brock University.
- Kramer, A., J. Larish and D. Strayer (1995). «Training for attentional control in dual task settings: a comparison of young and old adults. » Journal of experimental psychology **1**(1): 50-76.
- Kramer, A., J. Larish, T. Weber and L. Bardell (1999). «Training for executive control: task coordination strategies and aging. » Attention and Performance XVII: 617-652.
- Kueider, A. M., J. M. Parisi, A. L. Gross and G. W. Rebok (2012). «Computerized cognitive training with older adults: a systematic review. » PLoS One **7**(7): e40588.
- Lajoie, Y., N. Teasdale, C. Bard and M. Fleury (1993). «Attentional demands for static and dynamic equilibrium. » Exp Brain Res **97**(1): 139-144.
- Legault, I. and J. Faubert (2012). «Perceptual-cognitive training improves biological motion perception: evidence for transferability of training in healthy aging. » Neuroreport **23**(8): 469-473.
- Leiter, J., D. M. Cordingley and P. B. MacDonald (2015). «Aerobic Development of Elite Youth Ice Hockey Players. » J Strength Cond Res **29**(11): 3223-3228.
- Li, K. H., E. Roudaia, M. Lussier, L. Bherer, A. Leroux and P. A. McKinley (2010). «Benefits of cognitive dual-task training on balance performance in healthy older adults. » J Gerontol A Biol Sci Med Sci **65**(12): 1344-1352.
- Lim, J., A. Amado, L. Sheehan and R. E. Van Emmerik (2015). «Dual task interference during walking: The effects of texting on situational awareness and gait stability. » Gait Posture **42**(4): 466-471.
- Little, C. E. and M. Woollacott (2015). «EEG measures reveal dual-task interference in postural performance in young adults. » Exp Brain Res **233**(1): 27-37.
- Mangine, G. T., J. R. Hoffman, A. J. Wells, A. M. Gonzalez, J. P. Rogowski, J. R. Townsend, A. R. Jajtner, K. S. Beyer, J. D. Bohner, G. J. Pruna, M. S. Fragala and

- J. R. Stout (2014). «Visual tracking speed is related to basketball-specific measures of performance in NBA players. » J Strength Cond Res **28**(9): 2406-2414.
- Michaud-Paquette, Y., P. Magee, D. Pearsall and R. Turcotte (2011). «Whole-body predictors of wrist shot accuracy in ice hockey: a kinematic analysis. » Sports Biomechanics **10**(1): 12-21.
- Méjane, J. (2015). « Évaluation de l'impact combiné d'une tâche perceptivo-cognitive et de la fatigue musculaire sur la biomécanique du membre inférieur lors d'atterrissages. » Mémoire de maîtrise électronique, École de technologie supérieure.
- Nagamatsu, L. S., M. Voss, M. B. Neider, J. G. Gaspar, T. C. Handy, A. F. Kramer and T. Y. Liu-Ambrose (2011). «Increased cognitive load leads to impaired mobility decisions in seniors at risk for falls. » Psychol Aging **26**(2): 253-259.
- Parsons, B., T. Magill, A. Boucher, M. Zhang, K. Zogbo, S. Berube, O. Scheffer, M. Beauregard and J. Faubert (2016). «Enhancing Cognitive Function Using Perceptual-Cognitive Training. » Clin EEG Neurosci **47**(1): 37-47.
- Pellecchia, G. L. (2005). «Dual-task training reduces impact of cognitive task on postural sway. » J Mot Behav **37**(3): 239-246.
- Peterson, B. J., J. S. Fitzgerald, C. C. Dietz, K. S. Ziegler, S. J. Ingraham, S. E. Baker and E. M. Snyder (2015). «Aerobic capacity is associated with improved repeated shift performance in hockey. » J Strength Cond Res **29**(6): 1465-1472.
- Plummer, P., S. Apple, C. Dowd and E. Keith (2015). «Texting and walking: effect of environmental setting and task prioritization on dual-task interference in healthy young adults. » Gait Posture **41**(1): 46-51.
- Pothier, K., N. Benguigui, R. Kulpa and C. Chavoix (2015). «Multiple Object Tracking While Walking: Similarities and Differences Between Young, Young-Old, and Old-Old Adults. » J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci **70**(6): 840-849.
- Pylyshyn, Z. W. and R. W. Storm (1988). «Tracking multiple independent targets: evidence for a parallel tracking mechanism. » Spat Vis **3**(3): 179-197.
- Resch, J. E., B. May, P. D. Tomporowski and M. S. Ferrara (2011). «Balance performance with a cognitive task: a continuation of the dual-task testing paradigm. » J Athl Train **46**(2): 170-175.
- Romeas, T., A. Guldner and J. Faubert (2016). «3D-Multiple Object Tracking training task improves passing decision-making accuracy in soccer players. » Psychology of Sport and Exercise **22**: 1-9.

- Ruffieux, J., M. Keller, B. Lauber and W. Taube (2015). «Changes in Standing and Walking Performance Under Dual-Task Conditions Across the Lifespan. » Sports Med **45**(12): 1739-1758.
- Sandbakk, Ø., M. Hansen, G. Ettema and B. Ronnestad (2014). «The effects of heavy upper-body strength training on ice sledge hockey sprint abilities in world class players. » Hum Mov Sci **38**: 251-261.
- Schwab, S. and D. Memmert (2012). «The impact of a sports vision training program in youth field hockey players. » J Sports Sci Med **11**(4): 624-631.
- Sekuler, R., C. McLaughlin and Y. Yotsumoto (2008). «Age-related changes in attentional tracking of multiple moving objects. » Perception **37**(6): 867-876.
- Shelvam, P. V. and B. S. Sekhon (2016). «Effect of specific training programme on dribbling performance among university hockey players. » International Journal of Scientific Research and Modern Education **1**(1): 128-132.
- Singer, R. N. and C. M. Janelle (1999). «Determining sport expertise: from genes to supremes. » International Journal of Sport Psychology **30**(2): 117-150.
- Strobach, T., P. Frensch, H. J. Muller and T. Schubert (2012). «Testing the limits of optimizing dual-task performance in younger and older adults. » Front Hum Neurosci **6**: 39.
- van het Reve, E. and E. D. de Bruin (2014). «Strength-balance supplemented with computerized cognitive training to improve dual task gait and divided attention in older adults: a multicenter randomized-controlled trial. » BMC Geriatr **14**: 134.
- Van Selst, M., E. Ruthruff and J. C. Johnston (1999). «Can practice eliminate the psychological refractory period effect? » J Exp Psychol Hum Percept Perform **25**(5): 1268-1283.
- Williams, A. M. and T. Reilly (2000). «Talent identification and development in soccer. » J Sports Sci **18**(9): 657-667.
- Wollesen, B., C. Voelcker-Rehage, J. Willer, A. Zech and K. Mattes (2015). «Feasibility study of dual-task-managing training to improve gait performance of older adults. » Aging Clin Exp Res **27**(4): 447-455.
- Yokoyama, H., K. Okazaki, D. Imai, Y. Yamashina, R. Takeda, N. Naghavi, A. Ota, Y. Hirasawa and T. Miyagawa (2015). «The effect of cognitive-motor dual-task training on cognitive function and plasma amyloid beta peptide 42/40 ratio in healthy elderly persons: a randomized controlled trial. » BMC Geriatr **15**: 60.

Zech, A., P. Klahn, J. Hoeft, C. Eulenburg and S. Steib (2014). «Time course and dimensions of postural control changes following neuromuscular training in youth field hockey athletes. » Eur J Appl Physiol **114**(2): 395-403.

