

Analyse biomécanique de la performance en rugby professionnel : optimisation du lancer en touche et prise en charge des commotions cérébrales.

Antoine Kneblewski

▶ **To cite this version:**

Antoine Kneblewski. Analyse biomécanique de la performance en rugby professionnel : optimisation du lancer en touche et prise en charge des commotions cérébrales.. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2022. Français. NNT : 2022HESAE040 . tel-03736631

HAL Id: tel-03736631

https://pastel.hal.science/tel-03736631

Submitted on 22 Jul 2022

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

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

HESAM UNIVERSITÉ

Arts et Métiers Sciences et Technologies

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – Campus de Paris

THÈSE

présentée par : **Antoine KNEBLEWSKI**

soutenue le : **5 juillet 2022**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Biomécanique et ingénierie pour la santé**

Analyse biomécanique de la performance en rugby professionnel : optimisation du lancer en touche et prise en charge des commotions cérébrales

THÈSE dirigée par :
M. ROUCH Philippe

et co-encadrée par :
Mme VALDES-TAMAYO Laura, **M. BOURGAIN Maxime**

Jury

M. Julien MORLIER, Professeur des Universités, Laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système, Université de Bordeaux	Président
M. Gaël GUILHEM, Directeur du Laboratoire Sport, Expertise et Performance, INSEP	Rapporteur
M. Bruno WATIER, Professeur des Universités, Laboratoire d'analyse et d'architecture des systèmes, Université de Toulouse	Rapporteur
M. Philippe ROUCH, Professeur des Universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris	Examinateur
Mme Laura VALDES-TAMAYO, Docteure, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris	Examinatrice
M. Maxime BOURGAIN, Docteur, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris	Examinateur
M. Julien PISCIONE, Docteur, Responsable du département d'accompagnement à la performance, FFR	Membre invité
M. Sylvain BLANCHARD, Docteur / Docteur en médecine, responsable du service médical, AS Monaco	Membre invité

T H È S E

Remerciements

À l'issue de ces trois années de thèse, je souhaite exprimer mes remerciements à toutes les personnes qui m'ont accompagné et qui ont ainsi rendu possible l'aboutissement de ce projet.

J'adresse tout d'abord mes remerciements à l'ensemble des membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce travail de thèse. Je remercie Gaël Guilhem et Bruno Watier d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce manuscrit ; Julien Morlier de faire partie de ce jury en tant qu'examinateur ainsi que Sylvain Blanchard et Julien Piscione d'avoir répondu favorablement à notre invitation pour la soutenance.

Je remercie tout particulièrement Laurent Travers, Sylvain Blanchard et Gilbert Gascou, qui ont été à l'origine de ce projet. Merci également au président Jacky Lorenzetti de l'avoir soutenu et d'avoir permis la mise en place du dispositif CIFRE au sein du Racing 92. Je suis reconnaissant de la confiance qu'ils m'ont accordée, tant pour l'intégration de mes travaux de recherche dans les perspectives de développement du club, que pour les missions de préparation physique et de réathlétisation qui m'ont été confiées.

Je remercie sincèrement mon encadrement de thèse : Philippe Rouch, Laura Valdes-Tamayo, Maxime Bourgain, Sébastien Laporte et Baptiste Sandoz pour leur accompagnement et leur soutien pendant ces trois années. Leur suivi précieux et leurs conseils toujours très avisés n'ont eu de cesse d'enrichir les discussions et d'orienter le projet dans la bonne direction.

Je remercie toutes les personnes qui m'ont aidé pour la mise en place et la réalisation des expérimentations, sans qui le bon déroulement de ces recherches n'aurait pas été possible. Merci à Maxime Bourgain et Laura Valdes-Tamayo qui ont grandement contribué à la mise en place du système d'analyse du mouvement au centre d'entraînement du Racing 92 (malgré de nombreuses complications). Merci à Philippe Rouch pour le déclenchement des 204 impacts qui ont été réalisés dans l'étude 4, et pour la grande précision de passe en direction des caméras Vicon. Merci à Briac Poussin de s'être déclenché une talonnade pour faire avancer la science et enfin, merci à Benjamin Lallemand pour son insupportable « GoPro démarrer vidéo ».

Je tiens à remercier chaleureusement mes collègues de la préparation physique Gilbert, Michel, Briac et Fabien pour le travail réalisé ensemble pendant ces trois années. Merci également à Benjamin qui a été d'une grande aide dans cette expérience commune que représente le

doctorat. Leur collaboration a été source d'une grande richesse autant sur le plan professionnel que personnel.

Je remercie évidemment les joueurs du Racing 92 qui ont pris part aux expérimentations, sans qui, la réalisation de ces travaux n'aurait pas été possible. Je les remercie également pour l'énergie et le professionnalisme dont ils font preuve quotidiennement, sur et en dehors des terrains. Parallèlement, je remercie les membres du staff sportif pour les échanges réguliers très constructifs, l'intérêt porté autour de mon travail et le partage de toutes ces expériences sportives riches en émotions.

Enfin je remercie ma famille, mes amis et mes proches, pour leur soutien tout au long de cette thèse, et pour tout le reste.

Table des matières

Remerciements ii

Table des matières iv

Liste des tableaux vi

Liste des figures vii

Introduction générale 1

Objectifs de la thèse 6

Première partie - Analyse biomécanique de la performance du lancer en touche 8

1 Étude 1 - Analyse de la performance du lancer en touche chez des joueurs de rugby professionnel : précision, timing et stabilité posturale dynamique 9

1.1 Introduction 9

1.2 Matériel et méthodes 15

1.3 Résultats 21

1.4 Discussion 26

1.5 Conclusion 33

2 Étude 2 – Analyse cinématique 3D de la performance du lancer en touche chez des joueurs de rugby de différents niveaux d'expertise 35

2.1 Introduction 35

2.2 Matériel et méthodes 39

2.3 Résultats 47

2.4 Discussion 70

2.5 Conclusion 81

Deuxième partie - Prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel 83

3 Étude 3 – Intérêt de l'outil NeuroTracker dans l'évaluation initiale et la décision de retour au jeu des joueurs ayant subi une commotion cérébrale 84

3.1 Introduction 84

3.2 Matériel et méthodes 92

3.3 Résultats 96

3.4 Discussion 98

3.5 Conclusion 102

3.6 Étude complémentaire : analyse vidéo des mécanismes de commotion cérébrale 103

4 Étude 4 – Analyse de la réponse biomécanique de joueurs de rugby professionnel à des impacts de type « non anticipé » 112

4.1 Introduction 112

4.2 Matériel et méthodes 120

4.3 Résultats 131

4.4 Discussion 137

4.5 Conclusion 145

4.6 Perspectives : Utilisation de protège-dents instrumentés pour la quantification des collisions au rugby 147

Conclusion générale, perspectives et applications pratiques 150

Bibliographie 156

Annexes 168

Liste des tableaux

Tableau 1. Caractéristiques des sujets. 15

Tableau 2. Caractéristiques des sujets. 40

Tableau 3. Séquence cinématique : instant d'apparition moyen du pic de vitesse pour chaque segment et pour chaque lanceur. Les données sont exprimées en pourcentage de la phase d'éjection. 64

Tableau 4. Protocole de retour à l'activité. 90

Tableau 5. Caractéristiques des participants dont la commotion cérébrale a été confirmée. 92

Tableau 6. Fréquence et pourcentage des descripteurs de commotions cérébrales. 105

Tableau 7. Fréquence et pourcentage des descripteurs de commotions cérébrales liées à la phase de plaquage. Les données sont présentées pour l'ensemble des commotions associées à la phase de plaquage, et pour celles qui concernent spécifiquement le plaqueur ou le plaqué. 107

Tableau 8. Caractéristiques des sujets. 121

Tableau 9. Segments et marqueurs des membres supérieurs et du tronc. 199

Tableau 10. Segments et marqueurs des membres inférieurs et du ballon. 200

Liste des figures

Figure 1. Illustration du premier match de « Rugby Football » en France, opposant le Racing Club de France au Stade Français Paris rugby, le 20 mars 1892 (peinture de Georges Scott). 3

Figure 2. Illustration de la phase de lancer en touche où les deux alignements se disputent la possession du ballon. À gauche : Pays de Galles vs. Afrique du Sud, saison 1969/1970. À droite : Racing 92 vs. UBB (saison 2021/2022). 4

Figure 3. Évolution du nombre de publications scientifiques portant sur la commotion cérébrale en rugby depuis 1995, année où le rugby à XV est devenu un sport professionnel. 5

Figure 4. Illustration des différentes étapes du lancer en touche. **A** : position initiale du lanceur ; **B** : fin de l'armement de la balle ; **C** : libération de la balle. La phase d'armement est définie entre les étapes A et B, la phase d'éjection est définie entre les étapes B et C. 11

Figure 5. Illustration du timing entre le lanceur et le sauteur lors d'une touche réalisée en situation d'entraînement. **A** : le lanceur et le sauteur sont en position initiale ; **B** : le lanceur éjecte le ballon en anticipant l'ascension du sauteur, qui est encore statique ; **C** : le sauteur débute son ascension tandis que le ballon poursuit sa trajectoire ; **D** : le sauteur intercepte le ballon au moment où il atteint son point le plus haut. 12

Figure 6. Illustration du robot automatique (Touch'Trainer). **A** : position de départ ; **B** : position finale (fin de l'ascension de la cible) ; **C** : cible et échelle de points définie en fonction de la zone d'impact du ballon (3 : le ballon touche la partie centrale de la cible ; 2 : le ballon traverse le cercle mais ne touche pas la partie centrale ; 1 : le ballon touche le cercle mais ne traverse pas le cercle ; 0 : le ballon ne touche pas le cercle). 16

Figure 7. Représentation schématique (en haut) et illustration (en bas) du dispositif expérimental. Exemple d'un lancer à la Dist. 3 (15 m). 18

Figure 8. Exemple de la trajectoire du CoP pour le pied gauche, le pied droit et pour les deux pieds réunis lors d'un lancer en touche..... 20

Figure 9. Score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. * : $p < 0,05$. 22

Figure 10. Timing du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. *** : $p < 0,001$. 23

Figure 11. CoP area. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$. 24

Figure 12. Angle de libération de la balle (graphe à gauche) et vitesse d'éjection de la balle (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. 25

Figure 13. Vitesse de rotation de la balle. Comparaison des valeurs moyennes entre les lanceurs A, B, C, D et E. 25

Figure 14. Amplitude articulaire de l'épaule (flexion/extension) et du coude (flexion/extension) lors de la phase d'éjection de la balle. Comparaison des valeurs moyennes entre les lanceurs A, B, C, D et E. 26

Figure 15. CoP area et score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3 pour les lanceurs A, B, C, D et E. 30

Figure 16. Extension du coude (%) en fonction de la phase d'éjection (%). Exemple de lancer avec coordination simultanée (lanceur A, graphe à gauche) et séquentielle (lanceur B, graphe à droite). 32

Figure 17. Exemple d'un lancer en touche en situation de match du point de vue du lanceur. Le lanceur doit lire les déplacements de plusieurs éléments (partenaires et adversaires) en utilisant le champ visuel central et périphérique, anticiper l'ascension du sauteur, et traiter ces informations dans un temps restreint afin de prendre la décision la plus adaptée.....37

Figure 18. Dispositif d'analyse du mouvement installé dans la salle de musculation du Racing 92. **1** : caméras optoélectroniques ; **2** : caméra optique ; **3** : caméra sport ; **4** : plateformes de force et **5** : zone d'acquisition des données. 41

Figure 19. Set de marqueurs sur le modèle squelettique et le ballon, marqueurs techniques en vert et marqueurs anatomiques en rouge**.** 42

Figure 20. Personnalisation du modèle ostéo-articulaire à partir de la position des marqueurs expérimentaux mesurée lors de l'acquisition statique. 45

Figure 21. Précision du lancer. Comparaison des scores entre les groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. * : $p < 0,05$; *** : $p < 0,001$. 47

Figure 22. Précision du lancer. Comparaison des scores moyens entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist 3 pour les groupes Élite professionnel, Élite U21 et Intermédiaire. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$. 48

Figure 23. Timing du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. * : $p < 0,05$. 49

Figure 24. Timing du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist 3 pour les groupes Élite professionnel, Élite U21 et Intermédiaire. * : $p < 0,05$..50

Figure 25. Cinématique du ballon : exemple d'un lancer visualisé dans le logiciel de capture du mouvement.....51

Figure 26. Vitesse d'éjection de la balle (graphe à gauche) et vitesse de rotation de la balle (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$. 51

Figure 27. Durée de la phase d'éjection. Comparaison des valeurs moyennes entre les groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. *** : $p < 0,001$. 52

Figure 28. Trajectoire de la main propulsive lors de la phase d'éjection. Exemple des 30 lancers réalisés par le sujet B (en vert les lancers à 6 m, en bleu à 10 m et en rouge à 15 m). 53

Figure 29. Amplitude de déplacement de la main propulsive lors de la phase d'éjection. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3 sur les axes X, Y et Z, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$. 54

Figure 30. Position de la main propulsive sur l'axe X lors de la phase d'éjection. Illustration de l'ensemble des lancers chez le joueur A (graphe à gauche) et le joueur G (graphe à droite**)** (en vert les lancers à 6 m, en bleu à 10 m et en rouge à 15 m). 55

Figure 31. Variabilité de la position (X) de la main propulsive à la fin de l'armement et score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes

Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. 55

Figure 32. Variabilité de la position (X) de la main propulsive à la libération de la balle et score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. 56

Figure 33. Amplitude articulaire des membres inférieurs et lombaires (côté droit = D ; côté gauche = G). Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. 58

Figure 34. Amplitude articulaire des membres inférieurs et lombaires. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$. 59

Figure 35. Amplitude articulaire des membres supérieurs (côté droit = D ; côté gauche = G). Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. 60

Figure 36. Amplitude articulaire des membres supérieurs. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$. 61

Figure 37. Amplitude articulaire : variation entre la Dist. 1 et la Dist.3. Comparaison entre les différents degrés de liberté considérés. 62

Figure 38. Représentation du modèle ostéo-articulaire à l'instant des pics de vitesse de chaque segment et données de vitesse angulaire pour chaque segment au cours de la phase d'éjection. Les numéros représentent la séquence cinématique observée lors d'un lancer effectué par le participant D. 63

Figure 39. Séquence cinématique : instant d'apparition du pic de vitesse pour chaque segment et pour chaque lanceur. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. 65

Figure 40. Séquence cinématique : instant d'apparition du pic de vitesse pour chaque segment. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$.....66

Figure 41. GRF. Visualisation du logiciel de capture du mouvement et signal de GRF total (normalisé par le poids) recueilli lors d'un lancer du participant A. La flèche rouge représente le vecteur de force en temps réel. **I** : position initiale ; **II** : fin de l'armement ; **III** : libération de la balle.....67

Figure 42. Pic de GRF. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H) sur les axes X, Y et Z, toutes distances confondues.....68

Figure 43. Pic de GRF. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3 sur les axes X, Y et Z, tous groupes confondus. *** : $p < 0,001$.....68

Figure 44. Ratio pied droit/pied gauche. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H). 69

Figure 45. Précision du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les sessions « Contrôle » et « NeuroTracker » sur chaque distance de lancer. * : $p < 0,05$.....70

Figure 46. Illustration des quatre phases lors du test 3D-MOT (d'après Romeas et al. 2019). **(a)** : présentation des huit sphères positionnées aléatoirement dans l'espace volumétrique virtuel ; **(b)** : Identification des sphères à suivre pendant le test ; **(c)** : suppression de l'identification et mouvement de toutes les sphères ; **(d)** : réponse de l'observateur.....93

Figure 47. Description chronologique du protocole expérimental.....95

Figure 48. Score NeuroTracker. Comparaison des valeurs moyennes obtenues lors la session HIA 3 entre les groupes CC confirmée et CC non confirmée. * : $p < 0,05$. 96

Figure 49. Score NeuroTracker. Comparaison des valeurs moyennes entre les sessions *Baseline*, HIA 3 et RaC pour les groupes CC confirmée et CC non confirmée. * : $p < 0,05$. 97

Figure 50. Score NeuroTracker. Comparaison des gains d'entraînement entre les groupes CC confirmée et CC non confirmée. * : $p < 0,05$. 98

Figure 51. Courbe de tolérance de la *Wayne State University*, décrivant la relation entre l'accélération linéaire de la tête, la durée de l'accélération et l'apparition d'une commotion cérébrale (d'après Namjoshi et al. 2013). 113

Figure 52. Illustration des dispositifs de simulation de plaquage qui ont été proposés dans la littérature scientifique. **A** : Bussey et al. 2019 ; **B** : Seminati et al. 2017 ; **C** : Burger et al. 2019 ; **D** : Usman et al. 2011. 117

Figure 53. Exemple d'une collision non anticipée en rugby. **A** : le joueur se déplace dans l'environnement en fixant son regard sur le ballon ; **B** : le joueur subit un plaquage latéral qui intervient en dehors de son champ visuel périphérique ; **C** : ne s'étant pas préparé à l'impact, le joueur est caractérisé par une réponse cinématique de la tête potentiellement dangereuse. (Source : *Major League Rugby*). 119

Figure 54. Direction du plaquage et orientation du porteur de balle au moment du plaquage (d'après King et al. 2012). Les flèches bleues représentent la direction de l'impact reproduite par le simulateur de plaquage. 122

Figure 55. Représentation schématique du simulateur de plaquage. 123

Figure 56. Schéma illustrant la localisation des centrales inertielles sur le sujet. 124

Figure 57. Illustration du protocole expérimental. **A** : début des acquisitions et échange de passes avec l'expérimentateur ; **B** : déclenchement manuel de l'impacteur ; **C** : impact ; **D** : chute du participant sur le tapis. 125

Figure 58. Exemple des accélérations linéaires résultantes de chaque segment (norme) recueillies lors d'un impact. La ligne verticale noire représente l'instant de l'impact... 127

Figure 59. Critère d'anticipation : illustration du signal de déplacement du CoP ML lors d'un impact considéré comme non anticipé (graphe à gauche) et d'un impact considéré comme anticipé (graphe à droite). 129

Figure 60. Pic d'accélération linéaire de la tête (graphe à gauche) et pic d'accélération angulaire de la tête (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0{,}001$ 132

Figure 61. Relation linéaire entre pic d'accélération de la tête et inertie : accélération linéaire (graphe à gauche) et accélération angulaire (graphe à droite) . Les marqueurs en bleu clair représentent les données des arrières tandis que les marqueurs en bleu foncé représentent les données des avants. 132

Figure 62. Séquence cinématique : données d'accélération linéaire de chaque segment observées lors d'un impact. Les numéros représentent l'ordre d'apparition de chaque pic, la ligne verticale noire représente l'instant de l'impact. 133

Figure 63. Délai entre l'instant de l'impact et le pic d'accélération linéaire de chaque segment. Comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p <$ 0,001. 134

Figure 64. Critères de blessure : SI (graphe à gauche) et GAMBIT (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0,001$. ... 135

Figure 65. Relation linéaire entre critères de blessure et inertie : SI (graphe à gauche) et GAMBIT (graphe à droite) . Les marqueurs en bleu clair représentent les données des arrières tandis que les marqueurs en bleu foncé représentent les données des avants. .. 135

Figure 66. Critère d'anticipation de l'impact. Proportion des impacts considérés comme anticipés et non anticipés, tous postes confondus (graphe à gauche) et comparaison du pourcentage d'impacts anticipés entre les avants et les arrières (graphe à droite). 136

Figure 67. Vitesse moyenne du CoP. Graphe à gauche : comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0,001$. Graphe à droite : relation linéaire entre vitesse moyenne du CoP et inertie (les marqueurs en bleu clair représentent les données des arrières tandis que les marqueurs en bleu foncé représentent les données des avants). 137

Figure 68. Illustration du protocole d'évaluation de la force cervicale isométrique maximale en extension (à gauche) et en inclinaison (à droite). Protocole mis en place par Benjamin Lallemand. 141

Figure 69. Force cervicale isométrique maximale en extension et en inclinaison. Comparaison des valeurs moyennes entre les avants ($n = 7$) et les arrières ($n = 5$). * : $p <$ 0,05. 141

Figure 70. Vitesse de déplacement du CoP calculée lors de tests d'équilibre statique bipodal. Comparaison des valeurs moyennes entre les avants ($n = 28$) et les arrières ($n =$ 18). *** : $p < 0,001$ 143

Figure 71. Exercice ciblé sur la rotation interne/externe de l'épaule. **A** : position initiale ; **B** : première phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction excentrique). **C** : deuxième phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction concentrique

réflexe). Le mouvement doit être réalisé à vitesse maximale. Ici, l'exercice est effectué sur une machine à résistance pneumatique fournissant la puissance maximale atteinte pour chaque répétition. L'exercice peut également être réalisé avec des bandes élastiques de différentes résistances. 201

Figure 72. Exercice ciblé sur la flexion/exension du coude. **A** : position initiale. ; **B** : première phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction excentrique). **C** : deuxième phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction concentrique réflexe) avec projection du medecin ball. L'utilisation du medecin ball (ici 4 kg) permet de surcharger le cycle d'étirement raccourcissement. L'inclinaison du banc à environ 35°, correspondant à l'angle de libération de la balle observé lors des lancers en fond d'alignement. 201

Introduction générale

La légende veut que le rugby ait été créé au Collège de Rugby (Angleterre) en 1823, le jour où un élève du nom de William Webb Ellis se mit à courir avec le ballon dans les mains, au cours d'une partie de football. Le rugby se développe en France à la fin du XIXème siècle, avec la création des premiers clubs dont fait partie le Racing Club de France (devenu Métro Racing 92 en 2001 puis Racing 92 en 2005). Le club remporte le premier championnat de France en un match unique, le 20 mars 1892, en battant le Stade Français Paris rugby 4-3 (Figure 1). À cette époque, le jeu que l'on appelle encore « Rugby Football » est bien loin du rugby moderne que l'on connait aujourd'hui. C'est seulement en 1995, que l'International Rugby Board (devenu World Rugby en 2005), l'institution suprême du rugby mondial, supprime de ses statuts toute référence alors obligatoire à l'amateurisme. Le rugby à XV devient un sport professionnel.

Le rugby à XV (ou *Rugby Union*) est la variante du rugby la plus pratiquée et la plus médiatisée. Il s'agit d'un sport collectif de grand terrain (100 x 70 m) où s'affrontent deux équipes qui se disputent un ballon ovale joué à la main ou au pied. L'objectif est de marquer plus de points que l'adversaire, en aplatissant le ballon derrière la ligne d'embut (essai = 5 points) ou en le bottant au-dessus de la barre transversale, entre les poteaux (transformation après essai = 2 points ; drop ou pénalité = 3 points). Chaque équipe est composée de 15 joueurs dont les postes (et numéros) sont précisément définis par la nature des actions requises pour chacun d'entre eux. Deux groupes peuvent néanmoins être définis : les « avants », qui regroupent les postes de pilier (1/3), talonneur (2), 2ème ligne (4/5) et 3ème ligne (6/7/8) ; et les « arrières », qui font référence aux postes de demi de mêlée (9), demi d'ouverture (10), centre (12/13), ailier (11/14) et arrière (15). Chaque match se déroule sur deux mi-temps d'une durée de 40 min chacune, où s'entremêlent des phases de jeu courant (déplacement, passe, jeu au pied) et des phases de combat/contact (plaquage, ruck, mêlée, maul), faisant du rugby à XV un sport unique.



Figure 1. Illustration du premier match de « Rugby Football » en France, opposant le Racing Club de France au Stade Français Paris rugby, le 20 mars 1892 (peinture de Georges Scott).

L'arrivée du professionnalisme dans le rugby à XV s'accompagne de profondes modifications des exigences du jeu, et ce, dans tous les secteurs de la performance (Williams et al. 2005). La touche n'échappe pas à la règle et subit des évolutions radicales (Quarrie and Hopkins 2007) qui en font aujourd'hui, une rampe de lancement hautement stratégique (Figure 2) . Au niveau international, 25 touches sont contestées par match et 50 % des essais marqués sont issus de cette phase de jeu (Martin et al. 2018). Il paraît alors indispensable de conserver la possession du ballon lors de chaque touche afin de lancer le jeu dans des conditions optimales et ainsi augmenter ses chances de marquer un essai. Lors de la saison 2020/2021, l'équipe professionnelle du Racing 92 conserve 83 % de ses lancers (n = 381), ce qui la classe au 8ème rang des équipes du Top 14 (championnat professionnel français). Parmi les touches perdues, 56 % sont liées à la performance de l'alignement adverse, qui a été en mesure d'identifier ou de prédire la zone de lancer, tandis que 44 % sont uniquement dues à une qualité de lancer insuffisante ou une mauvaise synchronisation entre le lanceur et le sauteur, sans perturbation de l'adversaire. Même s'il faut reconnaitre l'influence potentielle de l'alignement défensif, la nécessité d'optimiser le lancer en touche a été identifiée par le staff sportif comme une piste à privilégier pour augmenter la compétitivité globale de l'équipe. Pour cela, une meilleure compréhension des mécanismes de performance impliqués dans cette phase de jeu, tant dans la réalisation technique du geste que dans la coordination entre le lanceur et le sauteur, devrait fournir aux entraîneurs des perspectives d'intervention adaptées.



Figure 2. Illustration de la phase de lancer en touche où les deux alignements se disputent la possession du ballon. À gauche : Pays de Galles vs. Afrique du Sud, saison 1969/1970. À droite : Racing 92 vs. UBB (saison 2021/2022).

L'augmentation des exigences physiques et techniques qui accompagne la professionnalisation du rugby comporte néanmoins des effets préjudiciables pour la santé des joueurs. Le doublement du temps de jeu effectif, l'augmentation du nombre de rucks et de plaquages ainsi que la transformation physique des joueurs, les exposent davantage au risque de blessure (Quarrie and Hopkins 2007). Dans ce cadre, la commotion cérébrale suscite un vif intérêt (Figure 3), notamment en raison de l'augmentation de son incidence constatée lors des deux dernières décennies (Rafferty et al. 2018). Alors que certaines phases de jeu sont identifiées comme étant particulièrement à risque (Roberts et al. 2017), il n'existe pas de marqueur biologique validé permettant de s'assurer du diagnostic de commotion cérébrale ou de certifier sa résolution (McCrory et al. 2017). Par ailleurs, les inquiétudes liées à cette blessure sont renforcées par des actions juridiques qui ont récemment été menées par d'anciens internationaux envers leur fédération pour ne pas avoir protégé les joueurs des séquelles liées aux commotions cérébrales. Même si une amélioration de la détection et du diagnostic a récemment été constatée grâce au protocole HIA (*Head Injury Assessment*) instauré dans le rugby professionnel (Echemendia et al. 2017), plusieurs éléments restent à approfondir. Le développement d'outils visant à améliorer la détection et le suivi de la récupération, ainsi que la compréhension des mécanismes impliqués dans les actions potentiellement dangereuses, constituent des pistes intéressantes.

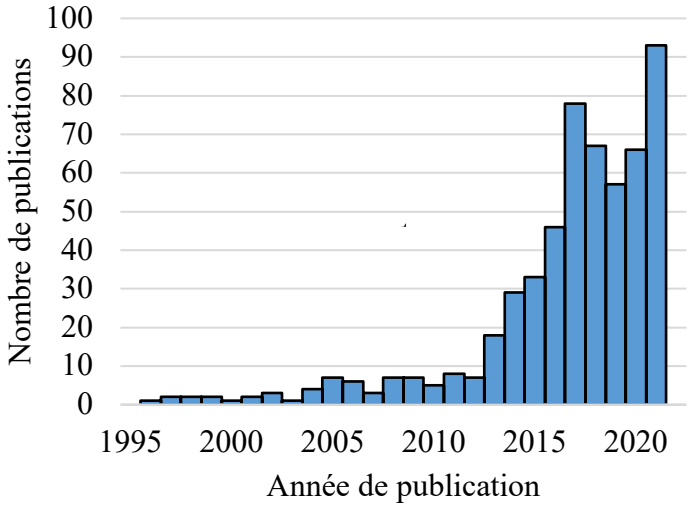


Figure 3. Évolution du nombre de publications scientifiques portant sur la commotion cérébrale en rugby depuis 1995, année où le rugby à XV est devenu un sport professionnel.

Pour répondre à ces exigences croissantes, les staffs sportifs et médicaux se spécialisent dans tous les secteurs de la performance. Alors que les outils d'analyse technique et tactique (den Hollander et al. 2018), les systèmes de tracking de l'activité (Bridgeman and Gill 2021) ou les techniques de récupération (Dupuy et al. 2018) se développent considérablement au cours des 20 dernières années, l'apparition d'outils dédiés à l'évaluation et l'entraînement des fonctions perceptivo-cognitives se fait plus tardivement (Zentgraf et al. 2017). Ces outils sont basés sur l'hypothèse selon laquelle la perception et l'intégration des informations clés d'une scène visuelle dynamique sont des éléments indispensables à la performance de haut niveau (Faubert and Sidebottom 2012). Dans ce cadre, la méthodologie d'entraînement 3D-MOT (*Three Dimensional - Multiple Object Tracking*) a été développée pour entraîner le traitement de scènes visuelles dynamiques qui reflètent certaines des exigences attentionnelles requises pendant l'activité. Cependant, les avantages liés à ce type d'intervention décontextualisée dans des situations de jeu sportives spécifiques restent à approfondir. Les premières hypothèses concernent 3 domaines d'applications : l'optimisation de la performance sportive sur le terrain ; l'évaluation et le suivi de la récupération des commotions cérébrales ; la réduction du risque de blessure par une meilleure anticipation des collisions.

Objectifs de la thèse

Pour résumer, le rugby à XV est un sport unique où les exigences liées à la professionnalisation poussent les staffs sportifs et médicaux à développer des stratégies scientifiques et technologiques afin d'optimiser la performance de l'équipe, tout en réduisant les risques lésionnels. La touche est une phase de remise en jeu qui apparaît comme déterminante et dont les perspectives d'amélioration ont bien été identifiées. La commotion cérébrale est quant à elle, une blessure qui revêt un vif intérêt dans le rugby moderne, tant par l'augmentation de son incidence, que par le manque de stratégies d'évaluation et de prévention efficaces. Enfin, l'intégration de la dimension perceptivo-cognitive dans les programmes d'entraînement semble constituer une piste intéressante pour renforcer les processus d'optimisation de performance et de prévention des blessures.

Face à ce contexte, le Racing 92 et l'Institut de Biomécanique Humaines Georges Charpak se sont associés dans un projet de thèse CIFRE dont le sujet porte sur **l'analyse biomécanique de la performance en rugby professionnel** à travers deux objectifs : **l'optimisation du lancer en touche et la prise en charge des commotions cérébrales.** Chacun de ces objectifs fait l'objet d'une partie présentée dans ce manuscrit, elle-même composée de deux études expérimentales.

La **Première partie** est dédiée à l'analyse biomécanique de la performance du lancer en touche. Dans une première étude, un dispositif et des méthodes innovants ont été introduits afin d'évaluer la performance du lancer à travers deux facteurs : précision du lancer et timing lanceur-sauteur. La stabilité posturale dynamique des lanceurs a également été analysée, en explorant comment celle-ci pouvait influencer la performance du lancer. Une seconde étude s'est intéressée aux paramètres cinématiques 3D associés à la performance du lancer en touche chez des joueurs de rugby issus de différents niveaux d'expertise.

La **Deuxième partie** est dédiée à l'amélioration de la prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel. Une troisième étude a donc été menée, portant sur l'intérêt de l'outil NeuroTracker (version commerciale de la tâche 3D-MOT, CogniSens Inc., Montreal, Canada) dans l'évaluation initiale et l'aide à la décision de retour au jeu des joueurs ayant subi une commotion cérébrale. Enfin, une quatrième étude s'est intéressée au comportement biomécanique de joueurs de rugby professionnel en réponse à des plaquages de type « non anticipé », identifiés comme action potentiellement dangereuse. Pour cela, un dispositif de

simulation d'impact a été développé, afin d'étudier les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans des conditions sécuritaires et reproductibles.

Dans chaque partie, une attention particulière est portée sur l'influence potentielle de l'activité perceptivo-cognitive liée à la tâche 3D-MOT. Ces travaux de recherche ont été menés dans le contexte d'une thèse CIFRE, et donc dans une perspective de mise en application directe tant sur le plan de l'optimisation de la performance, que dans la réduction du risque de blessure. Pour cela, toutes les expérimentations ont été réalisées au centre d'entraînement du Racing 92, en tentant de reproduire ou de se rapprocher des conditions réelles de pratique/d'entraînement. Chaque étude présentée dans ce manuscrit fait l'objet d'une revue de littérature spécifique aboutissant à des objectifs, des hypothèses et une méthodologie associée. Les résultats sont par la suite présentés et discutés. Enfin, le document se termine par une conclusion générale qui met en perspective l'ensemble des travaux réalisés.

Première partie -
Analyse biomécanique de la performance du lancer en touche

1 Étude 1 - Analyse de la performance du lancer en touche chez des joueurs de rugby professionnel : précision, timing et stabilité posturale dynamique

Cette étude a fait l'objet de deux communications orales lors de congrès, d'un article de congrès publié avec comité de relecture et d'un article soumis dans une revue internationale.

- ***Kneblewski, A.,*** *Valdes-Tamayo, L., Laporte, S., Sandoz, B., Blanchard, S., Rouch, P. (2020). Analyse des paramètres biomécaniques de la performance du lancer en touche dans des conditions variables de distance chez des rugbymen de haut niveau. Congrès SFMES-SFTS, Vichy, France (c.f. annexe 1).* ***Cette présentation a rapporté le prix du jeune chercheur SFTS*** *(Société Française de Traumatologie du Sport).*

- ***Kneblewski, A.,*** *Valdes-Tamayo, L., Laporte, S., Sandoz, B., Blanchard, S., Rouch, P. (2020). Analysis of the biomechanical parameters of the lineout throwing performance under distance variable conditions in high level rugby players. Congrès de la Société de Biomécanique, France (c.f. annexe 2).*

- ***Kneblewski, A.,*** *Valdes-Tamayo, L., Bourgain, M., Sandoz, B., Rouillon, O., Blanchard, S., Laporte, S., Rouch, P. (2021). Analysis of the lineout throwing accuracy, timing and dynamic postural stability in professional rugby union. Sports Biomechanics (c.f. annexe 3).*

1.1 Introduction

Le lancer en touche est l'une des phases de remise en jeu les plus fréquemment utilisées au cours d'un match de rugby à XV. Lors du Tournoi des Six Nations 2013, en moyenne, 25 touches ont été disputées par match et 84 % d'entre elles ont été remportées par l'équipe en possession de la balle (Martin et al. 2018). Il s'agit d'une phase de jeu dont la réussite influence significativement la performance globale de l'équipe lors d'un match. En effet, les équipes gagnantes perdent moins de ballons lors de leurs lancers que les équipes perdantes (Martin et

al. 2018). De plus, lors de la Coupe du monde 2015, 50 % des essais provenaient d'une possession de touche (rugbybworldcup.com, 2015).

La touche est une phase de remise en jeu utilisée lorsque le ballon touche le sol ou quelque chose/quelqu'un qui se situe en dehors du terrain. Elle implique deux à sept joueurs (habituellement des avants) de chaque équipe formant deux lignes parallèles, perpendiculairement à la ligne de touche. Les deux alignements doivent être formés entre 5 et 15 m de la ligne de touche, et séparés l'un de l'autre d'un intervalle d'un mètre. Le lanceur, généralement le talonneur, lance le ballon depuis la ligne de touche au milieu des deux alignements, où la possession est contestée par les deux équipes. Trois zones de lancer sont généralement identifiées : début d'alignement (5-7 m), milieu d'alignement (8-12 m) et fond d'alignement (13-15 m). La méthode la plus couramment utilisée pour conserver ou récupérer la possession du ballon est qu'un joueur spécifique (le sauteur) soit soulevé par un ou deux autres (les lifters) lui permettant de capturer le ballon à plus de 4 m de haut (Figure 2, à droite). De plus, les staffs sportifs mettent au point de nombreuses combinaisons impliquant plusieurs mouvements et feintes de la part des lifters et des sauteurs au sein de l'alignement pour tromper l'adversaire et se démarquer. Ces conditions spécifiques rendent cette phase de jeu unique en sport et difficilement comparable aux phases de touche dans les autres activités.

Historiquement, le geste du lancer en touche a subi plusieurs évolutions techniques. Les premiers lancers pouvaient être réalisés par l'ailier (joueur le plus près de la ligne de touche), à deux mains, entre les jambes. Puis, la fabrication de ballons plus légers a amené les joueurs à lancer le ballon à une main au-dessus de la tête, en plaçant une jambe derrière l'autre. Aujourd'hui, la plupart des talonneurs lancent le ballon à deux mains au-dessus de la tête, avec une position des pieds parallèles ou en semi tandem. Plus précisément, un contre-mouvement des mains au-dessus de la tête est réalisé pour projeter le ballon avec une rotation autour de son axe longitudinal. Le lancer peut être décomposé en deux phases (Figure 4). La phase d'armement débute lorsque le lanceur est en position initiale, le ballon tenu dans les mains au-dessus de la tête (Figure 4 - A), et se termine à la lorsque le ballon cesse de reculer (Figure 4 - B). La phase d'éjection débute à la fin de la phase d'armement et se termine lorsque le ballon quitte les mains du lanceur (Figure 4 - C) (Sayers 2011).



Figure 4. Illustration des différentes étapes du lancer en touche. **A** : position initiale du lanceur ; **B** : fin de l'armement de la balle ; **C** : libération de la balle. La phase d'armement est définie entre les étapes A et B, la phase d'éjection est définie entre les étapes B et C.

Cette tâche spécifique requiert d'importantes capacités techniques pour assurer la possession du ballon et relancer le jeu dans les meilleures conditions possibles. En effet, l'objectif de l'alignement adverse consiste à identifier la zone de lancer pour intercepter le ballon avant l'équipe attaquante. Le bloc défensif peut alors déclencher son saut en réaction aux mouvements du lanceur, des lifters et/ou du sauteur, ou bien anticiper de manière probabiliste une zone de lancer afin d'intercepter le ballon ou simplement perturber la connexion entre le lanceur et le sauteur. Par ailleurs, un lancer qui n'est pas droit (i.e. qui ne suit pas une trajectoire perpendiculaire à la ligne de touche) est sanctionné par l'arbitre et la possession du ballon est rendue à l'adversaire. La précision est donc primordiale pour que le ballon soit capté par le sauteur sur les différentes distances de lancer, sans concéder la possession du ballon. Toutefois, le timing du lanceur avec le sauteur est également essentiel pour offrir un minimum de temps à l'alignement adverse de réagir et d'intercepter le ballon. Pour cela, le talonneur lance le ballon en direction des mains du sauteur, tout en anticipant son ascension afin qu'il puisse capter le ballon à l'instant où il atteint son point le plus haut (Figure 5). Le timing lanceur-sauteur peut être impacté par les différentes stratégies de déclenchement qui sont mises en place par les staffs sportifs, notamment en fonction de la zone de lancer. En début d'alignement, le déclenchement se fait généralement par le sauteur (réaction du lanceur) tandis qu'en fond d'alignement, c'est plutôt le lanceur qui est à l'initiative (en mentalisant la trajectoire du ballon) et le sauteur qui réagit. Ces différentes stratégies peuvent impliquer d'importantes variations de timing et illustrent l'intérêt d'évaluer ce paramètre.

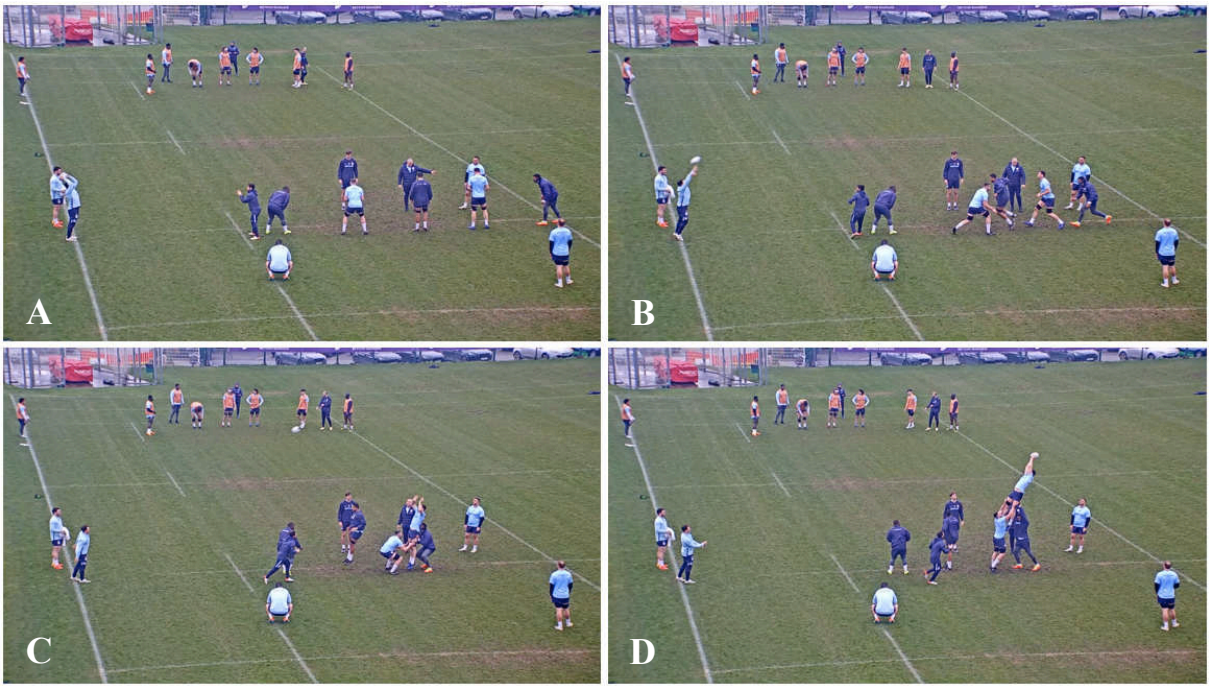


Figure 5. Illustration du timing entre le lanceur et le sauteur lors d'une touche réalisée en situation d'entraînement. **A** : le lanceur et le sauteur sont en position initiale ; **B** : le lanceur éjecte le ballon en anticipant l'ascension du sauteur, qui est encore statique ; **C** : le sauteur débute son ascension tandis que le ballon poursuit sa trajectoire ; **D** : le sauteur intercepte le ballon au moment où il atteint son point le plus haut.

Malgré l'importance du lancer en touche en rugby à XV, peu d'études biomécaniques sont présentes dans la littérature scientifique. De plus, ces études n'incluent qu'un petit nombre de participants. En effet, l'action de lancer n'est requise que pour un seul poste au sein de chaque équipe, ce qui rend difficile d'avoir un grand nombre de joueurs spécialisés dans la technique de lancer, en particulier dans un environnement de haut niveau. Néanmoins, ces recherches ont illustré l'importance de l'analyse cinématique du lancer et ont évalué la précision avec différentes méthodes plus ou moins spécifiques aux conditions de match. La première étude a analysé la cinématique de trois lanceurs internationaux sans estimation de la précision, ce qui limite les conclusions sur l'efficacité du lancer (Sayers 2004). Cependant, les résultats ont montré que, pour les distances de lancer les plus longues, une contribution accrue des membres inférieurs et du tronc était nécessaire sans modifications significatives de la cinématique des membres supérieurs. Dans une étude ultérieure, Trewartha et al. 2008 ont associé une évaluation de la précision à une analyse cinématique chez trois participants de différents niveaux d'expertise. Les principaux résultats concernaient le haut niveau de répétabilité de l'action des membres supérieurs et de la précision observé chez le lanceur de meilleur niveau, quelle que soit la distance de lancer. Plus récemment, Sayers 2011 a mené une étude pour comparer la

cinématique 3D de trois joueurs de niveau international lors d'une tâche de précision spécifique aux conditions de match. Bien que de nombreuses différences aient été notées entre les lanceurs, les résultats ont montré que plusieurs aspects techniques semblaient déterminants pour un lancer réussi : la position du ballon, l'angle du coude et de l'épaule à différentes étapes clés de la phase de lancer. Un système de réalité virtuelle a également été proposé par Croft et al. 2011 pour évaluer la précision du lancer dans un environnement plus immersif. Dans ces conditions, les facteurs associés à un lancer précis étaient l'espacement entre les coudes, l'action de pas avant du pied, la flexion du tronc et le suivi de la balle avec les mains après sa libération. Enfin, l'étude menée par Faelli et al. 2019 a illustré l'intérêt de l'entraînement par observation-action dans l'optimisation de la précision du lancer sur de courtes distances. L'analyse cinématique du lancer offre des informations qui peuvent aider les entraîneurs à concevoir des programmes d'entraînement en fournissant un modèle simple de performance. Cependant, la diversité des systèmes d'évaluation de la précision limite le transfert des résultats sur le terrain. Les dispositifs utilisant une cible fixe (Trewartha et al. 2008; Faelli et al. 2019) fournissent des conditions peu spécifiques aux exigences du lancer en situation de match, notamment parce qu'ils ne tiennent pas compte de l'action du sauteur et des lifters. L'évaluation de la précision en conditions écologiques (Sayers 2011) semble plus réaliste, mais la variabilité des caractéristiques morphologiques, physiques et techniques des sauteurs et des lifters limite la reproductibilité des mesures. Enfin, les dispositifs de réalité virtuelle (Croft et al. 2011) nécessitent un équipement sophistiqué, difficilement utilisable dans des conditions habituelles d'entraînement. Une méthode d'évaluation plus fonctionnelle semble nécessaire, qui doit tenir compte des exigences spécifiques de l'activité tout en assurant la reproductibilité des conditions de mesure. De plus, ces recherches se sont uniquement concentrées sur le paramètre de précision pour évaluer la performance de lancer, sans tenir compte du timing du lancer avec le sauteur. Selon nous, ces deux paramètres devraient être évalués conjointement pour avoir une prise en compte plus globale de la performance du lancer en touche.

Dans les tâches motrices de tir ou de lancer, où la précision est l'un des principaux critères de performance (comme c'est le cas pour le lancer en touche en rugby), l'équilibre dynamique est essentiel (Mononen et al. 2007). En effet, le lancer contraint les joueurs à maintenir une posture stable tout en projetant simultanément la balle en direction de la cible. Hrysomallis 2011, définit l'équilibre dynamique comme la capacité à maintenir la stabilité posturale et l'orientation du corps avec le centre de masse au-dessus de la base d'appui lors d'une tâche motrice. Cette

stabilité posturale peut être développée avec l'entraînement (Paillard 2014) et s'est avérée être significativement liée à un certain nombre de mesures de performance dans divers sports (Hrysomallis 2011). En particulier, il a été démontré que l'équilibre postural était associé à la précision chez les tireurs de niveau élite et amateur (Ball et al. 2003; Mononen et al. 2007) ainsi qu'en tir à l'arc (Sarro et al. 2021). Au basket-ball, il a également été constaté que la précision du tir lors du lancer franc était associée à une faible mobilité horizontale et à une grande stabilité (Zemková 2014). L'équilibre de joueurs de rugby a déjà été étudié dans la littérature scientifique, mais principalement dans des conditions statiques. Ces études ont permis d'identifier l'influence de la fatigue neuromusculaire (Gosselin and Fagan 2014; Troester et al. 2018), du poste (Brown et al. 2018) du rôle de la vision (Hammami et al. 2014) ou du chaussage (Blanchard et al. 2022) sur le contrôle postural. Cependant, à notre connaissance, l'équilibre postural des rugbymen lors du lancer en touche n'a pas été documenté.

1.1.1 Objectif de l'étude

La littérature scientifique relative au lancer en touche semble révéler un manque de spécificité et/ou de reproductibilité pour évaluer la précision du lancer. De plus, la prise en compte de deux paramètres supplémentaires tels que le timing du lancer et la stabilité posturale dynamique du lanceur peut enrichir notre compréhension des facteurs de performance impliqués dans cette phase de jeu. L'objectif de cette étude consiste d'une part, à analyser la performance du lancer en touche à travers deux facteurs de performance : précision et timing ; et d'autre part, à analyser la stabilité posturale dynamique chez des rugbymen professionnels. Un objectif secondaire de cette étude consiste à estimer les paramètres cinématiques 2D également impliqués dans la phase de lancer. Pour chaque variable, l'influence de la distance de lancer et les spécificités individuelles ont été étudiées. Enfin, les interactions entre la performance du lancer et la stabilité posturale ont été explorées. Nous avons fait l'hypothèse que la performance du lancer diminuerait sur les lancers à longues distances, avec une détérioration de la précision et du timing. Il était également attendu que la stabilité posturale des lanceurs varie avec la distance de lancer et que de nombreuses spécificités individuelles soient observées. Enfin, nous nous attendions à ce que ces différences puissent être liées à la performance du lancer.

1.2 Matériel et méthodes

1.2.1 Participants

Cinq rugbymen professionnels masculins évoluant au sein de l'équipe du Racing 92 ont participé à cette étude. Les caractéristiques des sujets sont détaillées dans le Tableau 1. Tous évoluent au poste de talonneur et sont considérés comme des spécialistes du lancer en touche. Pour la présentation des résultats, ils seront anonymement présentés comme lanceur A, B, C, D et E. Le jour des expérimentations, les participants n'étaient caractérisés par aucune blessure et aptes à la pratique du rugby. Les expérimentations se sont déroulées au centre d'entraînement du Racing 92 dans le cadre du programme d'entraînement habituel de l'équipe, et sous la supervision du staff médical (afin de prévenir tout risque de blessure) et du staff technique (afin de s'assurer des conditions réalistes et écologiques d'entraînement). Tous les participants ont donné leur consentement éclairé écrit avant les tests. Toutes les procédures de test sur l'homme étaient conformes aux principes de la Déclaration d'Helsinki.

Sujets	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)	Main propulsive
A	24	180	106,3	Droite
B	21	184	109,8	Droite
C	29	183	105,6	Droite
D	22	180	110	Droite
E	21	184	117	Droite

Tableau 1. Caractéristiques des sujets.

1.2.2 Matériel

Les lancers ont été effectués en direction d'un robot automatique (Touch'Trainer, SERMAZ, Aussillon, France), qui comprend un mât télescopique permettant à une cible d'atteindre une hauteur de 4,25 m en 0,75 s, dans des conditions similaires à une touche classique (Figure 6). Le déclenchement de l'appareil débutait à l'issue d'un décompte à 5 signaux lumineux et sonores, permettant au sujet d'anticiper l'ascension de la cible. Le décompte était projeté sur une TV (dimensions 1850 x 1072 x 96 mm) positionnée sur le côté du robot automatique, de

telle sorte que le lanceur puisse voir à n'importe quel instant du décompte les voyants lumineux. Ces caractéristiques, simulant l'ascension du sauteur, mettent le lanceur dans des conditions spécifiques pour travailler sur les deux facteurs de performance : précision et timing du lancer.

Chaque lancer a été filmé par deux caméras vidéo sport (GoPro, 60 ips), l'une positionnée derrière le sujet pour évaluer la précision du lancer et l'autre dans le plan normal à la trajectoire du ballon pour évaluer le timing du lancer. Une caméra haute vitesse (FASTCAM, 250 ips) était également positionnée sur le côté de la main propulsive du lanceur afin d'estimer les paramètres cinématiques 2D du lancer. Pour cela, 12 marqueurs cutanés ont été fixés sur des points anatomiques spécifiques de chaque sujet (Figure 7). Enfin, deux plateformes de force (AMTI, Massachusetts, USA) de dimensions 464 x 508 mm ont été utilisées pour mesurer les 6 composantes des actions de réaction au sol à 250 Hz pour chaque pied (3 forces et 3 moments). Elles étaient positionnées une sous chaque pied du lanceur afin d'évaluer sa stabilité posturale lors des essais (Figure 7). Le système de coordonnées des plateformes de force a été établi avec son origine dans le coin de la plateforme de force du pied gauche, l'axe Y dans la direction du lancer, l'axe X vers la droite et l'axe Z orienté verticalement.

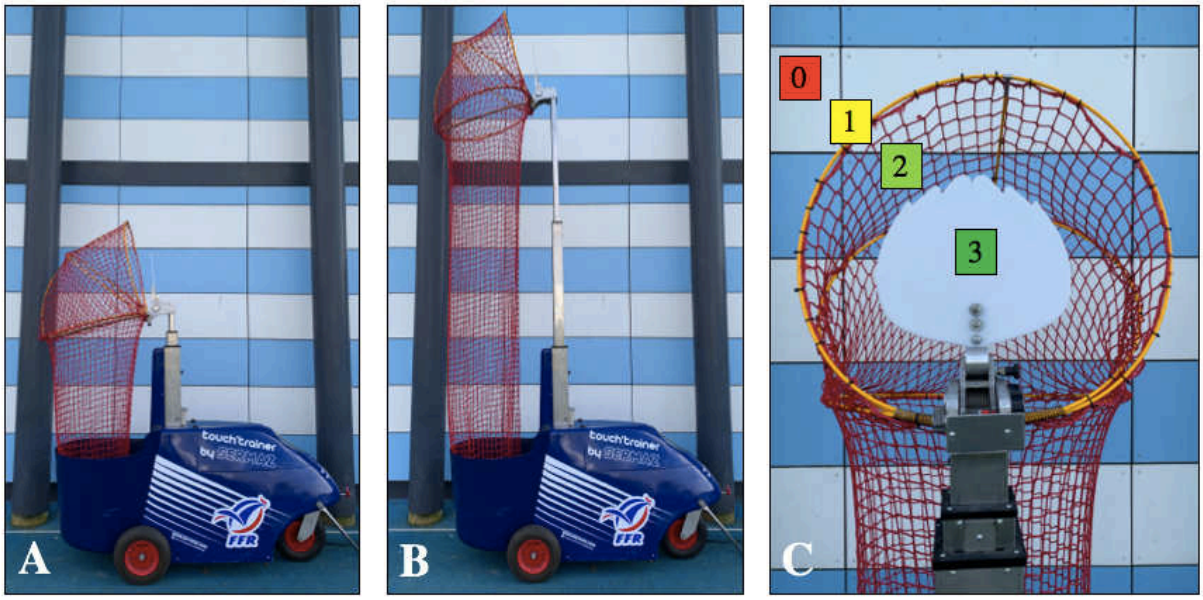


Figure 6. Illustration du robot automatique (Touch'Trainer). **A** : position de départ ; **B** : position finale (fin de l'ascension de la cible) ; **C** : cible et échelle de points définie en fonction de la zone d'impact du ballon (3 : le ballon touche la partie centrale de la cible ; 2 : le ballon traverse le cercle mais ne touche pas la partie centrale ; 1 : le ballon touche le cercle mais ne traverse pas le cercle ; 0 : le ballon ne touche pas le cercle).

1.2.3 Protocole

Les participants ont tout d'abord reçu un échauffement traditionnel de 15 minutes composé d'exercices de mobilité et d'exercices spécifiques au lancer en touche avec leur entraîneur habituel. Puis, une période d'accoutumance au dispositif a été proposée avant de débuter les acquisitions de données. Le protocole de test comprenait pour chaque participant un total de 30 lancers selon 3 distances : 6 m (Dist. 1), 10 m (Dist. 2) et 15 m (Dist. 3), réalisés dans un ordre aléatoire. Les joueurs ont été invités à utiliser leur technique habituelle en se concentrant sur la précision et le timing du lancer. Des périodes de repos appropriées étaient autorisées entre chaque lancer pour limiter les effets de fatigue. Les essais se sont déroulés en salle, mais dans un espace compatible avec la trajectoire du ballon et dans des conditions habituelles d'entraînement : en chaussures de rugby et les plateformes de force recouvertes de gazon synthétique. Les tests ont été réalisés par groupe de deux ou trois lanceurs pour encourager l'émulation entre les joueurs. Le dispositif expérimental est illustré sur la Figure 7.



Figure 7. Représentation schématique (en haut) et illustration (en bas) du dispositif expérimental. Exemple d'un lancer à la Dist. 3 (15 m).

1.2.4 Paramètres analysés

1.2.4.1 Paramètres de performance

Les paramètres de performance étaient composés de la précision et du timing du lancer. La précision du lancer a été définie selon une échelle à 4 points en fonction de la localisation de l'impact du ballon sur la cible (Figure 6 - C). Les lancers les plus précis (au centre de la cible) comptaient 3 points, tandis que les moins précis n'en comptaient aucun. Pour chaque lanceur, un score total pouvait être calculé pour l'ensemble des lancers (n = 30) ainsi que pour chaque distance (n = 10). Le timing du lancer a été analysé à l'aide du logiciel d'analyse vidéo Kinovea (Kinovea, 0.8.15 ; Copyright © 2006– 2011, Joan Charmant & Contrib) et a été défini comme le délai entre la fin de l'ascension de la cible (Figure 6 - B) et l'impact du ballon sur la cible. Plus ce délai est court, plus le timing du lancer est considéré comme performant, car il offre en théorie moins de temps à l'adversaire de réagir et d'intercepter le ballon.

1.2.4.2 Paramètres de stabilité posturale dynamique

Le centre de pression (CoP), qui a été utilisé pour quantifier l'équilibre postural des participants lors du lancer, a été calculé sur l'axe médiolatéral (ML) et antéropostérieur (AP) à partir des données recueillies par les deux plateformes de force. Chacune des positions est matérialisée par un point sur un repère orthonormé dont le centre représente le barycentre du polygone de sustentation. Le signal obtenu est appelé « stabilogramme ». Pour obtenir une évaluation globale de la stabilité du lanceur, le CoP a été calculé pour le pied gauche et le pied droit, puis reconstruit pour les deux pieds (CoP global) (Figure 8). Les paramètres de stabilité posturale ont par la suite été calculés à l'aide de routines Matlab (v2010a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). La plage de variation d'amplitude (range) a été calculée comme la distance entre la position maximale et la position minimale du CoP sur l'axe ML (CoP range ML) et AP (CoP range AP). La surface de l'ellipse de confiance (CoP area) a été calculée comme la surface de l'ellipse qui contient 95 % des points de la trajectoire du signal dans le plan AP et ML. Elle est définie pour évaluer la performance posturale des sujets : plus la surface est petite, meilleure est la performance (Paillard and Noé 2015).

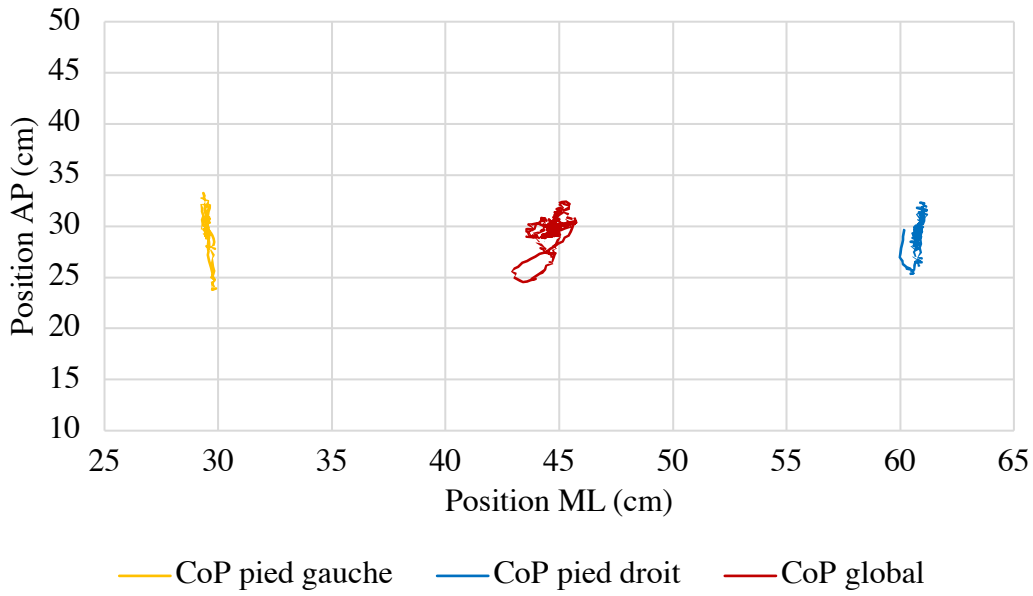


Figure 8. Exemple de la trajectoire du CoP pour le pied gauche, le pied droit et pour les deux pieds réunis lors d'un lancer en touche.

1.2.4.3 Paramètres cinématiques

Au total, 59 lancers ont pu être capturés par la caméra rapide qui était positionnée sur le côté de la main propulsive du lanceur. Ces enregistrements ont permis d'estimer les paramètres cinématiques 2D relatifs au ballon et les paramètres cinématiques 2D relatifs au lanceur. L'angle de libération, la vitesse d'éjection ainsi que la vitesse de rotation de la balle ont pu être quantifiés. Les angles articulaires dans le plan sagittal du lanceur ont été évalués à différentes étapes du lancer. Plus précisément, l'angle de la cheville (flexion/extension), du genou (flexion/extension), de la hanche (flexion/extension), de l'épaule (flexion/extension) et du coude (flexion/extension) ont été estimés à la fin de l'armement ainsi qu'à la libération de la balle. L'amplitude articulaire lors de la phase d'éjection de la balle a par la suite été calculée.

1.2.5 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée sur le logiciel Microsoft Excel (V15.27). Les données quantitatives des variables dépendantes : précision du lancer, timing du lancer, CoP range AP, CoP range ML et CoP area sont exprimées en moyenne ± écart-type. Les données ont été analysées à l'aide d'une analyse de variance à deux facteurs 3 x 5 (ANOVA) avec mesures

répétées. Les facteurs intra-sujets étaient 1 : Distance (Dist. 1, Dist. 2, Dist. 3) et 2 : Lanceur (lanceur A, lanceur B, lanceur C, lanceur D et lanceur E). Par la suite, si des effets ou interactions principaux significatifs étaient présents, des tests *t* de Student appariés ont été effectués pour comparer les données par paires dans des combinaisons spécifiques. Les résultats sont considérés comme significatifs lorsque $p < 0,05$. Dans la mesure où les paramètres cinématiques ont été estimés à partir d'un échantillon réduit de lancers, ils ne sont pas inclus dans l'analyse statistique détaillés ci-dessus.

1.3 Résultats

1.3.1 Paramètres de performance

Concernant les scores de précision, l'ANOVA à deux facteurs n'a révélé aucun effet principal significatif Lanceur ($p = 0,27$) mais a révélé un effet principal significatif Distance ($p < 0,001$). Les scores moyens de précision étaient significativement plus faibles à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,05$) (Figure 9). Les résultats ont également montré une interaction significative entre Distance et Lanceur ($p < 0,05$). En considérant spécifiquement les lanceurs A, B et D, les tests *t* appariés ont indiqué une diminution du score de précision entre la Dist. 1 et la Dist. 3 ($p < 0,001$) ainsi qu'entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0,001$), tandis qu'aucune différence significative n'a été constatée pour les lanceurs C et E sur les 3 distances de lancer ($p > 0,05$).

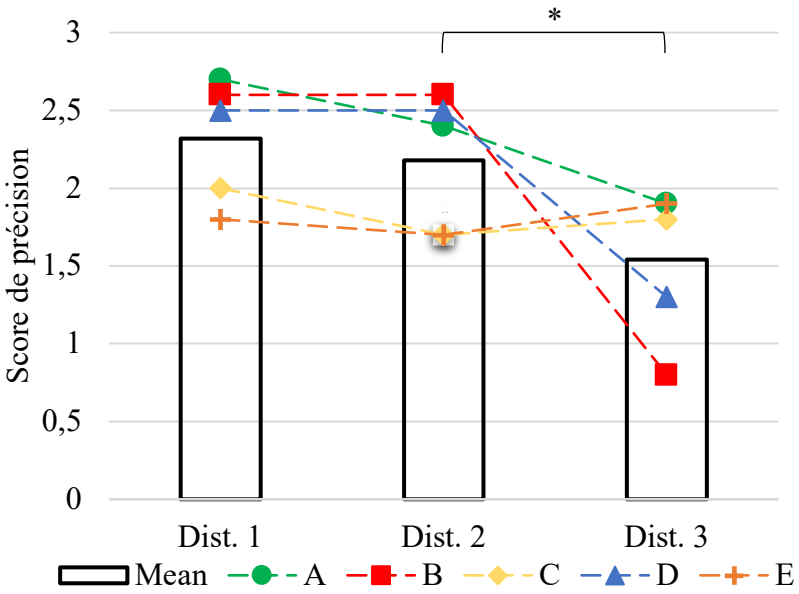


Figure 9. Score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. * : $p < 0,05$.

L'analyse du timing a révélé un effet principal significatif Distance ($p < 0,001$). Les valeurs moyennes de timing ont augmenté de manière significative entre la Dist. 1 et la Dist. 2 ($p < 0,001$) ainsi qu'entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0,001$) (Figure 10). Un effet principal significatif Lanceur ($p < 0,001$) et une interaction significative entre Distance et Lanceur ($p < 0,001$) ont également été observés. Les tests *t* appariés ont montré des différences interindividuelles significatives sur chacune des distances de lancer ($p < 0,05$).

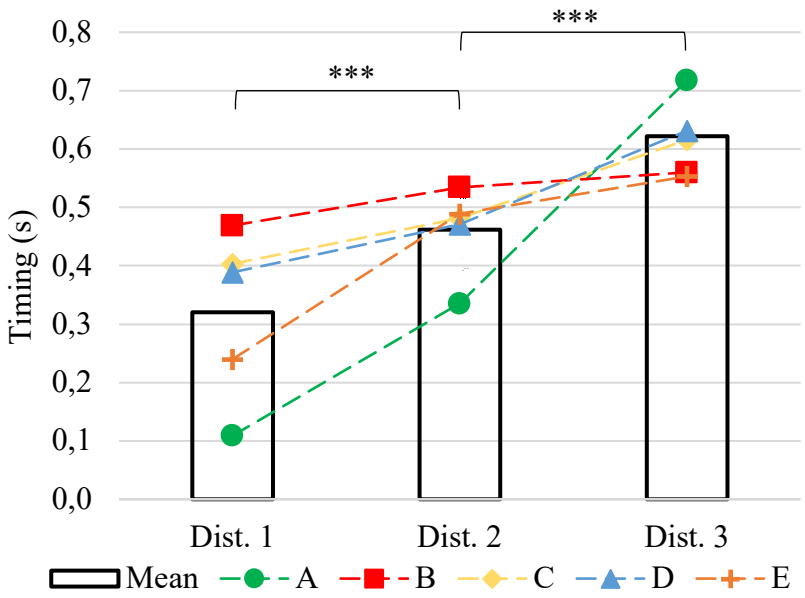


Figure 10. Timing du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. *** : $p < 0{,}001$.

1.3.2 Paramètres de stabilité posturale dynamique

Concernant le CoP area, l'ANOVA à deux facteurs a révélé un effet principal significatif Distance ($p < 0{,}01$) et un effet principal significatif Lanceur ($p < 0{,}001$). Le CoP area était significativement plus élevé pour les lancers à la Dist. 3 que pour les lancers à la Dist. 2 ($p < 0{,}01$) et à la Dist. 1 ($p < 0{,}05$) (Figure 11). En examinant spécifiquement les lanceurs A, B et D, les tests *t* appariés ont indiqué que les valeurs moyennes de CoP area ont augmenté de manière significative entre la Dist. 1 et la Dist. 3 ($p < 0{,}05$) ainsi qu'entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0{,}01$). Cependant, aucune différence significative n'a été retrouvée pour les lanceurs C et E sur les 3 distances ($p > 0{,}05$).

L'analyse du CoP range ML a montré un effet principal significatif Distance ($p < 0{,}001$). Le CoP range ML était significativement plus faible à la Dist. 2 qu'à la Dist. 1 ($p < 0{,}01$) et qu'à la Dist. 3 ($p < 0{,}001$). Nous avons également noté un effet principal significatif Lanceur ($p < 0{,}001$) et une interaction significative entre Distance et Lanceur ($p < 0{,}001$).

Concernant le CoP range AP, un effet principal significatif Distance a été observé ($p < 0{,}001$). Les valeurs moyennes étaient significativement plus élevées à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0{,}05$). Les résultats ont également indiqué un effet principal significatif Lanceur ($p < 0{,}001$) et une interaction significative entre Distance et Lanceur ($p < 0{,}001$).

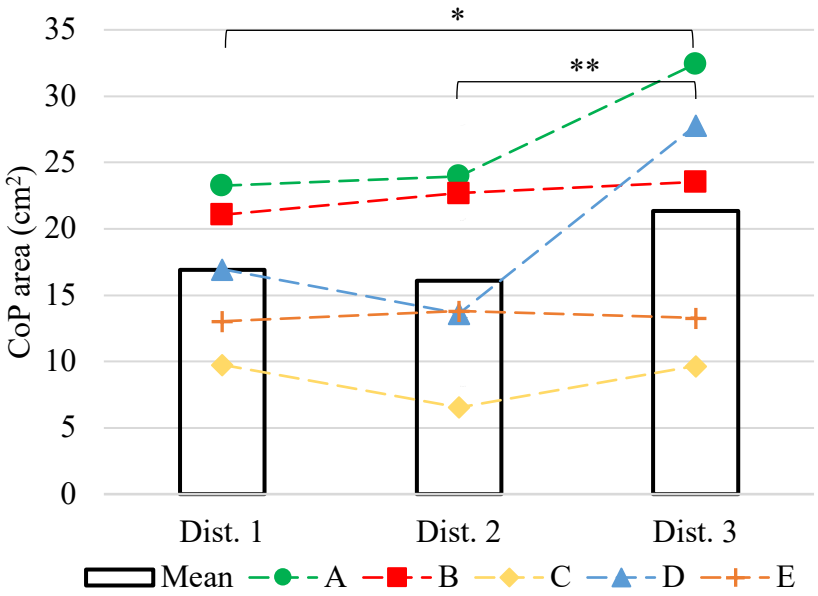


Figure 11. CoP area. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$.

1.3.3 Paramètres cinématiques

Les paramètres cinématiques relatifs au ballon semblent avoir été impactés par la distance de lancer. En effet, nous avons constaté une augmentation de l'angle de libération de la balle entre la Dist. 1 (28,55 ± 1,86 °) et la Dist. 3 (34,35 ± 2,50 °) ainsi qu'entre la Dist. 2 (32,50 ± 2,65 °) et la Dist. 3 (Figure 12). De la même manière, la vitesse d'éjection de la balle semble augmenter entre la Dist. 1 (12,65 ± 0,87 m/s) et la Dist. 3 (14,04 ± 0,44 m/s) ainsi qu'entre la Dist. 2 (12,55 ± 0,29 m/s) et la Dist. 3 (Figure 12). Enfin, les valeurs de temps de vol étaient de 0,61 ± 0,05 s à la Dist. 1, de 1,07 ± 0,06 s à la Dist. 2 et 1,48 ± 0,08 s à la Dist. 3.

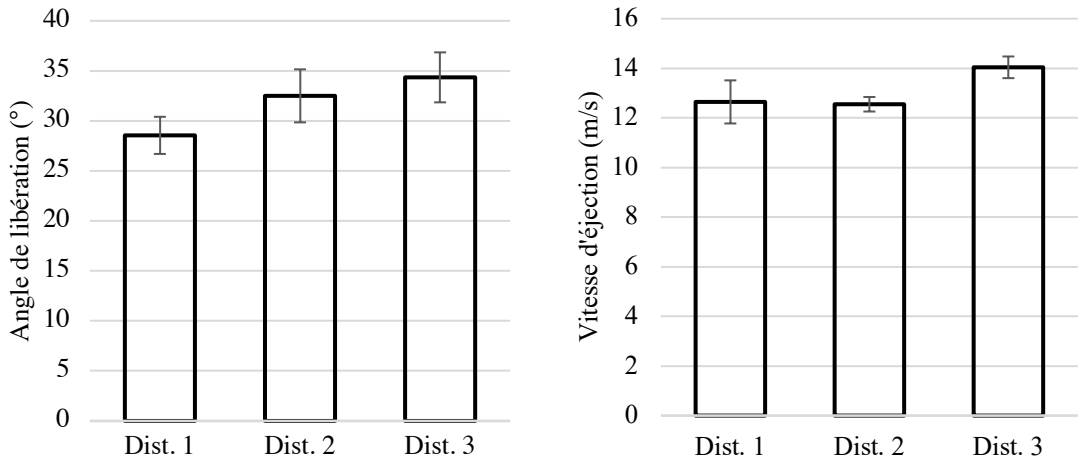


Figure 12. Angle de libération de la balle (graphe à gauche) et vitesse d'éjection de la balle (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3.

Des différences interindividuelles semblent également apparaître, notamment en ce qui concerne la cinématique du ballon. Les lanceurs A et D disposent d'une vitesse de rotation de la balle (respectivement 8,38 ± 0,7 tr/s et 7,05 ± 0,46 tr/s) plus élevée que les lanceurs B (5,38 ± 0,58 tr/s), C (5,29 ± 0,41 tr/s) et E (6,53 ± 0,53 tr/s) (Figure 13).

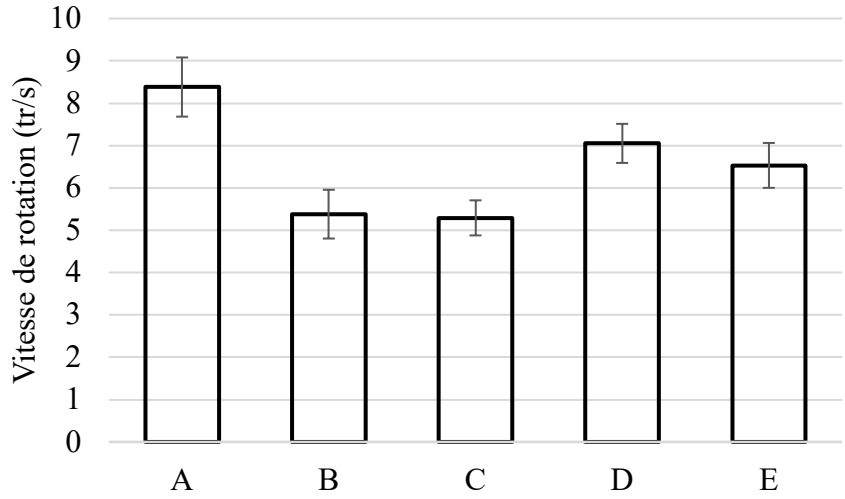


Figure 13. Vitesse de rotation de la balle. Comparaison des valeurs moyennes entre les lanceurs A, B, C, D et E.

Concernant la cinématique du lanceur, nous avons remarqué des différences interindividuelles d'amplitude articulaire au cours de la phase d'éjection pour l'articulation de l'épaule

(flexion/extension) et du coude (flexion/extension). En effet, les lanceurs A et C utilisent une amplitude articulaire de l'épaule (respectivement 28 ± 3,2 ° et 28,1 ± 3 °) plus faible que les lanceurs B (50,9 ± 2,8 °), D (39,6 ± 5,5 °) et E (36,7 ± 1,7 °). *A contrario*, les lanceurs A et C adoptent une amplitude articulaire du coude (respectivement 93,7 ± 6,2 ° et 102,5 ± 7,9 °) plus élevée que les lanceurs B (62,1 ± 5,9 °), D (77,4 ± 7,1 °) et E (82,2 ± 5,1 °). Cependant, la somme des deux amplitudes articulaires semble relativement constante pour l'ensemble des participants. (Figure 14).

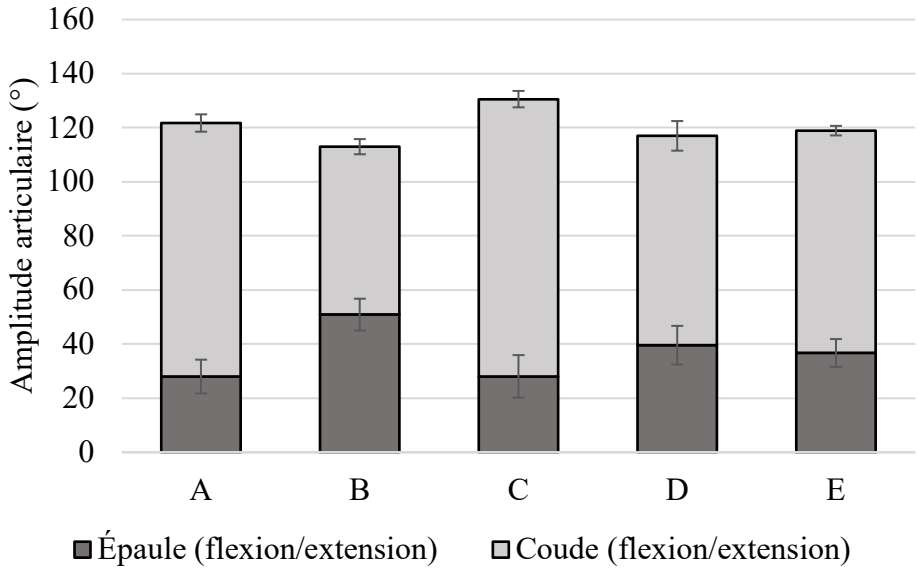


Figure 14. Amplitude articulaire de l'épaule (flexion/extension) et du coude (flexion/extension) lors de la phase d'éjection de la balle. Comparaison des valeurs moyennes entre les lanceurs A, B, C, D et E.

1.4 Discussion

La présente étude a analysé la performance du lancer en touche et la stabilité posturale dynamique de cinq lanceurs professionnels de rugby à XV. La performance du lancer a été évaluée à travers deux facteurs : précision et timing. L'analyse des scores de précision n'a pas montré d'effet principal significatif Lanceur, ce qui peut refléter un niveau de précision similaire au sein du groupe. Néanmoins, de légères variations de précision peuvent suffire à perdre la possession du ballon et il convient de mentionner qu'un match de rugby voire une saison ou un titre, peut se joueur sur la simple réussite d'une seule touche. Nous avons également constaté une détérioration de la précision du lancer avec la distance, en particulier en fond d'alignement

(15 m). Cependant, l'interaction significative entre Lanceur et Distance révélée par l'ANOVA à deux facteurs offre des informations plus spécifiques. En effet, les lanceurs A, B et D sont plus précis que les lanceurs C et E sur les courtes et moyennes distances (6 et 10 m) tandis que sur la plus longue distance (15 m), un niveau plus homogène est observé où seul le lanceur A est significativement plus précis que le lanceur B. De plus, on peut noter que la dégradation de la précision du lancer observée à la Dist. 3 est spécifiquement marquée pour les lanceurs A, B et D, tandis que les lanceurs C et E maintiennent un niveau stable sur les trois distances de lancer. Ces résultats sont quelque peu contradictoires avec les travaux antérieurs qui ont évalué la précision du lancer chez des lanceurs d'un niveau similaire à ceux ayant participé à notre étude, et dans des conditions de distance comparables. Sayers 2011 n'a pas observé de dégradation de la précision du lancer chez des joueurs de niveau international tandis que Trewartha et al. 2008 ont remarqué une diminution de la précision avec la distance, mais uniquement pour un participant de niveau amateur. Ces divergences peuvent s'expliquer par les différents dispositifs qui ont été utilisés dans ces études. Trewartha et al. 2008 ont utilisé une cible fixe avec laquelle la tâche de précision semble plus facile car il n'est pas nécessaire d'anticiper l'ascension du sauteur. Sayers 2011 a mesuré la précision du lancer dans des conditions plus spécifiques aux conditions de match (sauteur et lifters), mais moins reproductibles, ce qui peut également expliquer cette différence. Le dispositif et les méthodes d'évaluation proposés dans cette étude semblent donc utiles pour quantifier la précision du lancer dans des conditions spécifiques et reproductibles, que ce soit pour travailler sur les déficits qui ont été identifiés chez le lanceur ou pour sélectionner les zones de lancer à privilégier en compétition.

À notre connaissance, il s'agit de la première étude à quantifier le paramètre de timing afin d'évaluer la performance du lancer en touche. Les résultats mettent en évidence des différences interindividuelles sur chacune des distances de lancer, permettant de distinguer la performance du lancer en touche dans un groupe de joueurs de même niveau d'expertise. De plus, les lanceurs les plus performants sur une distance ne sont pas nécessairement les plus performants sur une autre distance. Par exemple, le lanceur A dispose d'un meilleur timing que tous les autres lanceurs en début et milieu d'alignement, mais il est moins performant que les lanceurs B, C et E en fond d'alignement. Une augmentation des valeurs de timing a également été observée à mesure que la distance augmentait, illustrant une détérioration de la performance du lancer. Cette dégradation n'est pas similaire pour tous les lanceurs. En effet, l'augmentation des valeurs de timing est davantage marquée pour les lanceurs A et E que pour les lanceurs B, C et D.

L'expérience n'incluait pas d'alignement adverse, mais dans des conditions de match, une telle détérioration de timing offre plus de temps et d'opportunités à l'adversaire d'intercepter le ballon et de regagner la possession. Ce constat peut en partie s'expliquer par les demandes d'anticipation qui deviennent plus exigeantes en fond d'alignement. Les lanceurs peuvent éprouver des difficultés à anticiper l'ascension de la cible et à adapter le déclenchement de leur geste suffisamment tôt lorsque la distance augmente. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons effectué une analyse de régression (corrélation de Pearson) pour tester l'existence d'une relation linéaire entre le timing du lancer et le temps de vol du ballon pour chaque lanceur et sur toutes les distances. Une corrélation positive apparaît entre ces deux facteurs pour le lanceur A ($R = 0,84$) et dans une moindre mesure pour les lanceurs C ($R = 0,66$), D ($R = 0,59$) et E ($R = 0,56$). Il semble donc que ces participants déclenchent leur lancer au même instant du décompte automatique du robot pour toutes les distances de lancer, sans modifier le paramètre d'anticipation. Un entraînement visuel et perceptivo-cognitif pour améliorer l'anticipation des trajectoires constitue une stratégie intéressante pour optimiser ce paramètre chez ces joueurs (Faubert and Sidebottom 2012). Nous décrivons ici le comportement induit par le protocole où le déclenchement du robot automatique est identique sur les trois distances de lancer. Or, il convient de rappeler que les stratégies de déclenchement peuvent varier en conditions de match, notamment en fond d'alignement, où c'est généralement le lanceur qui déclenche le lancer et le sauteur qui réagit. Ces spécificités tactiques peuvent aussi participer à la détérioration du timing du lancer observée dans cette étude.

Ensemble, l'évaluation de la précision et du timing a mis en évidence une dégradation globale de la performance du lancer lorsque la distance augmente, représentant une prise de risque supplémentaire pour lancer en fond d'alignement. Il est clair que les lancers en fond d'alignement sont plus exigeants, mais ils constituent une stratégie privilégiée pour relancer le jeu, en particulier à haut niveau. Optimiser les performances de lancer sur de longues distances, tant en précision qu'en timing, constitue donc une piste pertinente pour exploiter un maximum d'opportunités sans prendre de risques supplémentaires en fond d'alignement.

Le deuxième objectif de l'étude consistait à analyser la stabilité posturale des rugbymen professionnels lors de la phase du lancer en touche. Les paramètres calculés étaient : CoP area, CoP range ML et CoP range AP. Des différences interindividuelles significatives sont apparues pour l'ensemble de ces paramètres, reflétant la présence de spécificités posturales pour chaque lanceur. Ces caractéristiques semblent être indépendantes de la position des pieds du lanceur

car tous les participants ont adopté la même stratégie avec les pieds parallèles. Bien qu'il s'agisse de la première étude à évaluer la stabilité posturale des rugbymen lors du lancer, ces résultats sont cohérents avec les analyses biomécaniques réalisées précédemment. En effet, de nombreuses spécificités individuelles ont également été mises en évidence sur le plan cinématique chez des lanceurs de niveau international (Trewartha et al. 2008; Sayers 2011). Ces résultats soulignent la présence d'une signature motrice individuelle chez le sportif de haut niveau, qui se traduit à la fois dans les spécificités technico-cinématiques, mais également dans les caractéristiques posturales. C'est une illustration claire qu'il n'existe pas de technique idéale de lancer en touche et que les méthodes qui visent à définir un modèle de performance définitif peuvent conduire à masquer les spécificités de chaque joueur. Une analyse individuelle semble plus appropriée.

Une augmentation des valeurs de CoP area a été constatée à la Dist. 3, ce qui peut refléter une perturbation des performances posturales lors des lancers en fond d'alignement. Or, cette modification posturale peut en partie s'expliquer par la nécessité d'éjecter la balle avec une plus grande vitesse à mesure que la distance augmente (Trewartha et al. 2008), entraînant un déséquilibre postural « contrôlé » vers l'avant. Cette hypothèse est renforcée par l'augmentation du CoP range AP, que nous avons également constatée à la Dist. 3. L'analyse du CoP area a également révélé que la modification de stabilité posturale à la Dist. 3 était spécifiquement marquée pour les lanceurs A, B et D. Fait intéressant, ces participants sont ceux pour lesquels nous avons également observé une chute du score de précision à la même distance. *A contrario*, les lanceurs C et E ont une stabilité posturale qui reste relativement constante sur les différentes distances de lancer, et ne sont pas caractérisés par une baisse de la précision à la Dist. 3 (bien qu'ils soient moins précis que les lanceurs A, B et D sur les Dist. 1 et Dist. 2). Pour illustrer ces deux profils de lanceur, la Figure 15 présente les valeurs moyennes de CoP area et de précision sur les trois distances et pour chaque participant. Ce résultat pourrait indiquer un lien entre le maintien de la stabilité posturale dynamique à mesure que la distance augmente et le maintien de la précision du lancer. Le lien entre stabilité et précision a déjà été démontré dans différents sports : tir (Ball et al. 2003; Mononen et al. 2007) ; tir à l'arc (Hrysomallis 2011; Sarro et al. 2021); basket-ball (Hudson 1985; Zemková 2014) mais jamais en rugby. Bien qu'il faille rester prudent sur ces conclusions, nous pouvons nous interroger sur la contribution potentielle d'un entraînement spécifique d'équilibre sur la performance globale du lancer, notamment pour limiter la détérioration de la précision du lancer sur les plus longues distances.

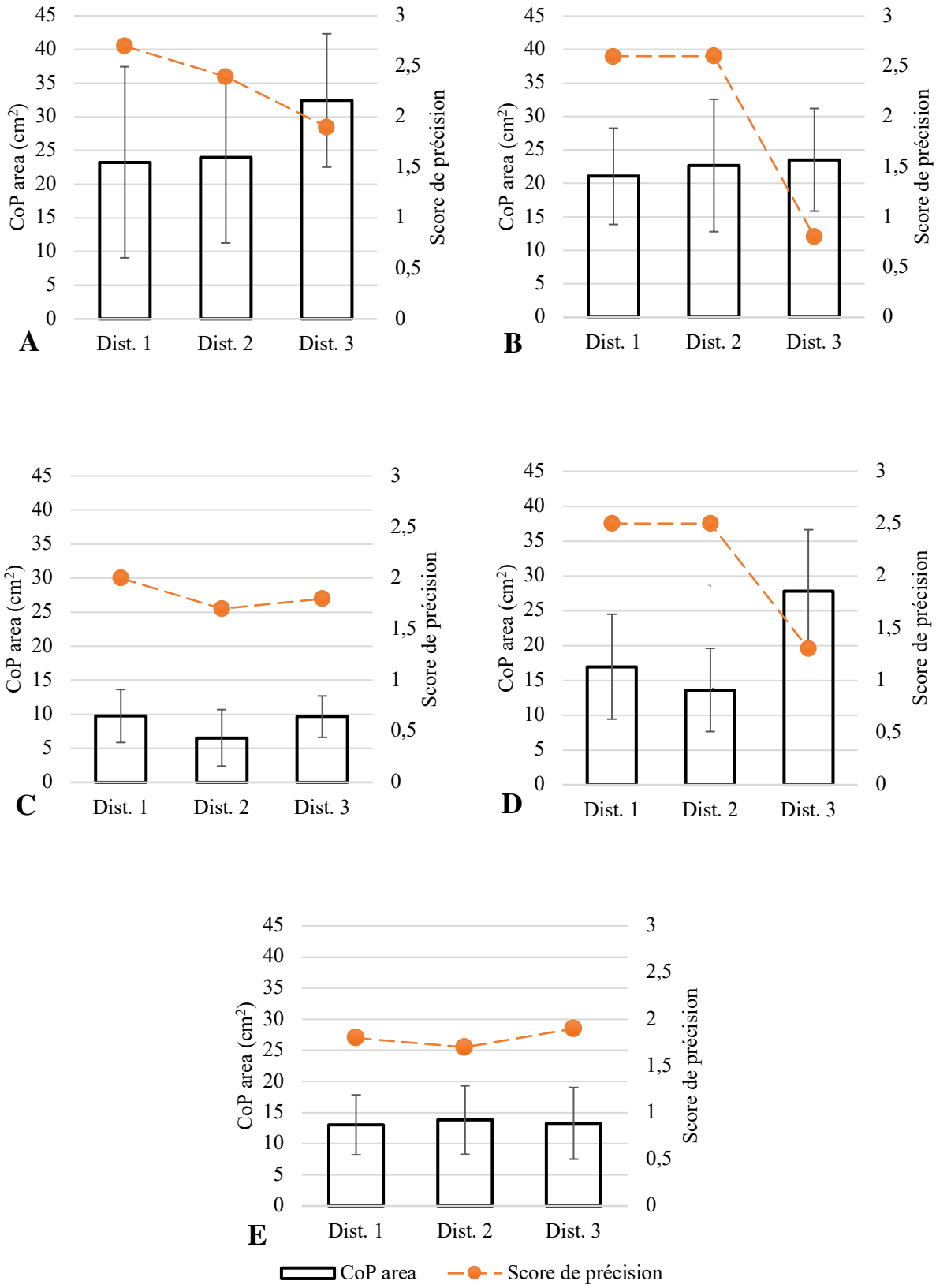


Figure 15. CoP area et score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3 pour les lanceurs A, B, C, D et E.

Enfin, l'estimation des paramètres cinématiques fournit quelques informations complémentaires à cette étude. Tout d'abord, une augmentation de l'angle de libération de la balle ainsi que de la vitesse d'éjection de la balle a été observée avec la distance de lancer. L'augmentation de ces deux paramètres, qui a déjà été rapportée dans la littérature (Sayers 2011) est directement liée aux principes de la dynamique, essentiels pour lancer dans des conditions variables de distance. Ces éléments illustrent bien l'exigence que représentent les lancers en fond d'alignement et peuvent expliquer en partie les modifications posturales qui en découlent.

Plusieurs différences interindividuelles ont également été remarquées, notamment en ce qui concerne la vitesse de rotation de la balle. En effet, le lancer en touche est un geste sportif où la balle est projetée de telle sorte qu'elle tourne autour de son axe longitudinal pour assurer la stabilité de la trajectoire. Cette rotation parallèle à la direction de la balle, ajoute un moment cinétique à la balle, qui stabilise le vol et crée de la portance (Knudson 2007). Cette force de portance est notamment utilisée pour contrer la gravité et stabiliser l'orientation du ballon (*via* l'effet gyroscopique), favorisant ainsi un vol aérodynamiquement efficace. Les résultats de la présente étude ont montré que le lanceur A disposait d'une vitesse de rotation supérieure aux autres participants. Il s'avère également qu'il s'agit du lanceur qui a obtenu le score total de précision le plus élevé. Même si nous ne pouvons affirmer de relation entre vitesse de rotation de la balle et précision du lancer dans cette étude, nous pouvons penser qu'il s'agit d'un paramètre non négligeable dans la capacité du joueur à projeter le ballon avec une trajectoire stable, favorisant la précision du lancer.

Les résultats ont également révélé des différences interindividuelles concernant l'amplitude articulaire de l'épaule (flexion/extension) et du coude (flexion/extension) pendant la phase d'éjection de la balle (malgré une amplitude cumulée similaire). Ce résultat illustre une nouvelle fois la présence de méthodes propulsives spécifiques caractérisées ici par une utilisation plus ou moins prédominante de l'extension du coude ou de l'extension de l'épaule. On remarque par exemple que le lanceur A en comparaison avec le lanceur B, utilise une amplitude articulaire de l'épaule relativement plus faible, mais une amplitude articulaire du coude relativement plus élevée (Figure 14). On s'est également aperçu que ces deux profils de lancer retranscrivent deux stratégies de coordination articulaire spécifiques : simultanée ou séquentielle. Le lanceur qui a une stratégie de lancer davantage basée sur l'extension du coude (lanceur A) est caractérisé par une extension du coude qui commence dès le début de la phase d'éjection : on parle de coordination simultanée. Au contraire, le lanceur qui a une stratégie de lancer plutôt basée sur

l'extension de l'épaule est caractérisé par une extension du coude qui débute à environ 50 % de la phase d'éjection : on parle de coordination séquentielle (Figure 16). Même si les résultats présentés ci-dessus sont issus d'une d'estimation cinématique 2D, ils soulignent l'importance de l'analyse cinématique dans la compréhension des mécanismes impliqués dans ce geste. Une analyse cinématique 3D plus complète semble nécessaire pour évaluer finement la technique de lancer et identifier les différents profils de lanceur.

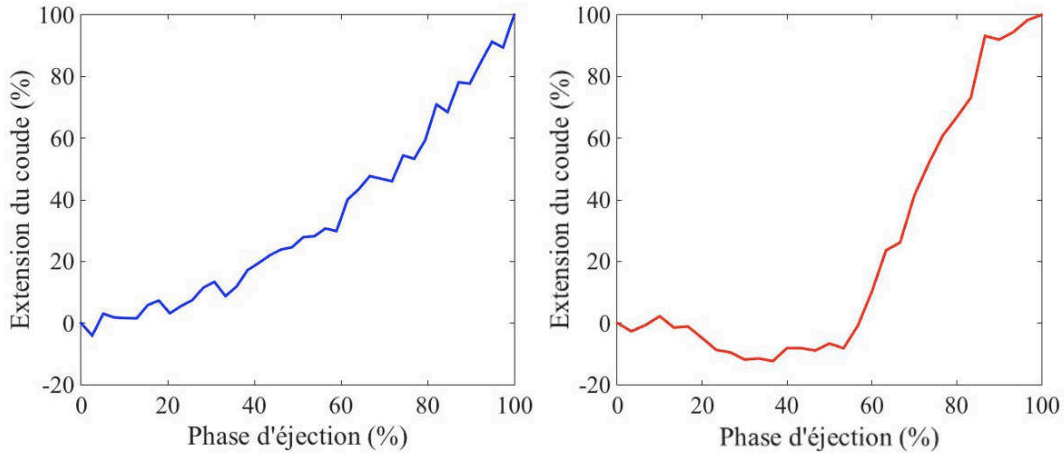


Figure 16. Extension du coude (%) en fonction de la phase d'éjection (%). Exemple de lancer avec coordination simultanée (lanceur A, graphe à gauche) et séquentielle (lanceur B, graphe à droite).

1.4.1 Limites

Cette analyse s'est concentrée sur la performance du lancer et la stabilité posturale dans des conditions variables de distance, tout en soulignant comment ces paramètres peuvent varier entre les lanceurs. Compte tenu des nombreuses différences interindividuelles qui ont été observées, il serait intéressant de répéter cette étude avec un plus grand nombre de sujets pour établir les différents profils de lancer qui peuvent exister. Le faible nombre de participants échantillonnés ici est une limite évidente de cette étude. Ces expérimentations ont été réalisées dans l'environnement d'une équipe professionnelle de rugby, l'une des meilleures d'Europe. Dans un tel contexte compétitif, le nombre de joueurs spécialisés ou sélectionnés pour leurs qualités de lanceur en touche est faible au sein du club et se limite au poste de talonneur. Néanmoins, cinq lanceurs professionnels ont été recrutés pour participer à cette étude, ce qui correspond aux études de référence. En effet, les recherches menées par Trewartha et al. 2008

et Sayers 2011 n'ont inclus que trois lanceurs. Nos résultats sont cohérents avec les conclusions de ces deux études en montrant qu'il n'existe pas de technique idéale de lancer en touche et que les méthodes qui visent à définir un modèle de performance définitif semblent inappropriées. La prochaine étude devrait également inclure différents niveaux d'expertise pour caractériser les écarts entre chaque groupe et concevoir des programmes d'entraînement adaptés à chaque niveau. Enfin, les essais expérimentaux se sont déroulés dans des conditions habituelles d'entraînement, mais sans adversaire et dans des conditions beaucoup plus contrôlées qu'en match (conditions météorologiques, fatigue, stress, enchaînement de tâches, public etc.) ce qui peut avoir une influence sur les performances de lancer. De plus, les trois distances de lancer proposées dans cette étude (6 m, 10 m et 15 m) fournissent un aperçu de la tâche de lancer, mais représentent un échantillon réduit de toutes les combinaisons possibles, notamment au niveau professionnel. En effet, les staffs sportifs peuvent définir jusqu'à 5 zones de lancer, et il est possible de voir des lancers supérieurs à 17 m. Par ailleurs, de nombreuses feintes sont exécutées par les sauteurs et lifters au sein de l'alignement pour tromper l'adversaire et gagner la possession. Ces variables illustrent bien la complexité et l'importance de cette phase de jeu. Les futurs travaux devraient tenter d'inclure ces éléments pour rendre la tâche de lancer plus spécifique aux conditions de match. Néanmoins, le système expérimental proposé dans cette étude semble constituer un bon compromis pour analyser les paramètres de performance du lancer en touche dans des conditions spécifiques, sans impliquer de variabilité liée aux sauteurs et aux lifters (Smith et al. 2018).

1.5 Conclusion

Cette étude a proposé un dispositif et des méthodes innovants pour évaluer la performance du lancer en touche à travers deux facteurs : la précision et le timing. Dans un premier temps, les résultats ont mis en évidence de nombreuses différences interindividuelles, fournissant des données objectives au staff sportif pour quantifier et distinguer la performance du lancer de chaque joueur. Puis, une détérioration de la performance du lancer a été remarquée sur les plus longues distances, qui se manifeste par une dégradation à la fois de la précision et du timing du lancer. L'amélioration de ces deux paramètres sur de longues distances semble donc être une stratégie pertinente pour optimiser les performances de l'équipe. Cette étude a également présenté de nouvelles données concernant l'évaluation de la stabilité posturale dynamique des joueurs lors du lancer. Les importantes différences interindividuelles qui ont été notées

illustrent la présence d'une signature posturale propre à chaque lanceur. Une modification de la stabilité a également été notée sur la plus longue distance, en particulier pour trois lanceurs, distance où leur score de précision est également le plus faible. Il est donc envisageable que les modifications posturales liées à l'augmentation de la distance puissent avoir un impact préjudiciable sur la précision du lancer.

Points clés

- Le dispositif proposé dans cette étude semble pertinent pour évaluer la performance du lancer en touche à travers deux facteurs : précision et timing.
- Ces deux paramètres sont impliqués dans la dégradation globale de la performance du lancer en fond d'alignement.
- L'augmentation de la distance de lancer se traduit par une modification des caractéristiques posturales, pouvant être liée à la dégradation de la précision observée chez certains lanceurs.
- L'estimation des paramètres cinématiques 2D révèle la présence de stratégies propulsives individuelles.

2 Étude 2 – Analyse cinématique 3D de la performance du lancer en touche chez des joueurs de rugby de différents niveaux d'expertise

Cette étude a fait l'objet d'une communication orale lors d'un congrès international.

- ***Kneblewski, A.,*** *Bourgain, M., Valdes-Tamayo, L., Sandoz, B., Laporte, S., Rouillon, O., Rouch, P. (2021). Influence of throwing distance on 3D kinematics of the lineout throwing performance in rugby union – a case study on an international player. European College of Sport Science congress (c.f. annexe 4).*

2.1 Introduction

Les résultats observés dans l'étude 1 ont souligné l'importance de l'analyse cinématique dans la compréhension des mécanismes impliqués dans le lancer en touche. Nous avons notamment illustré l'influence de la distance de lancer sur la cinématique du ballon ainsi que la présence de stratégies propulsives individuelles. Ces données sont issues d'estimations cinématiques 2D mais sont cohérentes avec les travaux présents dans la littérature scientifique. En effet, les recherches portant sur la cinématique 3D du lancer ont fourni de grands principes qui participent à l'élaboration d'un modèle simple de performance. Cependant, les méthodologies adoptées dans ces études incluaient des modèles cinématiques relativement simples. Trewartha et al. 2008 ont analysé la cinématique du lancer par le biais d'un modèle à 14 segments en ne tenant compte que de 4 degrés de liberté relatifs au genou, à la hanche, à l'épaule et au coude. Sayers 2011, a eu recours à une analyse plus élaborée, mais s'est limité aux mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction pour les membres inférieurs et supérieurs du côté propulsif. Enfin, Croft et al. 2011 n'ont quantifié que certains paramètres très spécifiques tels que la séparation des coudes ou la poussée du pied arrière. Le lancer en touche est un geste complexe qui implique un mouvement ample du ballon au-dessus de la tête. Les membres supérieurs y sont donc fortement sollicités, notamment dans des mouvements de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotation interne/externe. Une analyse plus fine de la cinématique des membres supérieurs semble donc nécessaire, afin de mieux comprendre

les paramètres associés à la performance du lancer. De plus, la prise en compte de critères qui n'ont pas encore été étudiés, permettrait d'avoir une vision plus complète des techniques utilisées dans ce geste.

Dans les activités sportives de lancer où les athlètes visent à maximiser la vitesse d'un objet en bout de chaîne cinétique, comme c'est le cas lors du lancer en touche en rugby, la synchronisation des mouvements articulaires est primordiale. En effet, la vitesse du ballon est obtenue à partir d'une combinaison d'accélération et de décélération des différents segments. La description de cette synchronisation est appelée « séquence cinématique ». Plus précisément, elle est définie comme l'ordre d'apparition des vitesses angulaires maximales des segments au cours du temps. Il a été rapporté que la séquence cinématique théorique optimale se déplace du proximal vers le distal, maximisant ainsi l'efficacité du transfert d'énergie à travers la chaîne cinétique (Putnam 1993). La séquence cinématique a été étudiée dans plusieurs activités sportives de lancer telles que le baseball (Scarborough et al. 2020), le handball (van den Tillaar and Ettema 2009) ou le javelot (Liu et al. 2010). Cependant, les résultats obtenus sont controversés et la séquence théorique optimale (proximal vers distal) est rarement rapportée. À notre connaissance, la séquence cinématique n'a jamais été étudiée en rugby. Néanmoins, il paraît intéressant d'étudier si cette séquence est un des éléments de la performance dans le lancer en touche afin d'avoir une meilleure compréhension des patterns de mouvement impliqués dans ce geste.

Le lancer en touche nécessite une transmission des forces générées dans les membres inférieurs à travers le tronc et les membres supérieurs, pour transmettre à la balle la vitesse requise. Le lanceur doit donc exercer des efforts de contact avec le sol de manière à utiliser les forces de réaction que celui-ci va entraîner sur lui. Les forces de réaction du sol (GRF) ont été examinées dans diverses activités de lancer telles que le baseball (McNally et al. 2015), le handball (Rousanoglou et al. 2014) ou le softball (Oliver and Plummer 2011). Ces études ont notamment permis d'établir des relations entre GRF et cinématique de la balle (McNally et al. 2015) ou cinétique du bras propulsif (Nicholson et al. 2021), en s'inscrivant dans des perspectives d'optimisation de performance et de prévention du risque de blessures. La touche est une phase de jeu peu étudiée dans la littérature scientifique relative au rugby et il semble y avoir un manque d'information sur les GRF développées lors du lancer en touche.

Le lancer en touche est caractérisé par un niveau d'incertitude relativement important, et demande des exigences perceptivo-cognitives élevées. Le lanceur doit identifier correctement

les informations clés d'une scène visuelle dynamique : anticiper les mouvements de ses partenaires et de l'alignement adverse (lifters et sauteurs), puis les lire, et prendre des décisions en conséquence dans un temps très restreint (Figure 17). Par ailleurs, il est possible que ces capacités ne soient pas sollicitées de la même manière en fonction de la zone de lancer et des stratégies de déclenchement. Les lancers à courtes distances sont généralement déclenchés par le sauteur, impliquant les capacités de vitesse de traitement de l'information visuelle et de réactivité. Au contraire, lorsque le lancer est déclenché par le lanceur, ce qui arrive plus généralement en fond d'alignement, la vision du talonneur est davantage sollicitée dans des conditions statiques où la mentalisation de la trajectoire et l'anticipation de l'ascension du sauteur semblent être des éléments critiques. Les résultats observés dans l'étude 1 vont dans ce sens. En effet, nous avons remarqué que la dégradation du timing du lancer observée chez tous les participants, semblait liée aux demandes d'anticipation qui deviennent plus exigeantes lorsque la distance augmente. Il ne s'agit pas d'un processus séquentiel et indépendant, mais d'une interaction entre de nombreux aspects tels que l'attention divisée, la prise de décision et le comportement moteur intégrés dans un contexte tactique (Raab 2014). Ces qualités perceptivo-décisionnelles jouent donc un rôle primordial dans la performance du lancer. Mais à notre connaissance, la relation entre celles-ci et la performance du lancer en touche n'a pas encore été étudiée.



Figure 17. Exemple d'un lancer en touche en situation de match du point de vue du lanceur. Le lanceur doit lire les déplacements de plusieurs éléments (partenaires et adversaires) en utilisant le champ visuel central et périphérique, anticiper l'ascension du sauteur, et traiter ces informations dans un temps restreint afin de prendre la décision la plus adaptée.

Dans ce cadre, l'utilisation du 3D-MOT (*Three Dimensional – Multiple Object Tracking*) dont la méthodologie a été développée pour former les athlètes au traitement des scènes visuelles dynamiques reflétant les exigences attentionnelles requises pendant l'activité, paraît être une stratégie pertinente. Plus particulièrement, cet outil met en jeu les fonctions perceptivo-cognitives des sujets telles que l'intégration de mouvements complexes, l'attention distribuée, la vitesse de traitement de l'information et la mémoire de travail visuelle (Faubert and Sidebottom 2012). Ses effets sur la plasticité cérébrale ont été mis en évidence dans la population générale (Parsons et al. 2016), tandis que son utilité a été prouvée dans divers types de cohorte : militaires (Vartanian et al. 2016), étudiants (Tullo et al. 2018), ou personnes âgées (Legault and Faubert 2012). Dans le contexte sportif, la technologie 3D-MOT a montré des courbes d'apprentissage claires et reproductibles chez différents athlètes de sport d'équipe (football, rugby et hockey) après 15 séances d'entraînement (Faubert and Sidebottom 2012). Il a également été montré que les sportifs professionnels possédaient des performances supérieures ainsi que des vitesses d'apprentissage plus rapides que les sportifs amateurs ou les non sportifs (Faubert 2013). Enfin, l'étude menée par Mangine et al. 2014 a montré que les performances réalisées au test 3D-MOT, étaient associées à la capacité des joueurs de basket-ball (NBA) à identifier et réagir à divers *stimuli* se traduisant par des actions spécifiques considérées comme positives (passes décisives, interceptions, etc.). La technologie 3D-MOT semble donc bénéficier de capacités de transfert, qui illustreraient l'intérêt d'une intervention perceptivo-cognitive dans des conditions décontextualisées sur le développement des compétences spécifiques aux activités sportives collectives. Les effets de transfert se réfèrent aux compétences qui ne sont pas directement mises en jeu et qui pourraient se manifester dans des tâches similaires (transfert « proche ») ou dans des situations sportives (transfert « éloigné »). Bien que les effets de transfert « proches » aient été identifiés dans le sport de haut niveau (Feddermann-Demont et al. 2017; Moen et al. 2018), les effets de transfert « éloignés » montrent quant à eux des résultats plus contrastés (Romeas et al. 2016; Romeas et al. 2019). De plus, les effets aigus de l'activité cognitive sur la performance sportive, n'ont à notre connaissance, jamais été étudiés dans la littérature scientifique. Des recherches supplémentaires sont donc nécessaires pour caractériser l'influence d'une activité perceptivo-cognitive par 3D-MOT sur la performance sportive.

2.1.1 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude consiste à analyser les paramètres cinématiques 3D associés à la performance du lancer en touche chez des joueurs issus de différents niveaux d'expertise. Pour chaque variable, l'influence du niveau d'expertise et de la distance de lancer ont été étudiées. Nous avons fait l'hypothèse que la performance du lancer serait dépendante du niveau d'expertise des participants, à la fois concernant la précision et le timing du lancer. Il était également attendu que les paramètres cinématiques 3D du lancer varient en fonction du niveau d'expertise des participants. Enfin, les relations entre paramètres cinématiques et performance du lancer ont été explorées. Un objectif complémentaire de cette étude consiste à identifier l'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif sur la performance du lancer en touche. Pour cela, une deuxième session expérimentale a été proposée aux participants, dans laquelle un échauffement perceptivo-cognitif était intégré. Nous émettons l'hypothèse selon laquelle, l'intégration de cet outil dans un protocole d'échauffement préparatoire au lancer en touche, pourrait comporter des effets bénéfiques sur les paramètres de la performance tels que la précision ou le timing.

2.2 Matériel et méthodes

2.2.1 Participants

Huit joueurs de rugby masculins évoluant au sein du club du Racing 92 ont participé aux expérimentations. Dans la mesure où l'un des objectifs principaux de l'étude consiste à identifier l'influence du niveau d'expertise sur la cinématique 3D du lancer en touche, plusieurs niveaux sont représentés. Un premier groupe peut être considéré de niveau « Élite professionnel ». Il est composé d'un joueur professionnel et international, d'un joueur professionnel, ainsi que d'un ancien joueur professionnel et international. À noter que ce dernier n'est plus en activité depuis 2 ans, mais occupe désormais le poste d'entraîneur spécialiste du lancer en touche au sein de l'équipe professionnelle du Racing 92 et pratique régulièrement ce geste. Un deuxième groupe peut être qualifié de niveau « Élite U21 ». Il est composé de trois joueurs issus de l'équipe Espoir (moins de 21 ans) du Racing 92. Tous évoluent au poste de talonneur et sont considérés comme spécialistes du lancer en touche. Enfin, un dernier groupe peut être considéré d'un niveau « Intermédiaire ». Il est composé de deux joueurs évoluant depuis peu au poste de talonneur, l'un au sein de l'équipe Espoir, et l'autre au sein de l'équipe

Crabos (U18). Ces deux joueurs ne sont donc pas considérés comme expert de la technique du lancer en touche même s'ils le pratiquent très régulièrement de par leur poste. Les caractéristiques des sujets sont détaillées dans le Tableau 2. Pour la présentation des résultats, ils seront anonymement présentés comme lanceur A, B, C, D, E, F, G et H. Le jour des expérimentations, les participants étaient en pleine possession de leurs moyens (aucune blessure). Les expérimentations se sont déroulées au centre d'entraînement du Racing 92 dans le cadre du programme d'entraînement habituel de l'équipe, sous la supervision du staff médical pour la prévention des blessures et du staff technique pour s'assurer du réalisme du protocole et de sa mise en application. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé écrit avant les tests. Toutes les procédures de test sur l'homme étaient conformes aux principes de la Déclaration d'Helsinki.

Sujets	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)	Main propulsive	Équipe référente	Niveau
A	22	184	109,8	Droite	Professionnelle	Élite professionnel
B	31	183	105,4	Droite	Professionnelle	Élite professionnel
C	38	181	101,3	Droite	Staff	Élite professionnel
D	21	178	94,1	Droite	Espoir (U21)	Élite U21
E	20	184	115,1	Droite	Espoir (U21)	Élite U21
F	19	175	117,3	Droite	Espoir (U21)	Élite U21
G	20	182	98,4	Droite	Espoir (U21)	Intermédiaire
H	18	180	86	Droite	Crabos (U18)	Intermédiaire

Tableau 2. Caractéristiques des sujets.

2.2.2 Matériel

2.2.2.1 Lancer en touche

Les conditions de lancer étaient identiques à celles qui avaient été proposées dans l'étude 1 (*c.f.* 1.2.2). Plus précisément, les lancers étaient dirigés en direction du robot automatique (ascension

de 4,25 m en 0,75 s) avec le même système de déclenchement. Chaque lancer a été filmé par une caméra vidéo sport (GoPro, 60 ips) positionnée en hauteur derrière le lanceur. Celle-ci était positionnée de telle sorte qu'elle enregistre la totalité de la trajectoire du ballon afin de quantifier les paramètres de performance du lancer : précision et timing.

2.2.2.2 Capture du mouvement

Afin de réaliser les expérimentations au plus proche des conditions habituelles d'entraînement, nous avons décidé d'équiper la salle de musculation du Racing 92 d'un dispositif d'analyse du mouvement. Il s'agissait d'un système Vicon composé de 11 caméras optoélectroniques et d'une caméra optique échantillonnées à 100 Hz (*hardware* : caméras T20, T20-S, v2.2, v1.3, Vue ; *software* : Nexus 2). Les efforts d'interaction entre les pieds et le sol ont été mesurés à l'aide de 2 plateformes de force (AMTI, Massachusetts, USA) échantillonnées à 1000 Hz et synchronisées avec le système de capture du mouvement. Le système de coordonnées a été défini avec Y dans la direction du lancer, l'axe X vers la droite et l'axe Z orienté verticalement. Pour se rapprocher des conditions réelles de pratiques, les plateformes de force étaient recouvertes de gazon synthétique. Le dispositif d'analyse du mouvement est illustré sur la Figure 18.

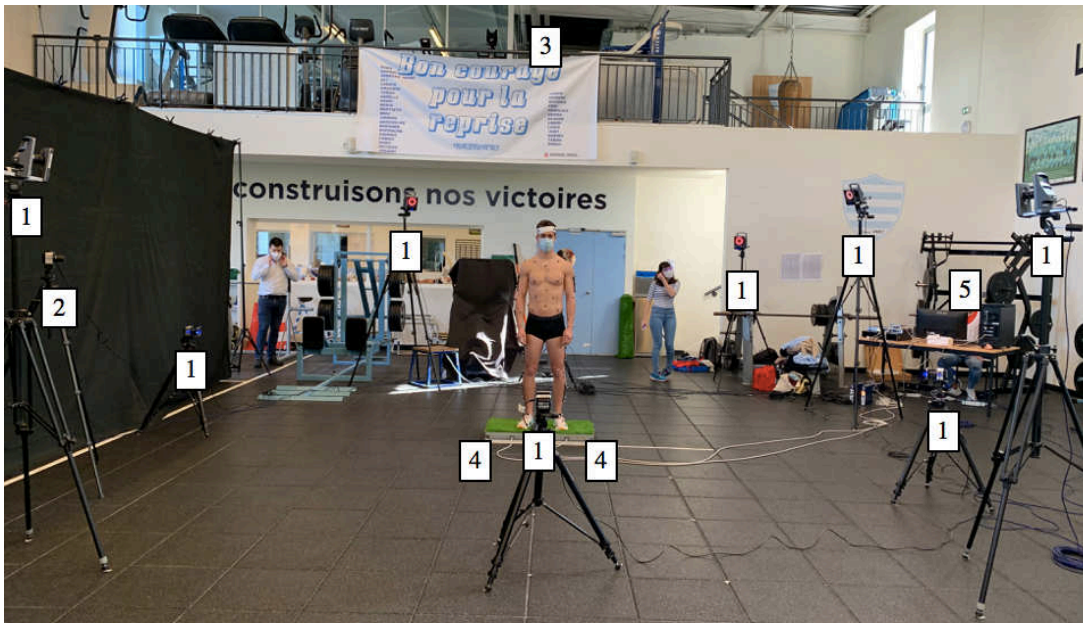


Figure 18. Dispositif d'analyse du mouvement installé dans la salle de musculation du Racing 92. **1** : caméras optoélectroniques ; **2** : caméra optique ; **3** : caméra sport ; **4** : plateformes de force et **5** : zone d'acquisition des données.

2.2.2.3 Marqueurs cinématiques

L'analyse du mouvement concernait le corps entier ainsi que le ballon. Au total, 20 segments ont été considérés : pied (x2), jambe (x2), cuisse (x2), pelvis, abdomen, thorax, cou, tête, épaule (x2), bras (x2), avant-bras (x2), main (x2) et ballon. Un set de 93 marqueurs réfléchissants a été utilisé, dont 46 étaient positionnés sur des repères anatomiques spécifiques, en accord avec les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (Wu and Cavanagh 1995; Wu et al. 2002; Wu et al. 2005). 42 marqueurs techniques ont été ajoutés sur le sujet afin de faciliter le traitement des données, notamment dans la reconstruction et la labélisation des marqueurs. Enfin, 5 marqueurs supplémentaires ont été positionnés sur le ballon (Figure 19). La liste des marqueurs est présentée dans le Tableau 9 et le Tableau 10 (*c.f.* annexe 5).

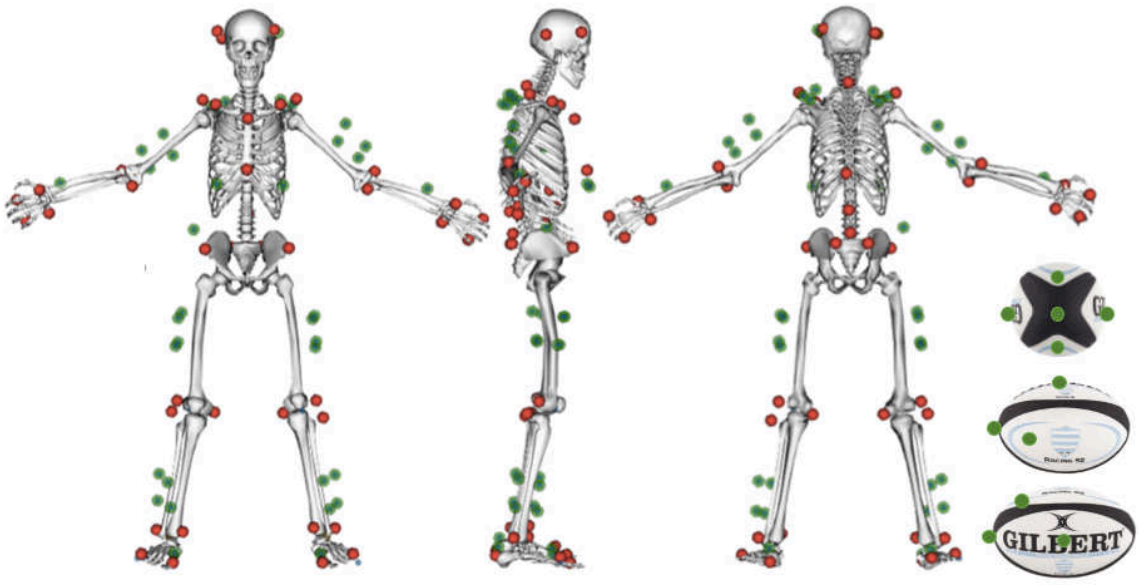


Figure 19. Set de marqueurs sur le modèle squelettique et le ballon, marqueurs techniques en vert et marqueurs anatomiques en rouge**.**

2.2.3 Protocole

Le déroulement du protocole expérimental a été présenté aux participants dès leur arrivée. La première étape consistait à positionner les marqueurs cinématiques sur chaque sujet. Une fois équipés, les joueurs ont reçu un échauffement traditionnel de 15 minutes composé d'exercices de mobilité articulaire et d'exercices spécifiques au lancer en touche avec leur entraîneur habituel. Avant de débuter les acquisitions, une période d'accoutumance au dispositif a été

proposée aux participants. La première acquisition réalisée était une acquisition dite statique où le sujet se tenait debout, immobile, un pied sur chaque plateforme de force, les bras écartés et les paumes orientées vers l'avant (Figure 20). Cette posture permet dans un premier temps, de calibrer le modèle dans le logiciel de capture du mouvement, puis de mettre à l'échelle le modèle ostéo-articulaire utilisé. Les acquisitions ont ensuite été réalisées lors de chaque lancer effectué par les participants. Le protocole comprenait un total de 30 lancers selon 3 distances : 6 m (Dist. 1), 10 m (Dist. 2) et 15 m (Dist. 3), réalisés dans un ordre aléatoire. Les joueurs ont été invités à utiliser leur technique habituelle en se concentrant sur la précision et le timing du lancer. Des périodes de repos appropriées étaient autorisées entre chaque lancer pour limiter les effets de fatigue. Afin de favoriser un climat compétitif, chaque session expérimentale se déroulait par binôme et l'évolution du score de précision était affichée en temps réel.

2.2.4 Analyse des données

2.2.4.1 Analyse de la performance du lancer

Les paramètres de performance étaient composés de la précision et du timing du lancer. Les méthodes d'évaluation de ces deux paramètres sont décrites dans l'étude 1 (*c.f.* 1.2.4.1).

2.2.4.2 Analyse cinématique

Nous considérons le corps comme un ensemble de segments indéformables, liés entre eux par des articulations qui ne permettent pas de translation. Ainsi, l'analyse cinématique consiste à estimer les orientations relatives et/ou absolues des segments dans l'espace et à quantifier l'évolution des mouvements articulaires. Ce processus nécessite plusieurs étapes. Dans un premier temps, la position des marqueurs enregistrée lors de l'acquisition statique est utilisée pour mettre à l'échelle un modèle ostéo-articulaire. Puis, la cinématique articulaire est obtenue à l'aide d'un algorithme d'optimisation cinématique multi-corps, implémenté dans le logiciel OpenSim 3.3 (Delp et al. 2007).

Modèle ostéo-articulaire

Le modèle que nous avons choisi d'utiliser dans cette étude a été proposé par Bourgain et al. 2018. Il a été développé sur la base des modèles préexistants de Raabe and Chaudhari 2016 et de Seth et al. 2016, afin d'optimiser l'analyse cinématique des membres supérieurs lors du swing au golf. Même si le lancer en touche est une tâche relativement éloignée du swing au golf, il s'agit d'un geste complexe qui implique un mouvement ample des membres supérieurs au-dessus de la tête. Les épaules y sont donc fortement sollicitées. Le modèle proposé par Bourgain et al. 2018 est un modèle complexe permettant notamment à la scapula de glisser sur un ellipsoïde représentant le thorax. Il paraît donc adapté pour évaluer l'évolution de la cinématique des membres supérieurs au cours du lancer. Le modèle utilisé dans cette thèse prend en compte les degrés de liberté suivants :

- Hanches (3) : rotation interne/externe, adduction/abduction, flexion/extension
- Genou (1) : flexion/extension
- Cheville (2) : flexion dorsale/flexion plantaire, rotation interne/externe
- Lombaires (3) : rotation interne/externe, adduction/abduction, flexion/extension
- Épaule (2+3+3) : flexion/extension du bras, adduction/abduction du bras, rotation interne/externe du bras, adduction/abduction de la scapula, élévation/abaissement de la scapula, rotation médiale/latérale de la scapula, protraction/rétraction de la clavicule élévation/abaissement de la clavicule
- Coude (2) : flexion/extension, prono-supination
- Poignet (2) : flexion/extension, abduction/adduction

Personnalisation du modèle

La personnalisation du modèle au sujet considéré a été réalisée dans le logiciel OpenSim 3.3. Une méthode appelé *scaling* permet de définir les ratios entre le modèle générique et les marqueurs mesurés expérimentalement. Le set de marqueurs détaillé dans le Tableau 9 et le Tableau 10 permet la personnalisation de chaque segment du modèle (Figure 20).

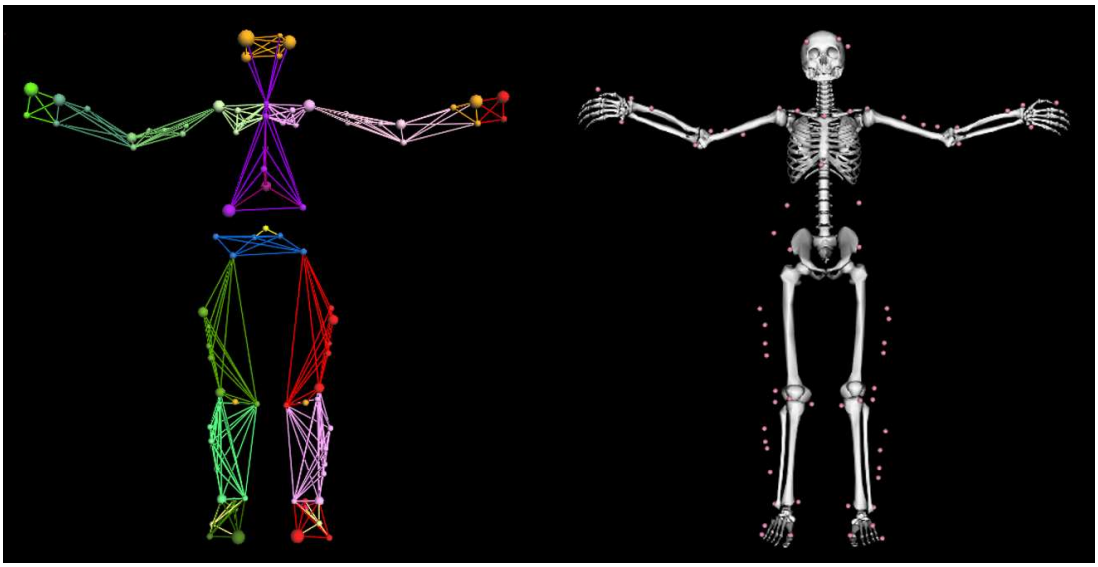


Figure 20. Personnalisation du modèle ostéo-articulaire à partir de la position des marqueurs expérimentaux mesurée lors de l'acquisition statique.

Cinématique inverse

Une fois le modèle personnalisé, une méthode d'optimisation cinématique multi-corps a été réalisée. Celle-ci consiste en une minimisation de l'écart entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs virtuels tout en tenant compte des contraintes qui ont été déterminées dans le modèle. Cette méthode nous permet de calculer l'évolution des degrés de liberté à chaque instant du geste étudié.

2.2.4.3 Analyse des forces de réaction du sol (GRF)

Les données de GRF ont été recueillies sur chaque axe (X, Y et Z) pour le pied gauche et le pied droit. Dans un souci de normalisation, les données ont été divisées par la masse du sujet. Les données de chaque plateforme de force ont également été additionnées pour créer un profil GRF total sur chacun des axes.

2.2.5 Échauffement perceptivo-cognitif

Un objectif complémentaire de cette étude consistait à identifier l'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif lié à la tâche 3D-MOT sur la performance du lancer en touche. Pour cela,

une deuxième session expérimentale a été proposée aux participants. L'échauffement perceptivo-cognitif était réalisé par l'intermédiaire du logiciel NeuroTracker (CogniSens Inc., Montreal, Canada). Ainsi, lors de la session « NeuroTracker », le joueur concerné a réalisé une session du mode « CORE » (d'une durée approximative de 5 min), immédiatement avant le début des lancers (*c.f.* 3.2.2 description détaillée du test). Lors de cette expérimentation, la tâche 3D-MOT était projetée sur une TV 3D (dimensions 1850 x 1072 x 96 mm), dans une salle dédiée aux évaluations cognitives, alors que le sujet se tenait debout, en chaussures à crampons et sur une pelouse synthétique. Pour des raisons organisationnelles relatives aux exigences de l'équipe professionnelle du Racing 92, seulement 4 participants ont pu réaliser la session « NeuroTracker ».

2.2.6 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée sur le logiciel Microsoft Excel (V16.43). Les données quantitatives des variables dépendantes sont exprimées en moyenne ± écart-type. Les données ont été analysées à l'aide d'une analyse de variance à deux facteurs 3 x 3 (ANOVA) avec mesures répétées. Les facteurs intra-sujets étaient 1 : Niveau d'expertise (Élite professionnel, Élite U21, Intermédiaire) et 2 : Distance de lancer (Dist.1, Dist. 2, Dist. 3). Par la suite, si des effets ou interactions principaux significatifs étaient présents, des tests *t* de Student appariés ont été effectués pour comparer les données par paires dans des combinaisons spécifiques. Afin de conserver une dimension individuelle dans l'analyse des résultats, des comparaisons interindividuelles ont également été réalisées lorsque cela semblait pertinent. Les résultats sont considérés comme significatifs lorsque $p < 0,05$.

Pour caractériser l'influence de l'échauffement perceptivo-cognitif sur la performance du lancer, les paramètres de performance (précision et timing) ont été comparés entre les sessions « Contrôle » et « NeuroTracker » par des tests *t* de Student.

2.3 Résultats

2.3.1 Paramètres de performance

2.3.1.1 Précision du lancer

L'ANOVA à deux facteurs a révélé un effet principal significatif Niveau d'expertise ($p < 0{,}001$). En moyenne, les scores de précision étaient significativement plus élevés pour le groupe Élite professionnel que pour les groupes Élite U21 ($p < 0{,}05$) et Intermédiaire ($p < 0{,}001$). De la même manière, les scores de précision étaient significativement plus élevés pour le groupe Élite U21 que pour le groupe Intermédiaire ($p < 0{,}001$) (Figure 21).

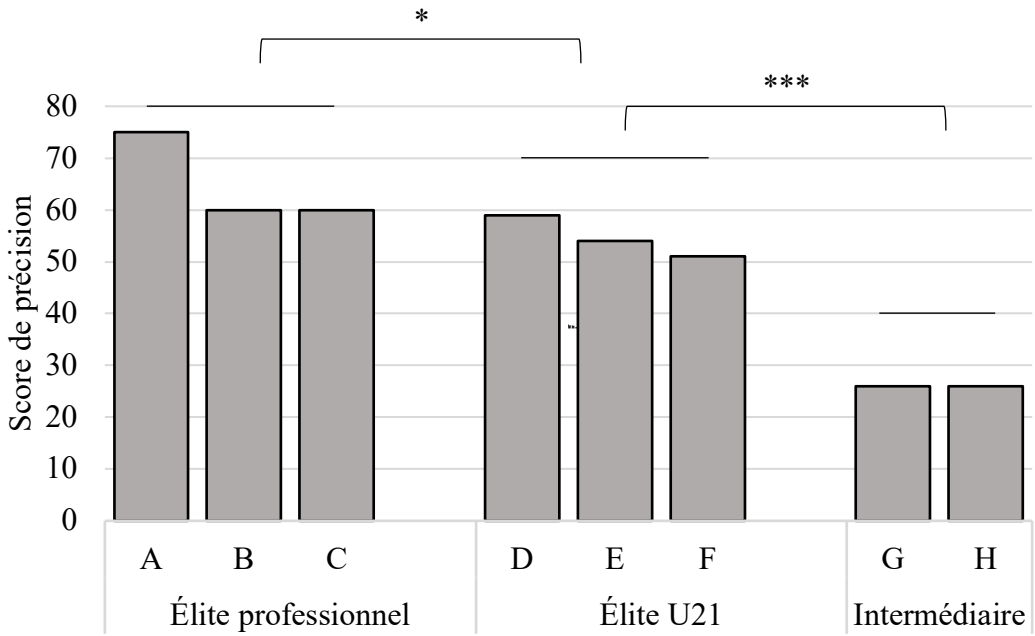


Figure 21. Précision du lancer. Comparaison des scores entre les groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. * : $p < 0{,}05$; *** : $p < 0{,}001$.

Un effet principal significatif Distance a également été constaté ($p < 0{,}001$). Les scores de précision étaient en moyenne plus élevés à la Dist. 1 qu'à la Dist. 2 ($p < 0{,}05$) et plus élevés à la Dist. 2 qu'à la Dist. 3 ($p < 0{,}001$). Les tests *t* appariés nous offrent plusieurs informations complémentaires. On constate que le groupe Élite professionnel est caractérisé par une baisse du score de précision entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0{,}001$), mais aucune différence n'est observée entre la Dist. 1 et la Dist. 2 ($p = 0{,}5$). Le groupe Élite U21 est quant à lui, caractérisé par une diminution du score de précision, non significative entre la Dist. 1 et la Dist. 2

($p = 0{,}076$), mais significative entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0{,}001$). Enfin, la précision du lancer chute significativement dès la Dist. 2 pour le groupe Intermédiaire ($p < 0{,}05$) (Figure 22).

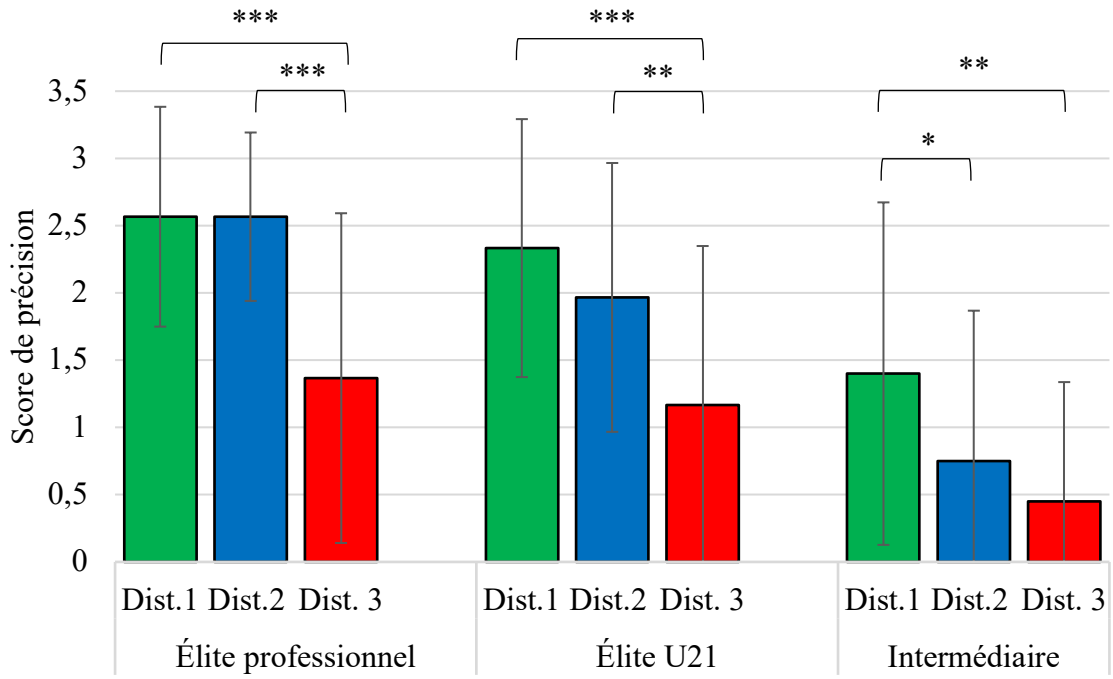


Figure 22. Précision du lancer. Comparaison des scores moyens entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist 3 pour les groupes Élite professionnel, Élite U21 et Intermédiaire. * : $p < 0{,}05$; ** : $p < 0{,}01$; *** : $p < 0{,}001$.

2.3.1.2 Timing du lancer

Nous avons constaté un effet principal significatif Niveau d'expertise ($p < 0{,}001$). Les valeurs moyennes de timing sont significativement plus faibles pour le groupe Élite professionnel que pour les groupes Élite U21 ($p < 0{,}05$) et Intermédiaire ($p < 0{,}05$) (Figure 23).

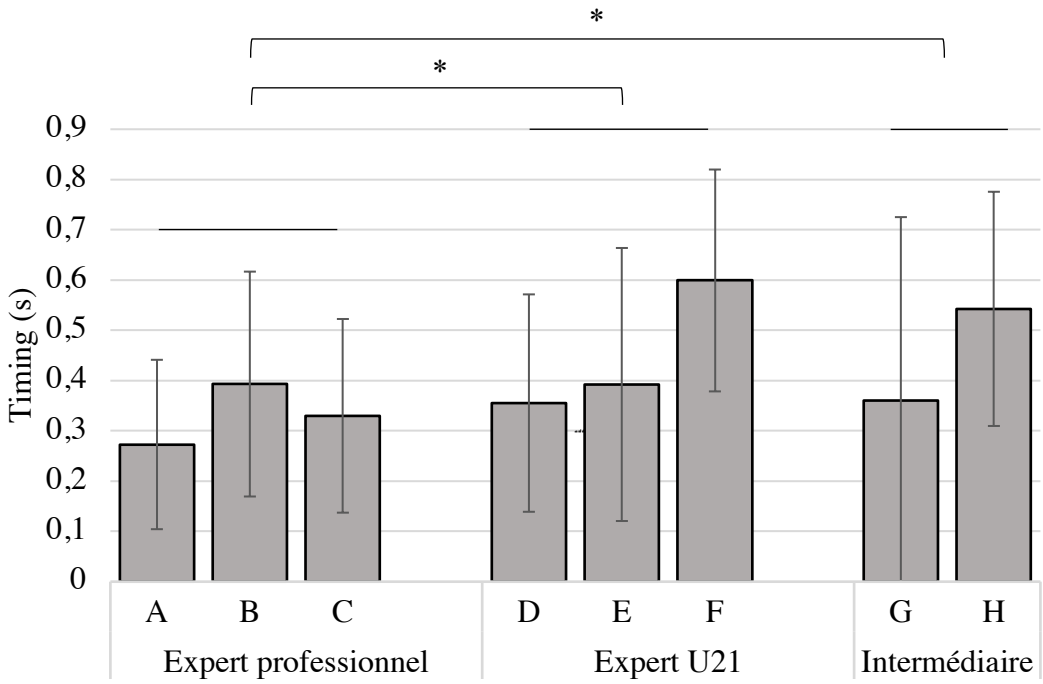


Figure 23. Timing du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. * : $p < 0,05$.

L'ANOVA à deux facteurs n'a pas révélé d'effet significatif Distance, mais une interaction significative entre Niveau d'expertise et Distance ($p < 0,001$). En effet, les comparaisons par paire ont montré qu'au sein du groupe Élite U21, les valeurs de timing étaient significativement plus élevées à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,5$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,5$). *A contrario*, aucune différence significative n'a été constatée entre les différentes distances de lancer dans le groupe Élite professionnel. Enfin, nous observons une augmentation des valeurs de timing entre la Dist. 1 et la Dist. 2 au sein du groupe Intermédiaire ($p < 0,05$) (Figure 24). Dans ce groupe, les valeurs de timing obtenues à la Dist. 3 n'ont pas été incluses à l'analyse. En effet, le timing du lancer ne peut être quantifié que lorsque le ballon impacte la cible. Or, cela ne concerne que 5 lancers au sein du groupe, ce qui semble insuffisant pour comparer les valeurs moyennes avec celles des autres groupes.

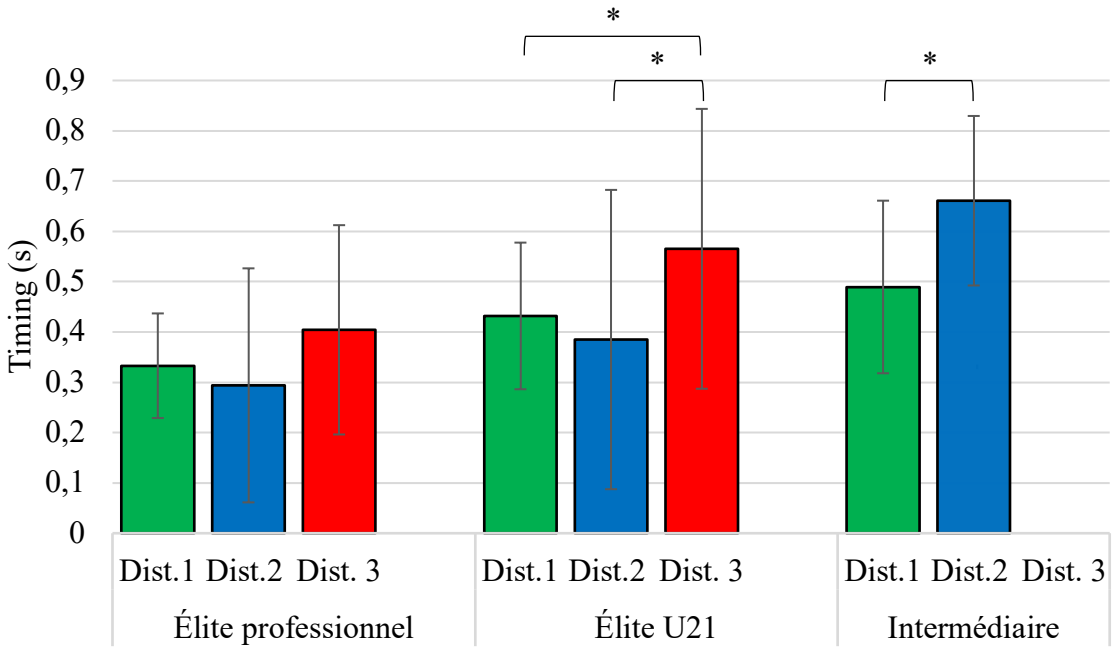


Figure 24. Timing du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist 3 pour les groupes Élite professionnel, Élite U21 et Intermédiaire. * : $p < 0,05$.

2.3.2 Paramètres cinématiques relatifs au ballon

Les paramètres cinématiques relatifs au ballon ont été calculés à partir des marqueurs positionnés sur le ballon. La vitesse d'éjection ainsi que la vitesse de rotation de la balle ont été quantifiées après la libération, sur la première partie de la trajectoire (Figure 25). L'analyse de la cinématique du ballon a révélé un effet principal significatif Distance, tant pour la vitesse d'éjection de la balle ($p < 0,001$) que pour la vitesse de stabilisation en rotation de la balle ($p < 0,001$). Plus précisément, la vitesse d'éjection augmente entre la Dist 1 et la Dist. 2 ($p < 0,001$) ainsi qu'entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0,001$) (Figure 26). De la même manière, les valeurs de vitesse de rotation de la balle sont plus élevées à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,001$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,05$) (Figure 26). Un effet significatif Niveau d'expertise est également apparu, tant pour la vitesse d'éjection de la balle ($p < 0,001$) que pour la vitesse de rotation de la balle ($p < 0,001$). Ces deux paramètres sont plus élevés pour le groupe Élite U21 ($p < 0,05$) que pour les groupes Élite professionnel et Intermédiaire ($p < 0,05$), tandis qu'aucune différence significative n'a été constatée entre les groupes Élite professionnel et Intermédiaire.

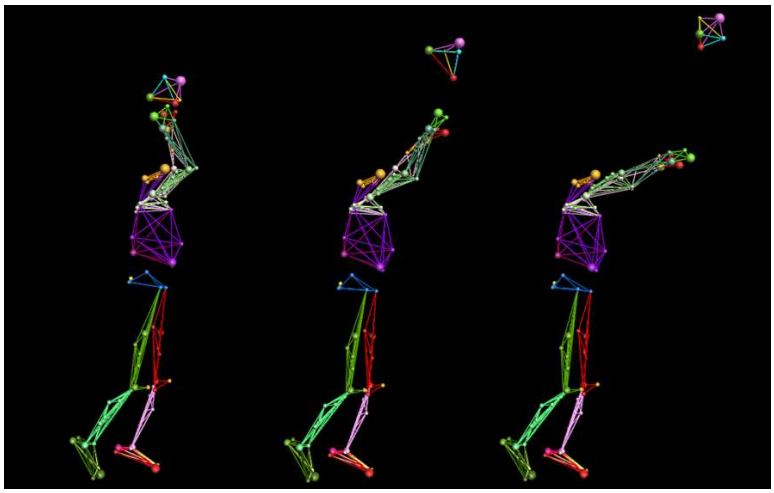


Figure 25. Cinématique du ballon : exemple d'un lancer visualisé dans le logiciel de capture du mouvement.

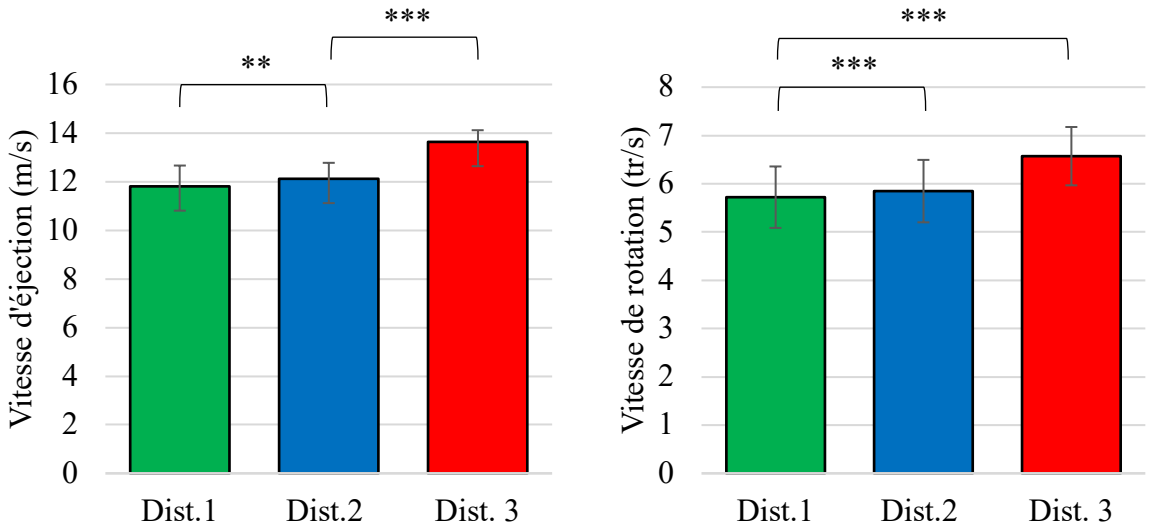


Figure 26. Vitesse d'éjection de la balle (graphe à gauche) et vitesse de rotation de la balle (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. ** : $p < 0{,}01$; *** : $p < 0{,}001$.

2.3.3 Paramètres cinématiques relatifs au lanceur

Chaque lancer a été découpé en deux phases (Figure 4). La phase d'armement commence au début du mouvement du ballon et se termine lorsque celui-ci atteint sa position minimale sur l'axe Y. La phase d'éjection débute à la fin de l'armement et se termine à la libération de la balle (Sayers 2011). La libération de la balle a été identifiée visuellement sur les enregistrements de la caméra optique qui était positionnée sur le côté de la main propulsive du

lanceur. Les données cinématiques ont été calculées lors de chaque phase. Dans cette partie, nous nous intéresserons particulièrement à la phase d'éjection de la balle.

2.3.3.1 Durée de la phase d'éjection

Les valeurs moyennes de durée de la phase d'éjection sont illustrées sur la Figure 27. Un effet principal significatif Niveau d'expertise a été constaté ($p < 0{,}001$). Plus précisément, la durée de la phase d'éjection est en moyenne plus faible pour les joueurs du groupe Élite professionnel que pour les joueurs des groupes Élite U21 ($p < 0{,}001$) et Intermédiaire ($p < 0{,}001$). L'ANOVA à deux facteurs n'a pas révélé d'effet significatif Distance ou d'interaction significative entre Niveau d'expertise et Distance. On remarque cependant d'importantes différences interindividuelles au sein de chaque groupe. Dans le groupe Élite professionnel, la durée de la phase d'éjection est plus élevée pour le lanceur B que pour les lanceurs A ($p < 0{,}001$) et C ($p < 0{,}001$). Dans le groupe Élite U21, la durée de la phase d'éjection est plus élevée pour le lanceur E que pour le lanceur D ($p < 0{,}001$) et plus élevée pour le lanceur D que pour le lanceur F ($p < 0{,}001$). Enfin, dans le groupe Intermédiaire, la durée de la phase d'éjection est plus importante pour le lanceur H que pour le lanceur D ($p < 0{,}001$).

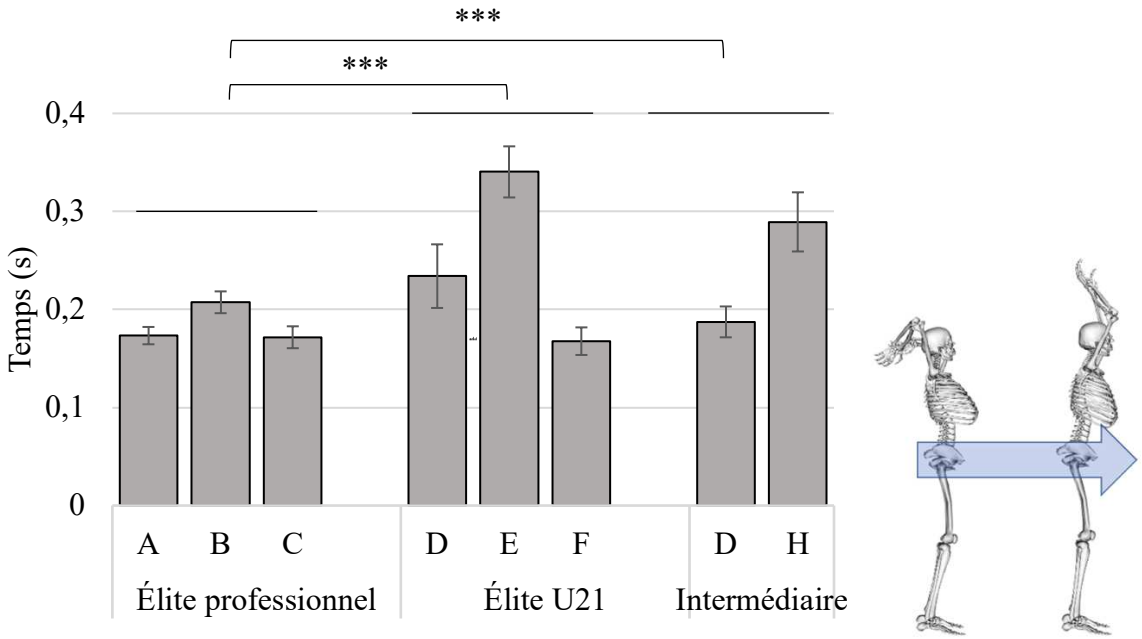


Figure 27. Durée de la phase d'éjection. Comparaison des valeurs moyennes entre les groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues. *** : $p < 0{,}001$.

2.3.3.2 Trajectoire de la main propulsive

La Figure 28 représente la trajectoire de la main propulsive observée lors de la phase d'éjection de la balle sur l'ensemble des lancers du participant B. En vert sont représentés les lancers à la Dist. 1, en bleu les lancers à la Dist. 2 et en rouge les lancers à la Dist. 3. L'amplitude de déplacement lors de la phase d'éjection a été calculée comme la distance entre la position maximale et la position minimale de la main propulsive sur chacun des axes (X, Y et Z). L'ANOVA a révélé un effet principal significatif Distance sur chacun des axes ($p < 0,001$) (Figure 29). Plus précisément, les valeurs d'amplitude de déplacement de la main propulsive sur l'axe X sont plus élevées à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,05$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,05$). De la même manière, l'amplitude de déplacement sur l'axe Y est plus importante à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,01$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,05$). Enfin, sur l'axe Z, les valeurs d'amplitude de déplacement augmentent significativement entre la Dist 1 et la Dist. 2 ($p < 0,001$) ainsi qu'entre la Dist. 2 et la Dist. 3 ($p < 0,001$). Aucun effet significatif Niveau d'expertise n'a été constaté.

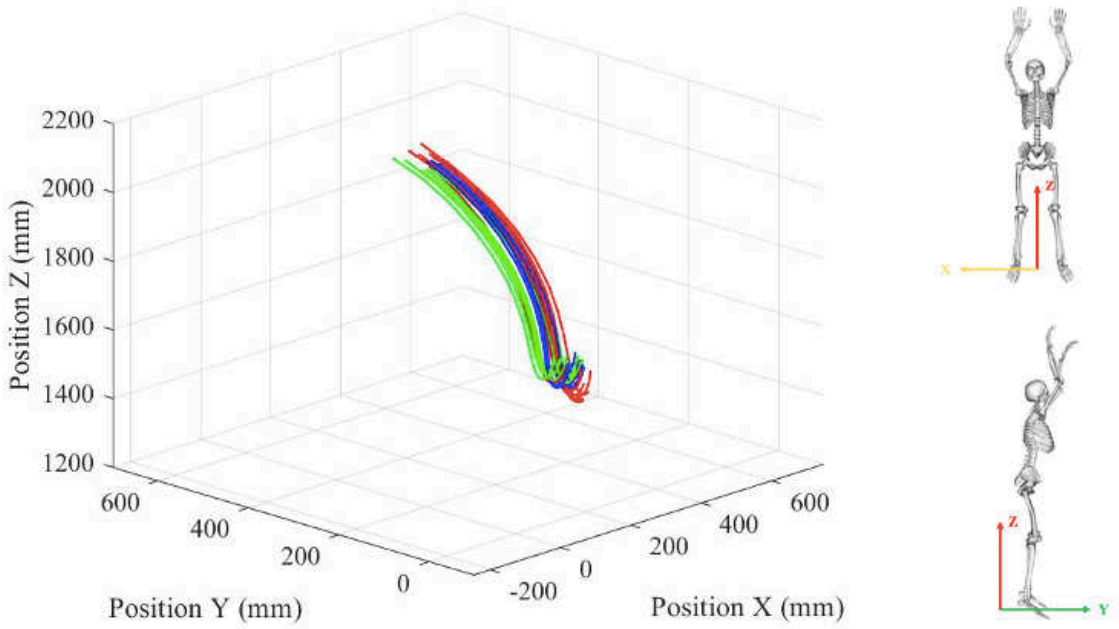


Figure 28. Trajectoire de la main propulsive lors de la phase d'éjection. Exemple des 30 lancers réalisés par le sujet B (en vert les lancers à 6 m, en bleu à 10 m et en rouge à 15 m).

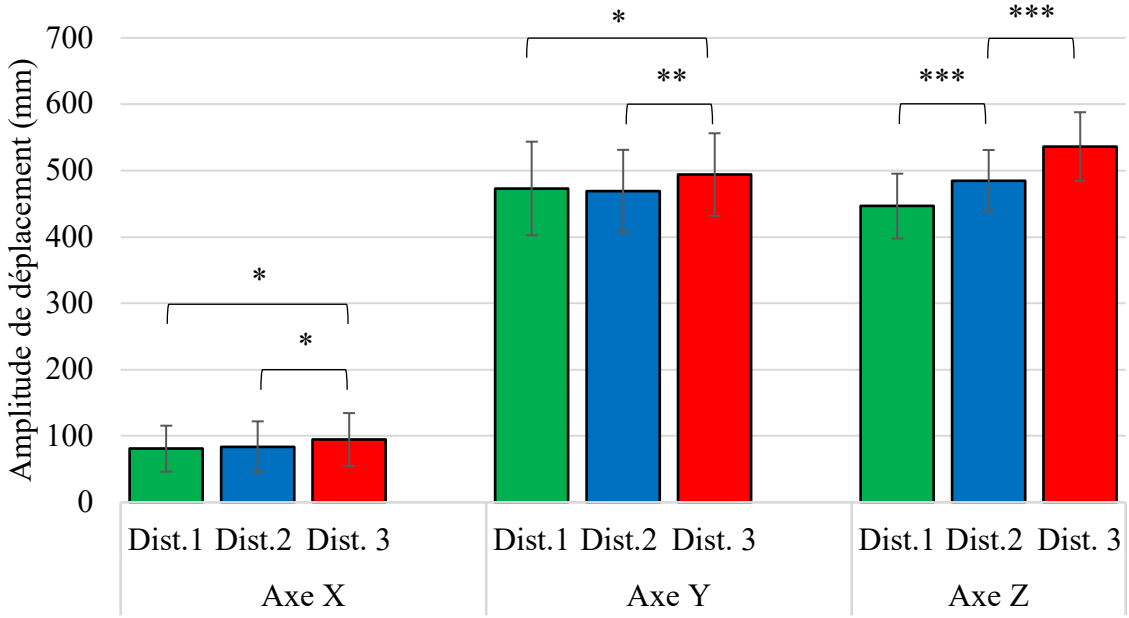


Figure 29. Amplitude de déplacement de la main propulsive lors de la phase d'éjection. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3 sur les axes X, Y et Z, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$.

La position de la main propulsive a également été visualisée sur chaque axe, relativement à la phase d'éjection. La Figure 30 illustre la position de la main propulsive sur l'axe X pour l'ensemble des lancers chez le lanceur A et le lanceur G. Ces exemples ont été spécifiquement sélectionnés car ils correspondent au lanceur le plus précis (A) et au le lanceur le moins précis (G). Il apparaît nettement que les trajectoires sont plus variables pour le lanceur G que pour le lanceur A. Pour caractériser cette variabilité, l'écart-type de la position de la main propulsive a été calculé pour chaque participant, à deux instants clés de la phase d'éjection : fin de l'armement (0 % de la phase d'éjection) et libération de la balle (100 % de la phase d'éjection). Les valeurs d'écart-type sont plus faibles pour le groupe Élite professionnel que pour le groupe Élite U21 et plus faibles pour le groupe Élite U21 que pour le groupe Intermédiaire, que ce soit à la fin de l'armement (Figure 31) ou à la libération de la balle (Figure 32). Ce résultat peut être mis en parallèle avec la précision du lancer, qui était plus élevée pour le groupe Élite professionnel que pour le groupe Élite U21 et plus élevée pour le groupe Élite U21 que pour le groupe Intermédiaire. Afin de visualiser la relation entre variabilité de la position de la main sur l'axe X et précision du lancer, ces deux paramètres sont illustrés sur la Figure 31 (fin de l'armement) et la Figure 32 (libération de la balle).

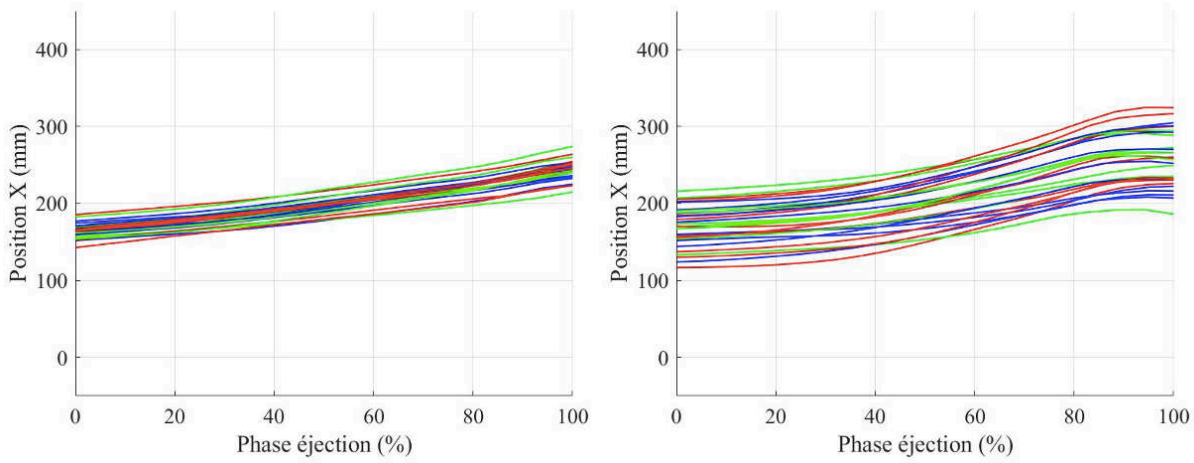


Figure 30. Position de la main propulsive sur l'axe X lors de la phase d'éjection. Illustration de l'ensemble des lancers chez le joueur A (graphe à gauche) et le joueur G (graphe à droite) (en vert les lancers à 6 m, en bleu à 10 m et en rouge à 15 m).

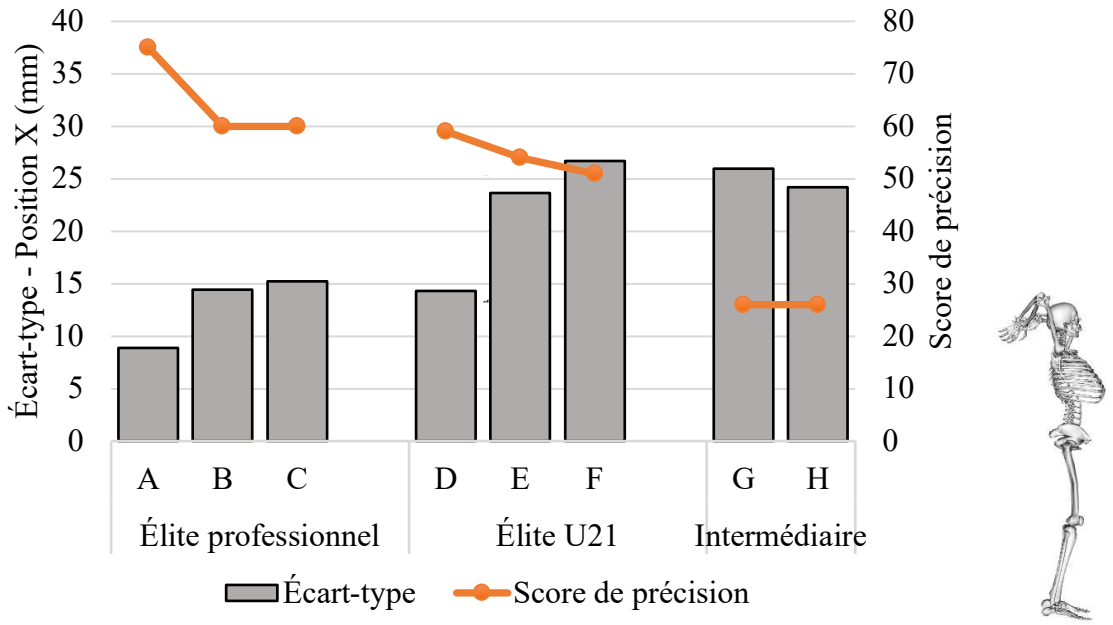


Figure 31. Variabilité de la position (X) de la main propulsive à la fin de l'armement et score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues.

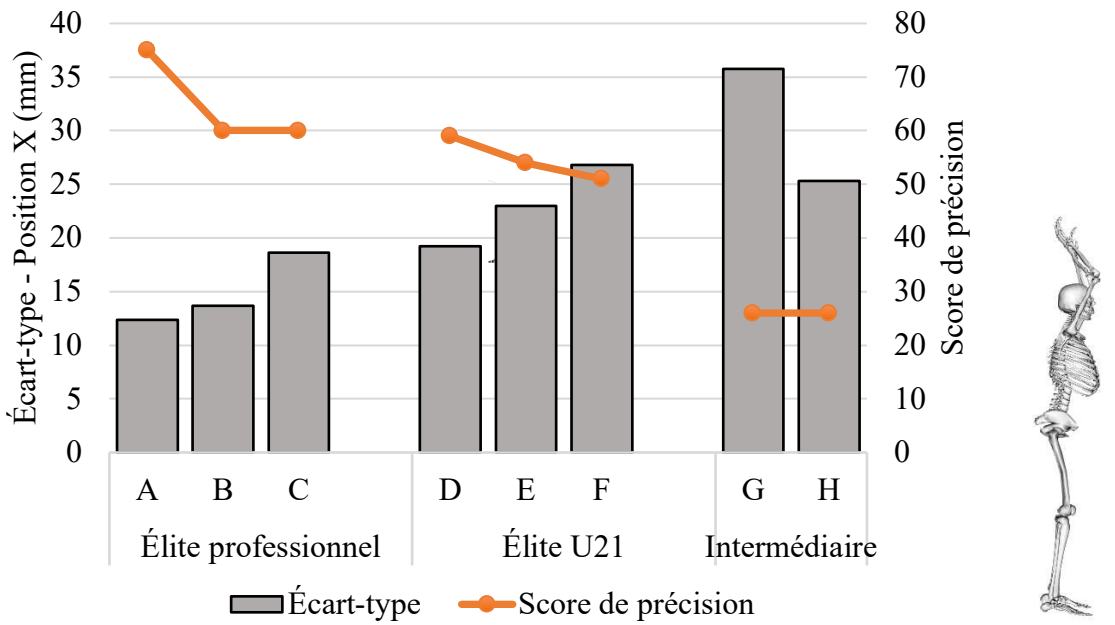


Figure 32. Variabilité de la position (X) de la main propulsive à la libération de la balle et score de précision. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues.

2.3.3.3 Cinématique articulaire

Les valeurs tridimensionnelles des angles articulaires ont été quantifiées tout au long de la phase d'éjection de la balle. Pour chaque degré de liberté considéré, l'amplitude articulaire a été calculée comme la différence entre la valeur d'angle maximale et la valeur d'angle minimale. Dans cette section, nous nous sommes particulièrement intéressés aux degrés de liberté suivants : cheville (flexion dorsale/flexion plantaire), genou (flexion/extension), hanche (flexion/extension, rotation interne/externe), lombaires (flexion/extension), épaule (flexion/extension, rotation interne/externe), coude (flexion/extension, prono-supination) et poignet (flexion/extension).

Membres inférieurs – Lombaires

La Figure 33 illustre pour chaque participant, les valeurs moyennes d'amplitude articulaire correspondant aux degrés de liberté des membres inférieurs (côté droit et côté gauche) et des lombaires. En moyenne, les valeurs d'amplitude les plus élevées concernent la flexion/extension de cheville et la flexion/extension lombaire. Une amplitude relativement plus

faible est observée pour la flexion/extension de genou et la flexion/extension de hanche tandis que l'amplitude de la rotation interne/externe de hanche reste négligeable. Aucun effet principal significatif Niveau d'expertise n'est apparu. Cependant, de nombreuses différences interindividuelles ont été constatées pour chaque degré de liberté ($p < 0,05$), indépendamment du niveau d'expertise des participants. Enfin, de faibles différences semblent apparaître entre le côté droit et le côté gauche pour chaque degré de liberté et pour chaque participant.

L'ANOVA à deux facteurs a révélé un effet principal significatif Distance pour chacun des degrés de liberté (Figure 34). Plus précisément, les valeurs d'amplitude articulaire augmentent avec la distance pour la cheville - flexion plantaire/flexion dorsale ($p < 0,001$), le genou - flexion/extension ($p < 0,001$), la hanche - flexion/extension ($p < 0,001$) et rotation interne/externe ($p < 0,001$) ainsi que les lombaires - flexion/extension ($p < 0,01$).

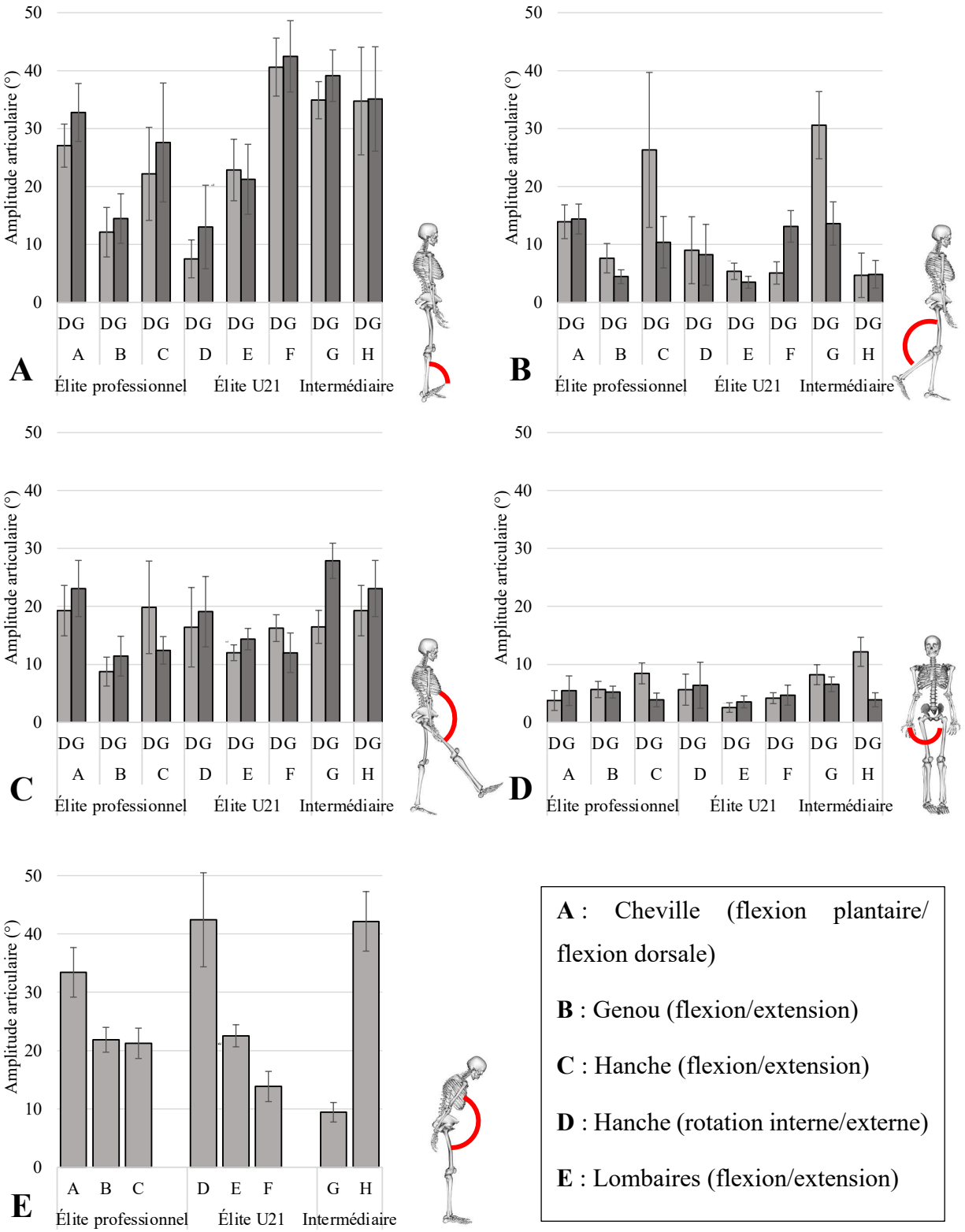


Figure 33. Amplitude articulaire des membres inférieurs et lombaires (côté droit = D ; côté gauche = G). Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues.

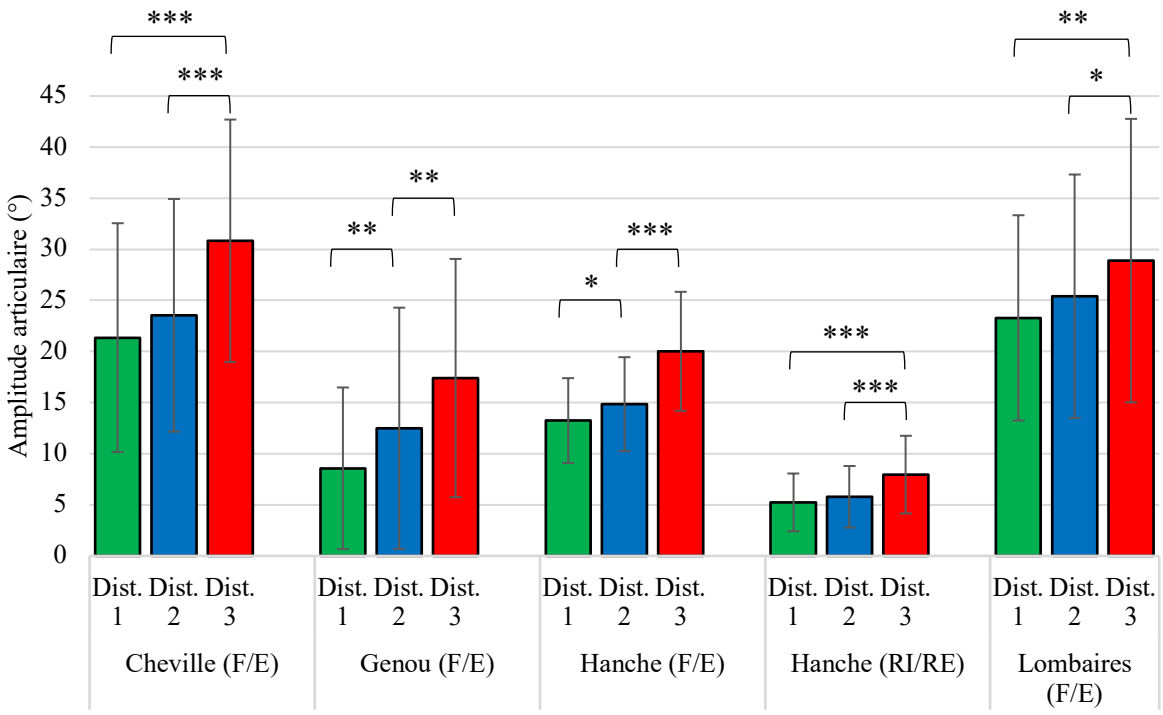


Figure 34. Amplitude articulaire des membres inférieurs et lombaires. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$.

Membres supérieurs

La Figure 35 illustre pour chaque participant, les valeurs moyennes d'amplitude articulaire correspondant aux degrés de liberté des membres supérieurs (côté droit = main propulsive et côté gauche). La flexion/extension du coude est caractérisée par une amplitude articulaire nettement supérieure aux autres degrés de liberté. Nous pouvons également remarquer qu'en moyenne, l'amplitude de la flexion/extension du poignet et de la prono-supination du coude est plus importante que celle de la flexion/extension de l'épaule et de la rotation interne/externe de l'épaule. L'ANOVA n'a pas révélé d'effet principal significatif Niveau d'expertise. Cependant, de nombreuses différences interindividuelles ont également été constatées pour les membres supérieurs ($p < 0,05$), indépendamment du niveau d'expertise des participants. Par ailleurs, des différences notables ont été remarquées entre le côté droit et le côté gauche, pour chaque degré de liberté et pour chaque participant. Ces différences semblent davantage marquées pour les articulations les plus distales : prono-supination du coude et flexion/extension du poignet.

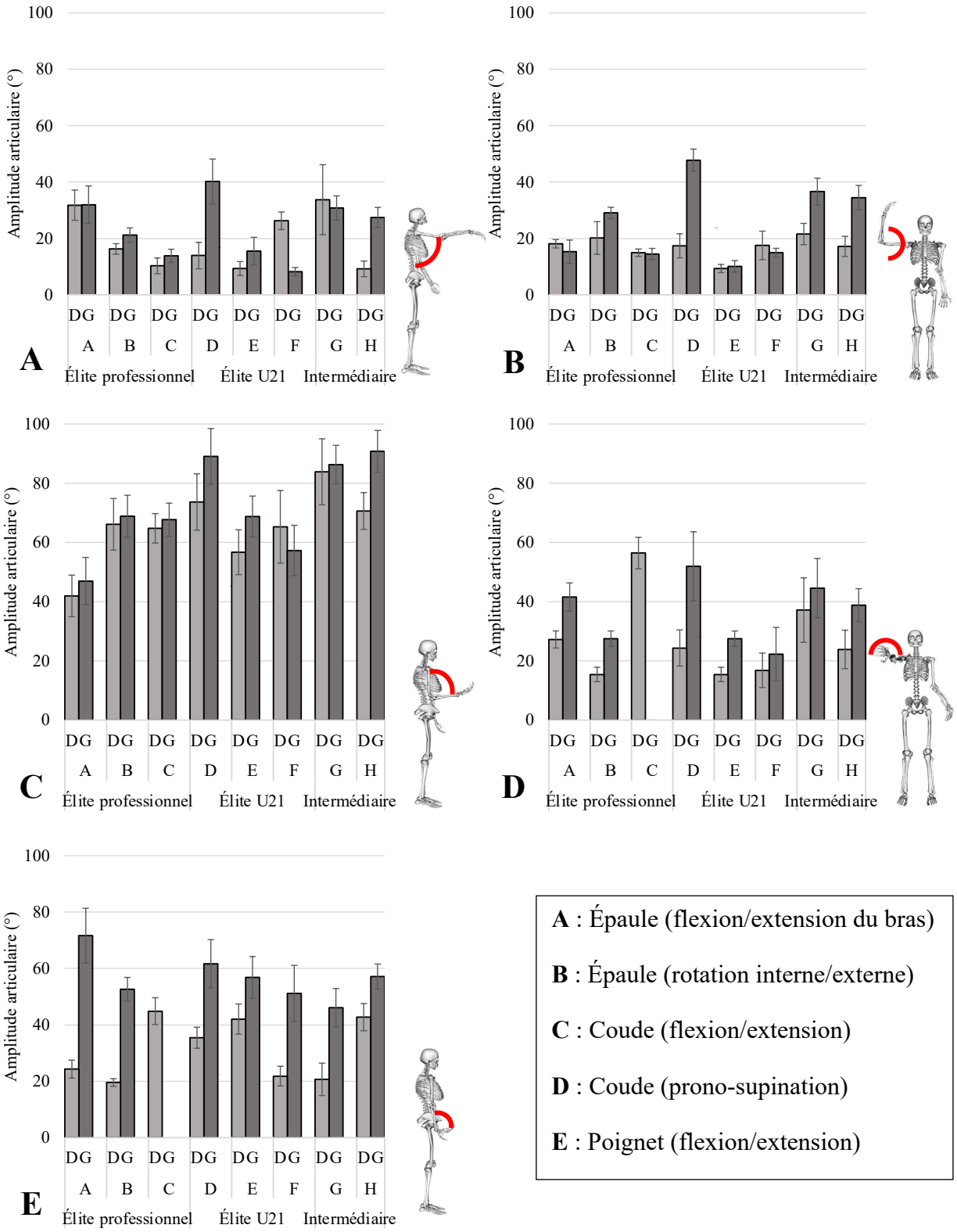


Figure 35. Amplitude articulaire des membres supérieurs (côté droit = D ; côté gauche = G). Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues.

Un effet principal significatif Distance a été constaté pour les degrés de liberté suivant : coude - flexion/extension ($p < 0,05$) et prono-supination ($p < 0,001$) (Figure 36). En effet, l'amplitude articulaire de la flexion/extension du coude augmente significativement entre la Dist. 1 et la Dist. 2 ($p < 0,05$) tandis que l'amplitude de la prono-supination est plus importante à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,01$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,001$).

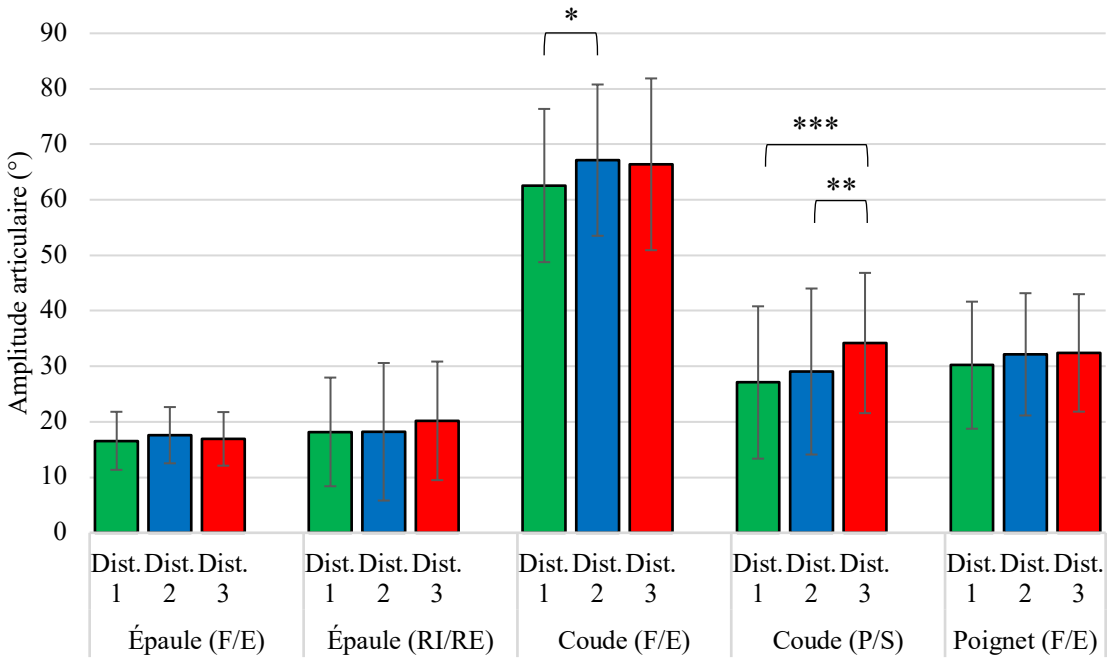


Figure 36. Amplitude articulaire des membres supérieurs. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$.

Afin d'identifier les degrés de liberté qui sont le plus impactés par la distance de lancer, la Figure 37 illustre les variations d'amplitude articulaire calculées entre la Dist. 3 et la Dist. 1, pour chaque degré de liberté (membres inférieurs et membres supérieurs). On remarque que les variations les plus élevées concernent les degrés de liberté des membres inférieurs : genou (flexion/extension), hanche (rotation interne/externe et flexion/extension) et cheville (flexion plantaire/flexion dorsale). Concernant les membres supérieurs, seul le coude (prono-supination) est considérablement impacté par l'augmentation de la distance de lancer, tout comme les lombaires (flexion/extension). Enfin, les autres degrés de liberté relatifs aux membres supérieurs - épaule (rotation interne/externe, flexion/extension), coude (flexion/extension) et poignet (flexion/extension) - restent relativement plus stables entre la Dist. 1 et la Dist. 3.

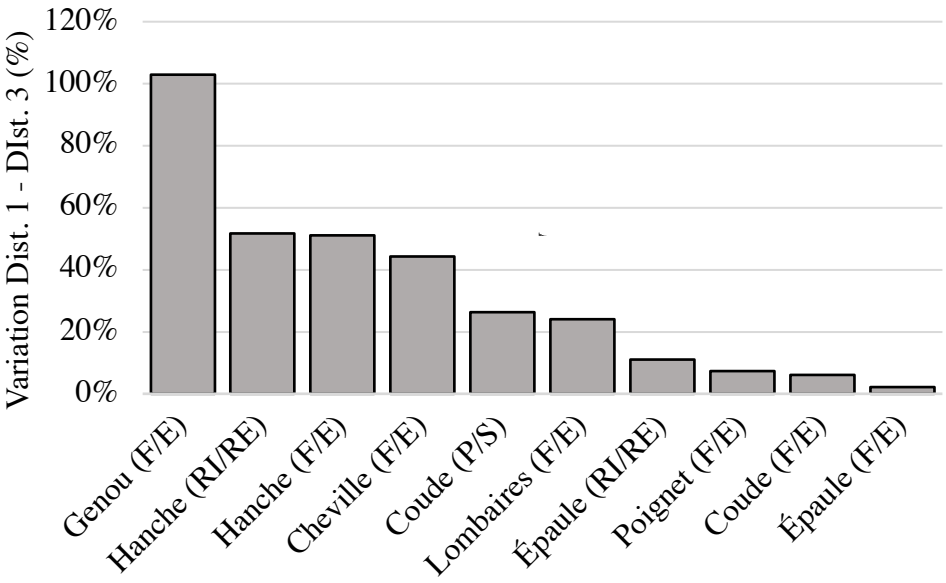
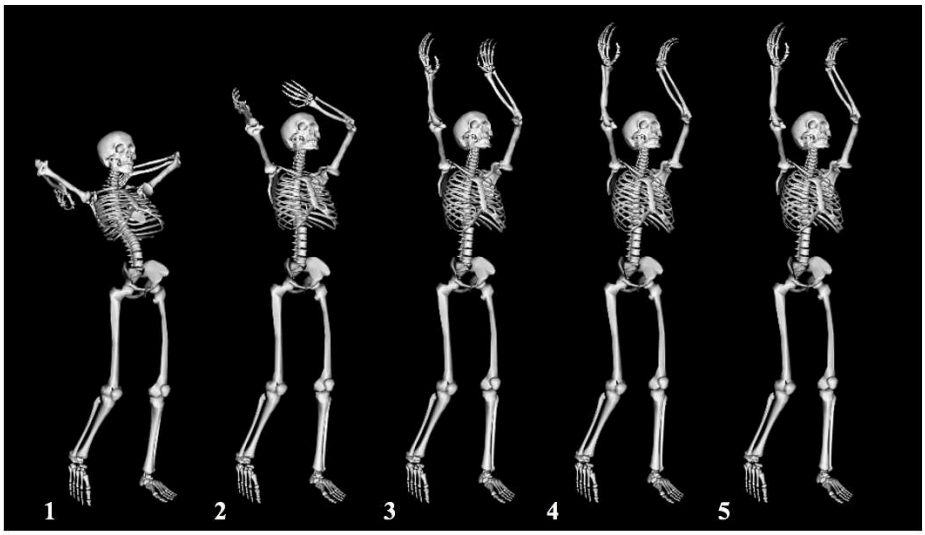


Figure 37. Amplitude articulaire : variation entre la Dist. 1 et la Dist.3. Comparaison entre les différents degrés de liberté considérés.

2.3.3.4 Séquence cinématique

L'analyse de la séquence cinématique a été réalisée d'après les travaux de Scarborough et al. 2020, menés dans le baseball. La vitesse angulaire du pelvis, du thorax, du bras, de l'avant-bras et de la main a été calculée, relativement au système de coordonnées du dispositif de capture du mouvement. Pour chaque segment, la norme de la vitesse angulaire a été définie et rapportée en degrés/s. Les segments des membres supérieurs (bras, avant-bras et main) concernent le côté propulsif. Dans cette étude, la séquence cinématique de chaque participant a été définie comme l'ordre d'apparition des vitesses angulaires maximales des 5 segments au cours de la phase d'éjection. L'instant où le segment atteint ce pic de vitesse est exprimé en % de la phase d'éjection. La Figure 38 illustre la séquence cinématique observée lors d'un lancer réalisé par le lanceur D. Cet exemple a spécifiquement été sélectionné car la séquence cinématique suit la stratégie théoriquement optimale : du proximal vers le distal (1 = Pelvis ; 2 = Thorax ; 3 = Bras ; 4 = Avant-bras ; 5 = Main).



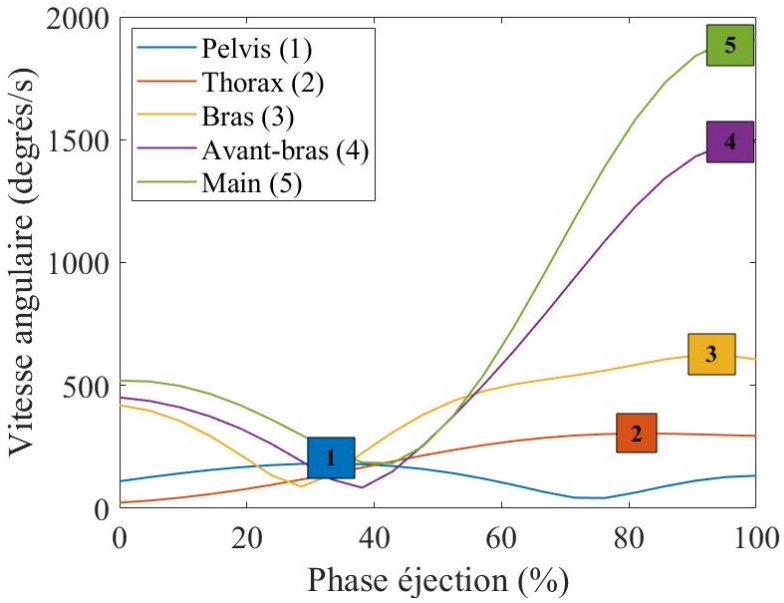


Figure 38. Représentation du modèle ostéo-articulaire à l'instant des pics de vitesse de chaque segment et données de vitesse angulaire pour chaque segment au cours de la phase d'éjection. Les numéros représentent la séquence cinématique observée lors d'un lancer effectué par le participant D.

Le Tableau 3 décrit les instants d'apparition des pics de vitesse de chaque segment observés en moyenne pour chaque participant. Dans un premier temps, on remarque que la stratégie de la séquence cinématique du proximal vers le distal (1 = Pelvis ; 2 = Thorax ; 3 = Bras ; 4 = Avant-bras et 5 = Main) n'est retrouvée que pour les participants C et D. Tous les autres participants adoptent une séquence cinématique spécifique :

- Lanceur A : 1 = Thorax ; 2 = Bras ; 3 = Avant-bras ; 4 = Main : 5 = Pelvis.
- Lanceur B : 1 = Pelvis ; 2 = Main : 3 = Avant-bras ; 4 = Thorax ; 5 = Bras.

- Lanceur E : 1 = Thorax ; 2 = Pelvis ; 3/4/5 = Bras/Avant-bras/Main.
- Lanceur F : 1 = Pelvis ; 2 = Thorax ; 3 = Avant-bras ; 4 = Main ; 5 = Bras.
- Lanceur G : 1 = Pelvis ; 2 = Main ; 3 = Avant-bras ; 4 = Bras ; 5 = Thorax.
- Lanceur H : 1 = Pelvis ; 2 = Avant-bras ; 3 = Thorax ; 4 = Main ; 5 = Bras.

Un élément reste cependant commun pour l'ensemble des lanceurs. En effet, le segment qui atteint sa vitesse angulaire maximale en premier concerne systématiquement un des deux segments les plus proximaux. Plus précisément, le pelvis apparaît en premier pour les lanceurs B, C, D, F, G et H, tandis que le thorax apparaît en premier pour les lanceurs A et E. De la même manière, les segments relatifs aux membres supérieurs sont tous caractérisés par un pic de vitesse qui apparaît après 84 % de la phase d'éjection.

Participants	Pelvis	Thorax	Bras	Avant-bras	Main
A	98 %	38 %	90 %	97 %	97 %
B	82 %	97 %	99 %	95 %	94 %
C	48 %	80 %	97 %	99 %	100 %
D	66 %	82 %	97 %	99 %	99 %
E	99 %	77 %	100 %	100 %	100 %
F	25 %	91 %	97 %	95 %	95 %
G	30 %	95 %	94 %	85 %	84 %
H	63 %	92 %	99 %	89 %	97 %

Tableau 3. Séquence cinématique : instant d'apparition moyen du pic de vitesse pour chaque segment et pour chaque lanceur. Les données sont exprimées en pourcentage de la phase d'éjection.

Les comparaisons selon le niveau d'expertise et la distance de lancer ont été effectuées pour l'apparition du pic de vitesse de chaque segment. L'ANOVA à deux facteurs n'a pas révélé d'effet principal significatif Niveau d'expertise. Cependant, de nombreuses différences interindividuelles sont apparues pour chaque segment (Figure 39). Ces spécificités sont davantage marquées pour les segments les plus proximaux. En effet, on remarque par exemple que la vitesse angulaire maximale du pelvis intervient à 25 % de la phase d'éjection pour le lanceur F et à 98 % de la phase d'éjection pour le lanceur A. De la même manière, le pic de vitesse du thorax intervient à 38 % de la phase d'éjection pour le lanceur A et à 97 % de la

phase d'éjection pour le lanceur B. En ce qui concerne les segments des membres supérieurs, les différences interindividuelles sont nettement moins marquées. Par exemple, l'instant où le bras atteint son pic de vitesse est au plus tôt à 90 % de la phase de d'éjection pour le participant A et au plus tard à 99 % de la phase d'éjection pour les participants B et H. Ce constat est également retrouvé pour l'avant-bras et la main.

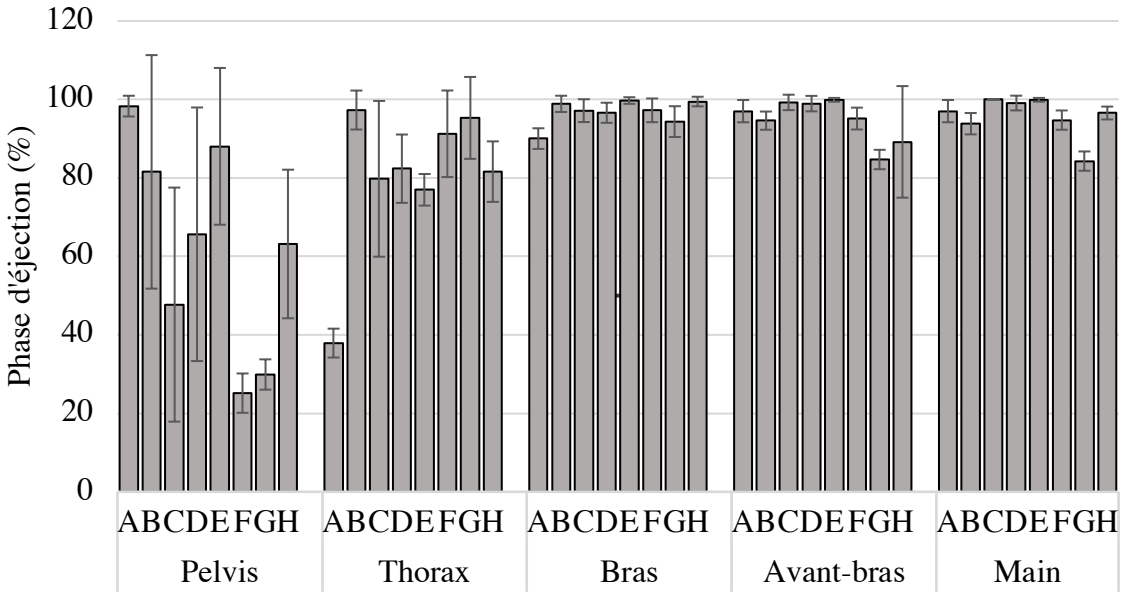


Figure 39. Séquence cinématique : instant d'apparition du pic de vitesse pour chaque segment et pour chaque lanceur. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H), toutes distances confondues.

Un effet principal significatif Distance a été constaté pour le pelvis ($p < 0,001$) et le thorax ($p < 0,05$) mais pas pour les autres segments. En effet, le pic de vitesse du pelvis intervient plus tôt à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,001$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,05$). Concernant le thorax, l'instant d'apparition du pic de vitesse est plus élevé à la Dist. 3 qu'à la Dist. 2 ($p < 0,01$) et qu'à la Dist. 1 ($p < 0,001$) (Figure 40).

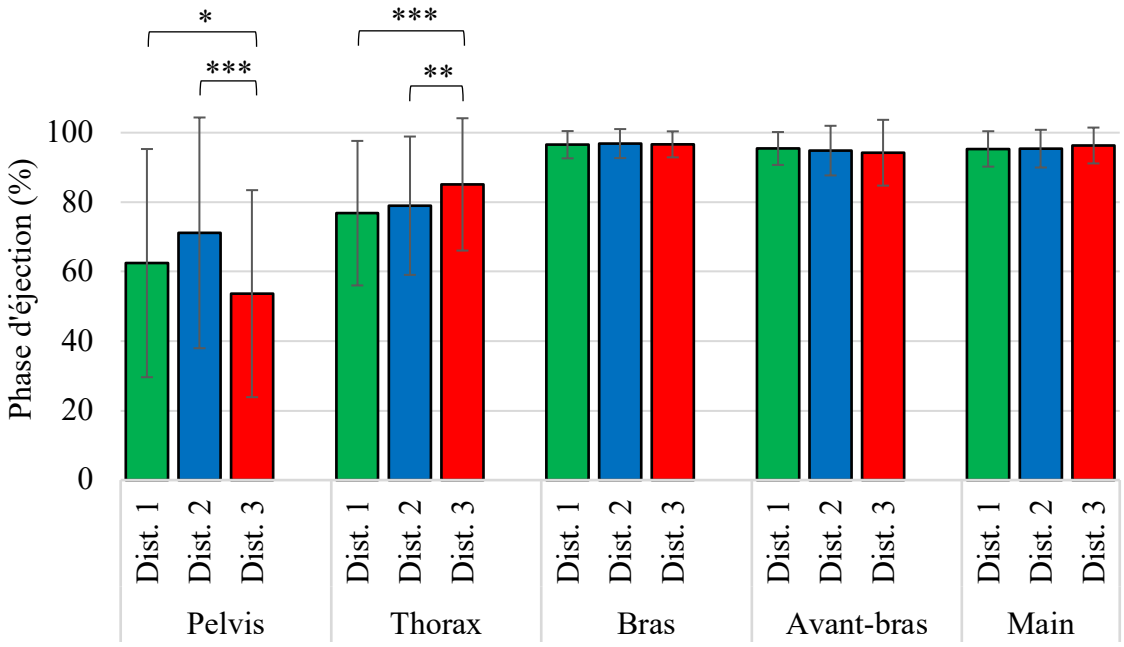


Figure 40. Séquence cinématique : instant d'apparition du pic de vitesse pour chaque segment. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3, tous groupes confondus. * : $p < 0,05$; ** : $p < 0,01$; *** : $p < 0,001$.

2.3.4 Paramètres de GRF

2.3.4.1 Pic de GRF

La Figure 41 représente la visualisation du logiciel de capture du mouvement ainsi que le signal de GRF total recueilli lors d'un lancer du participant A. La flèche verticale rouge illustre en temps réel, le vecteur de forces combinées pour les deux plateformes de force. Les différentes étapes du lancer en touche sont illustrées ici : position initiale (Figure 41 - I), fin de l'armement (Figure 41 - II), et libération de la balle (Figure 41 – III). Pour chaque composante (X, Y et Z), le pic de GRF a été calculé comme la valeur maximale du profil GRF total.

Aucun effet principal significatif Niveau d'expertise n'a été constaté. Cependant, nous avons observé de nombreuses différences interindividuelles sur chacun des axes ($p < 0,05$), indépendamment du niveau d'expertise des lanceurs (Figure 42). L'ANOVA à deux facteurs a révélé un effet principal significatif Distance pour chaque composante ($p < 0,001$). En effet, les valeurs moyennes de pics de GRF augmentent significativement avec la distance de lancer sur les axes X ($p < 0,001$), Y ($p < 0,001$) et Z ($p < 0,001$) (Figure 43).

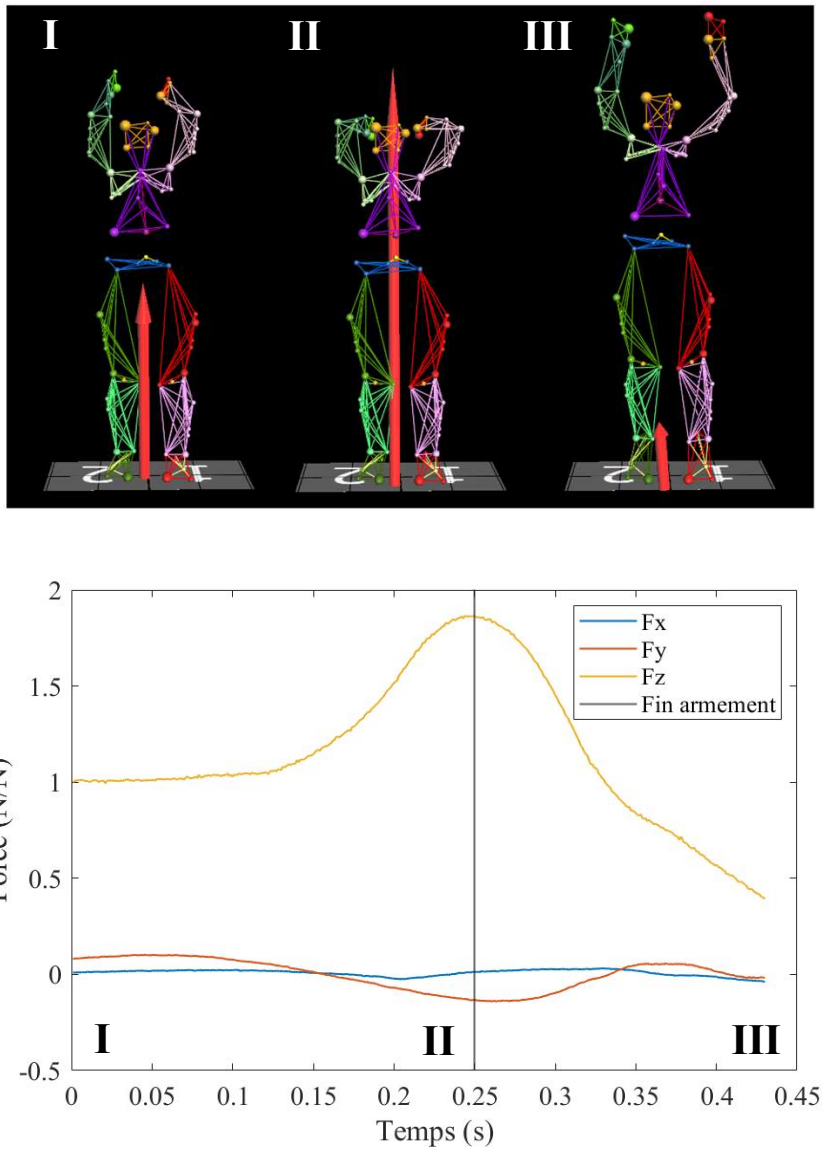


Figure 41. GRF. Visualisation du logiciel de capture du mouvement et signal de GRF total (normalisé par le poids) recueilli lors d'un lancer du participant A. La flèche rouge représente le vecteur de force en temps réel. **I** : position initiale ; **II** : fin de l'armement ; **III** : libération de la balle.

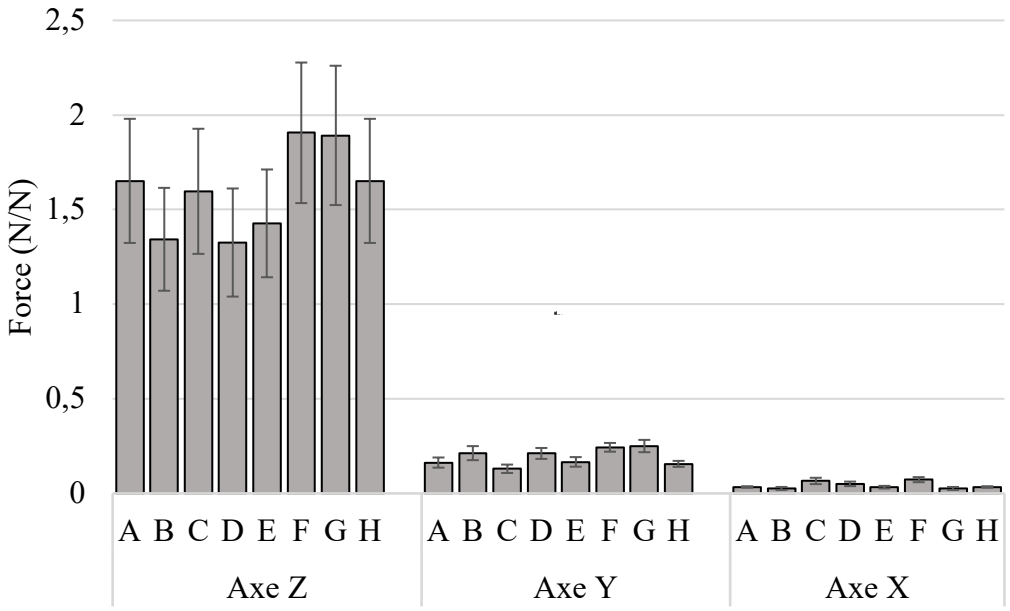


Figure 42. Pic de GRF. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H) sur les axes X, Y et Z, toutes distances confondues.

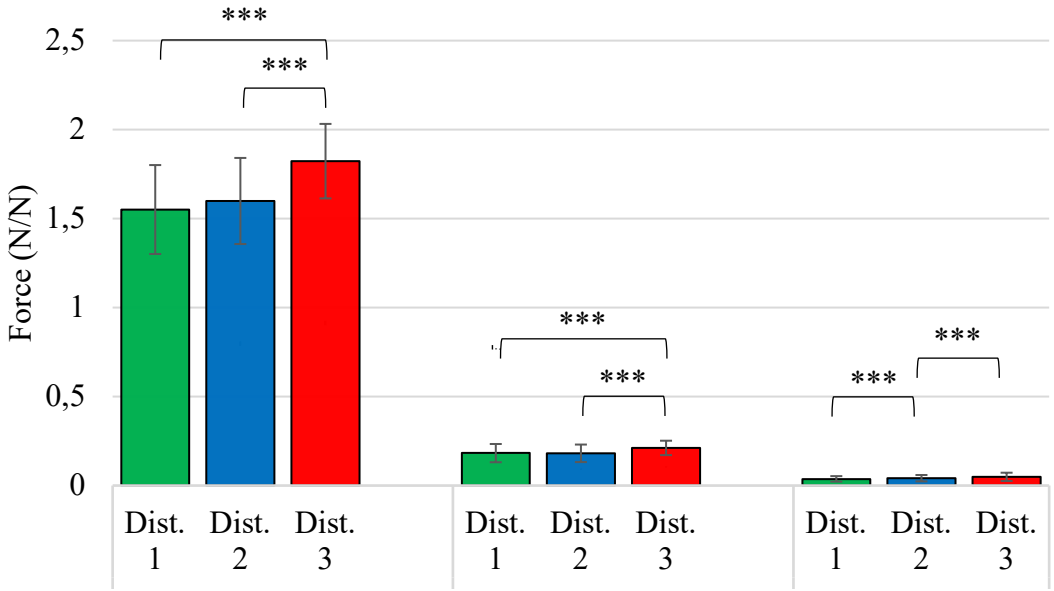


Figure 43. Pic de GRF. Comparaison des valeurs moyennes entre les Dist. 1, Dist. 2 et Dist. 3 sur les axes X, Y et Z, tous groupes confondus. *** : $p < 0{,}001$.

2.3.4.2 Ratio pied droit/pied gauche

Afin d'évaluer le déséquilibre des GRF entre le pied gauche et le pied droit, nous avons calculé un ratio entre les pics de GRF recueillis sous chaque pied. Pour avoir une évaluation globale de l'asymétrie de chaque lanceur, ce ratio a été calculé en utilisant la norme des GRF pour le pied gauche et pour le pied droit. Les valeurs moyennes du ratio pied droit/pied gauche sont illustrées sur la Figure 44. Les valeurs supérieures à 1 indiquent qu'en moyenne, les pics de GRF sont plus élevés pour le côté droit que pour le côté gauche, et inversement. On remarque que les lanceurs A, E et H sont caractérisés par une propulsion davantage marquée par le côté droit tandis que les lanceurs C, D et F ont une propulsion davantage marquée par le côté gauche. Enfin, les participants B et G ont une propulsion qui paraît équilibrée. Le niveau d'expertise des participants ne semble donc pas influencer ce paramètre ($p > 0,05$), même si plusieurs différences interindividuelles sont notables ($p < 0,05$).

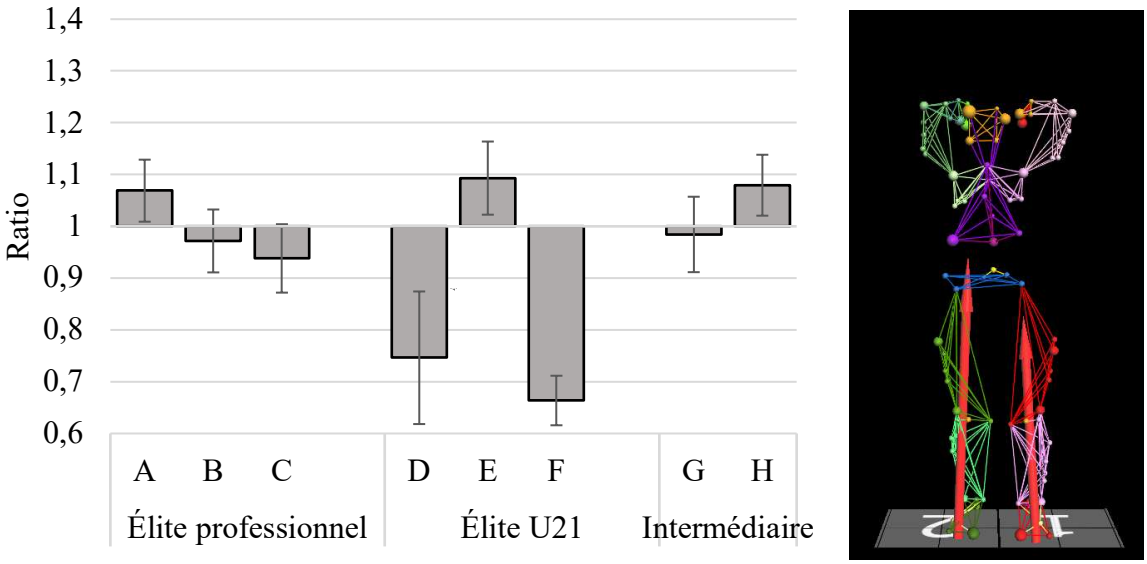


Figure 44. Ratio pied droit/pied gauche. Comparaison des valeurs moyennes entre les participants des groupes Élite professionnel (A, B et C), Élite U21 (D, E et F) et Intermédiaire (G et H).

Un effet significatif Distance a également été remarqué ($p < 0,05$). Celui-ci concerne spécifiquement les participants A ($p < 0,001$), B ($p < 0,05$), D ($p < 0,05$), F ($p < 0,001$) et G ($p < 0,05$). Le ratio pied droit/pied gauche a tendance à être amplifié avec la distance de lancer pour les lanceurs A et F alors qu'il a tendance à être réduit pour les lanceurs B, D et G.

2.3.5 Influence d'un échauffement perceptivo-cognitif

L'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif sur la performance du lancer a été évaluée sur les deux critères de performance : précision et timing. Concernant la précision du lancer, aucune différence significative n'a été constatée sur l'ensemble des lancers. Cependant, nous avons remarqué que la précision du lancer à la Dist. 1 était significativement supérieure lors de la session échauffement « NeuroTracker » que lors de la session « Contrôle » ($p < 0,05$) (Figure 45). Par ailleurs, aucune différence significative n'a été constatée concernant le timing du lancer, que ce soit sur l'ensemble des lancers ou sur chaque distance.

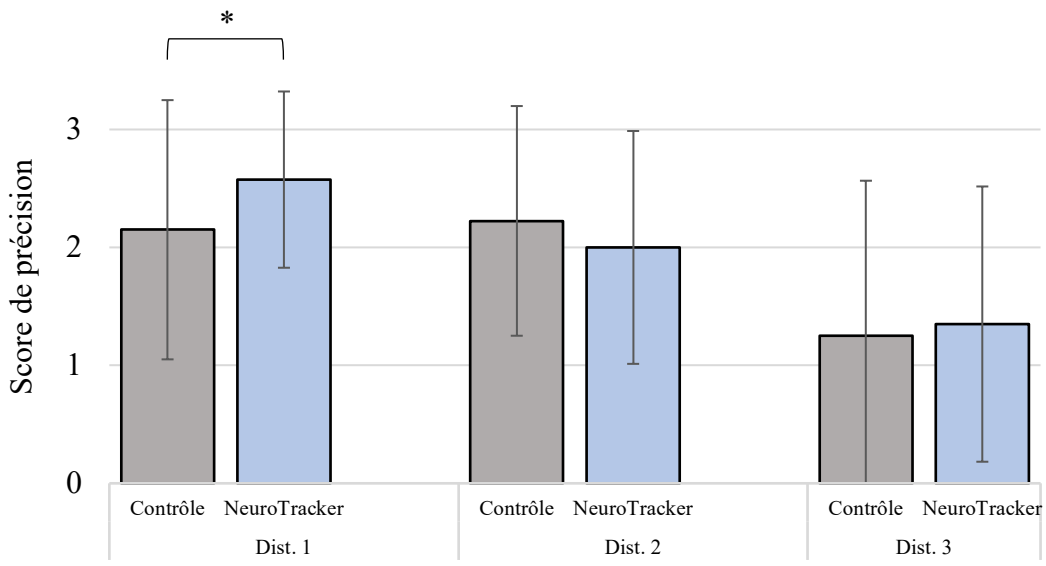


Figure 45. Précision du lancer. Comparaison des valeurs moyennes entre les sessions « Contrôle » et « NeuroTracker » sur chaque distance de lancer. * : $p < 0,05$.

2.4 Discussion

2.4.1 Paramètres de performance

La présente étude a analysé la cinématique 3D de la performance du lancer en touche chez des joueurs de rugby issus de différents niveaux d'expertise. La performance du lancer a été évaluée à travers deux facteurs : la précision et le timing du lancer.

L'analyse des scores de précision a montré un effet principal significatif Niveau d'expertise, vérifiant l'hypothèse d'une précision associée au niveau de chaque participant. En effet, les lanceurs du groupe Élite professionnel sont les plus précis, suivi de ceux du groupe Élite U21,

puis de ceux du groupe Intermédiaire. Par ailleurs, la précision du lancer ne se dégrade pas de la même manière pour chaque groupe. Les joueurs du groupe Élite professionnel maintiennent un niveau élevé de précision en début (6 m) et milieu d'alignement (10 m) mais sont moins précis en fond d'alignement (15 m), tandis que la précision des joueurs du groupe Élite U21 commence à décroitre dès la Dist. 2 (diminution non significative). Enfin, la précision des joueurs du groupe Intermédiaire se dégrade significativement dès le milieu d'alignement. Ces résultats nous confirment bien que la précision du lancer est un paramètre étroitement lié au niveau d'expertise des joueurs, qui se traduit à la fois sur le niveau global, mais également sur son évolution lorsque la distance de lancer augmente.

Le paramètre de timing du lancer a été introduit dans l'étude 1, illustrant son intérêt dans l'analyse de la performance du lancer. Dans cette étude, les résultats montrent que le timing du lancer est également lié au niveau d'expertise des participants. En effet, les valeurs de timing sont plus faibles pour les joueurs du groupe Élite professionnel que pour les joueurs des groupes Élite U21 et Intermédiaire. Nous rappelons que l'augmentation des valeurs de timing est associée à une dégradation de la performance du lancer, car cela offre plus de temps et d'opportunités à l'adversaire d'intercepter le ballon. Le timing du lancer est lié à la capacité qu'ont les joueurs d'anticiper l'ascension de la cible, de traiter les informations visuelles dans un temps restreint afin de projeter la balle à un instant précis. Nous pouvons donc penser que les joueurs du groupe Élite professionnel disposent de capacités perceptives et cognitives plus élevées que les joueurs des groupes de niveaux inférieurs. Cette hypothèse est soutenue par l'étude de Faubert 2013, qui a souligné les capacités supérieures des athlètes professionnels dans le traitement des scènes visuelles dynamiques. Il a notamment montré sur une tâche de 3D-MOT, que les athlètes professionnels disposaient de niveaux de base plus élevées et de courbes d'apprentissage plus rapides que les athlètes de niveaux inférieurs. Ce résultat renforce notre hypothèse selon laquelle l'intégration d'un entraînement perceptif et cognitif pour améliorer la performance du lancer constitue une stratégie intéressante. De plus, le timing n'est pas impacté par la distance de lancer de la même manière au sein des groupes. En effet, nous avons observé une détérioration du timing du lancer à la Dist. 3 pour le groupe Élite U21 et à la Dist. 2 pour le groupe Intermédiaire. *A contrario*, la performance du timing reste stable pour le groupe Élite professionnel, quelle que soit la distance de lancer.

Ensemble, la précision et le timing ont permis de caractériser la performance du lancer en touche de joueurs issus de différents niveaux de pratique. Des données objectives ont été fournies pour chaque niveau, illustrant comment ces paramètres se détériorent avec la distance

de lancer. Ces résultats offrent d'importantes informations au staff sportif pour identifier les marges de progression entre les différents niveaux et concevoir des programmes d'entraînement en conséquence.

2.4.2 Paramètres cinématiques relatifs au ballon

La cinématique du ballon a été évaluée à travers deux critères : la vitesse d'éjection et la vitesse de rotation. L'augmentation de ces deux paramètres était attendue, car nécessaire pour lancer sur de plus longues distances. De manière surprenante, la vitesse d'éjection de la balle et la vitesse de rotation de la balle sont plus élevées pour le groupe Élite U21 que pour les groupes Élite professionnel et Intermédiaire alors qu'aucune différence significative n'a été constatée entre les groupes Élite professionnel et Intermédiaire. Par ailleurs, aucune corrélation n'a été remarquée entre la cinématique du ballon et la performance du lancer. Ces résultats sont quelque peu contradictoires avec les études relatives aux autres activités de lancer, comme le baseball (Stodden et al. 2001) ou le cricket (Spratford et al. 2018) où la vitesse d'éjection et la vitesse de rotation sont directement liées à la performance des athlètes. Cependant, ces activités sportives sont relativement éloignées de la tâche du lancer en touche en rugby. Le lancer du quaterback en football américain peut faire l'objet de comparaison, car il est caractérisé par un ballon ovale qui tourne autour de son axe longitudinal. L'étude menée par Linthorne and Thomas 2016 montre que la vitesse de rotation de la balle est un paramètre déterminant pour augmenter la distance des lancers, et ce avec une vitesse d'éjection similaire. Par ailleurs, il s'agit également d'un élément favorisant la stabilité de la trajectoire et donc la précision du lancer (*c.f.* étude 1). Des travaux supplémentaires sont nécessaires pour identifier l'influence de la cinématique du ballon (notamment de la vitesse de rotation) sur la performance du lancer en touche en rugby, en particulier la précision.

2.4.3 Paramètres cinématiques relatifs au lancer

2.4.3.1 Durée de la phase d'éjection

La cinématique du lanceur a été obtenue par une optimisation cinématique multi-corps réalisée à partir d'un modèle ostéo-articulaire implémenté dans OpenSim 3.3. La durée de la phase d'éjection a dans un premier temps été calculée. Les résultats ont montré que ce paramètre

dépendait du niveau d'expertise des participants. En effet, la durée de la phase d'éjection est en moyenne plus courte dans le groupe Élite professionnel que dans les groupes de niveaux inférieurs. Cette différence peut en partie s'expliquer par la volonté de fournir un minimum d'information à l'adversaire pour que celui-ci ne lise pas la zone de lancer qui est envisagée. En effet, il est généralement demandé au lanceur de déclencher son mouvement le plus tardivement possible pour laisser un minimum de temps à l'alignement adverse de réagir. Par ailleurs, nous nous attendions également à ce qu'une durée de la phase d'éjection plus courte s'accompagne d'une vitesse d'éjection de la balle plus élevée, ce qui n'a pas été confirmé. Ce résultat est à relativiser compte tenu des importantes différences interindividuelles qui apparaissent au sein de chaque groupe. Aucun effet significatif Distance n'a été constaté, ce qui montre que ce paramètre reste stable, quelle que soit la distance de lancer.

2.4.3.2 Trajectoire de la main propulsive

L'amplitude de déplacement de la main propulsive a été calculée lors de la phase d'éjection. Les résultats ont montré que cette amplitude augmentait avec la distance de lancer sur les trois axes (X, Y et Z), favorisant ainsi l'augmentation de la vitesse d'éjection de la balle. En effet, il est reconnu qu'une amplitude de mouvement accrue favorise les efforts maximaux liés à la vitesse et à la production globale de force (Hudson 1985). Il semble donc judicieux d'inclure des routines de mobilité articulaire dans les programmes d'entraînement dédiés au lancer en touche afin de maintenir/augmenter l'amplitude de mouvement requise pour lancer à longue distance, tout en limitant le risque de blessure. Une attention particulière doit être mise sur l'articulation gléno-humérale, notamment en rotation externe, qui est le mécanisme le plus fréquemment associé au risque de blessure de l'épaule dans les sports de lancer au-dessus de la tête (Lin et al. 2018). Cette augmentation d'amplitude peut être expliquée par une modification de la position de la main propulsive aux deux étapes clés du lancer. En effet, les modifications observées à la fin de l'armement permettent au lanceur d'accentuer le recrutement des fibres musculaires à contraction rapide en stimulant le cycle d'étirement raccourcissement, caractéristiques des mouvements à composante pliométrique. Le cycle d'étirement-raccourcissement se produit lorsque la charge élastique, (provoquée par une contraction musculaire excentrique), est suivie d'une contraction musculaire concentrique réflexe. Concernant le lancer en touche, ce phénomène est particulièrement mis en jeu pour les muscles de la ceinture scapulaire, et notamment de la coiffe des rotateurs. Par ailleurs, les déchirures de

la coiffe des rotateurs représentent la blessure de l'épaule la plus fréquente dans les sports de lancer, et se produisent généralement lors de la transition entre la phase d'armement (étirement) et l'accélération initiale, lorsque l'épaule est soumise au couple et à la vitesse angulaire les plus élevés (Lin et al. 2018). Ainsi, les programmes d'entraînement visant à optimiser la vitesse d'éjection de la balle (tout en limitant le risque de blessure) devraient inclure des exercices de type pliométrique, sollicitant le réflexe d'étirement-raccourcissement spécifiquement sur ces groupes musculaires (*c.f.* annexe 6, Figure 71 et Figure 72). À la libération de la balle, les modifications permettent d'ajuster l'angle de libération qui varie en fonction de la distance de lancer (Trewartha et al. 2008). De manière surprenante, l'amplitude de déplacement a également augmenté sur l'axe X, perpendiculaire à la direction du lancer. Même si les valeurs d'amplitude sont relativement plus faibles que sur les axes Y et Z, une telle augmentation peut éventuellement être préjudiciable pour la précision du lancer, notamment si elle n'est pas contrôlée. Nous avons considéré ici l'extrémité de la chaîne cinématique, faisant le lien avec le ballon. Il sera intéressant par la suite d'identifier quels mouvements articulaires participent à l'augmentation de cette amplitude.

Aucun effet significatif Niveau d'expertise n'a été constaté concernant l'amplitude de déplacement de la main propulsive. Cependant, nous avons remarqué que la variabilité intra-individuelle de sa trajectoire sur l'axe X était dépendante du niveau d'expertise des lanceurs. Ce résultat est illustré par les valeurs d'écart-type calculées à partir de la position de la main propulsive sur l'axe X, à la fin de l'armement et à la libération de la balle. En effet, les joueurs du groupe Élite professionnel ont une trajectoire plus répétable que ceux du groupe Élite U21 qui ont eux-mêmes, une trajectoire plus répétable que ceux du groupe Intermédiaire. De plus, nous avons remarqué que cette répétabilité semblait associée à la précision du lancer : les joueurs avec les trajectoires les plus répétables sont les plus précis, et inversement. Ce résultat est conforme aux travaux Trewartha et al. 2008 et de Sayers 2011, qui ont montré que les lanceurs de niveau international étaient caractérisés par un haut niveau de répétabilité de la cinématique des membres supérieurs et de la précision. Les résultats de la présente étude fournissent des informations complémentaires en précisant que la relation entre répétabilité du geste et précision du lancer est d'avantage marquée sur l'axe médio-latéral, et s'exprime à deux instants clés de la phase d'éjection : la fin de l'armement et la libération de la balle. Ces résultats soulignent l'importance de la répétition du geste et notamment de la trajectoire de la balle dans les stratégies d'apprentissage. Cela concorde avec la volonté du club d'instaurer une véritable culture de travail autour du lancer en touche, qui se traduit par la mise en place d'un volume

d'entraînement spécifique recommandé aux entraîneurs de chaque catégorie. Les entraîneurs devraient également mettre l'accent sur la stabilité médio-latérale du ballon dans les exercices proposés.

2.4.3.3 Cinématique articulaire

Les valeurs d'amplitude articulaire ont été calculées lors de la phase d'éjection de la balle. Les amplitudes articulaires des membres inférieurs et des membres supérieurs ont été présentées pour le côté droit et le côté gauche. La cinématique articulaire ne semble pas liée au niveau d'expertise des lanceurs. Cependant, les résultats ont montré de nombreuses spécificités individuelles qui reflètent la présence de stratégies propulsives préférentiellement mises en jeu par chaque participant. En effet, le règlement ne contraint pas la technique utilisée par les lanceurs, et plusieurs modèles de lancer peuvent donc être employés. Par exemple, le lanceur C utilise une technique de lancer qui débute à partir d'une position des pieds parallèles, puis effectue un mouvement de pas vers l'avant pendant la phase d'éjection, se traduisant par une flexion/extension du genou droit relativement importante. Cette stratégie permet de mettre l'ensemble du corps en mouvement et de générer la vitesse d'éjection nécessaire pour lancer sur les plus longues distances. *A contrario*, les autres participants vont maintenir une base de soutien stationnaire tout au long de l'action de lancer. Ici aussi, différentes configurations sont retrouvées. Le participant D utilise une configuration des pieds en semi-tandem avec le pied arrière qui ne repose que sur l'avant-pied, le talon décollé du sol. Les autres participants ont recours à une position des pieds parallèles tout au long du lancer. Cependant, cette base de soutien stationnaire ne permet pas de générer une vitesse importante à la balle. Les participants vont donc jouer sur les amplitudes proximales de la chaîne cinématique à travers différentes stratégies. Par exemple, le participant G utilise une flexion plantaire/flexion dorsale et une flexion/extension du genou relativement élevées tandis que la flexion/extension lombaire reste négligeable. Au contraire, le participant D utilise une flexion/extension lombaire très élevée tandis que la flexion plantaire/flexion dorsale et la flexion/extension du genou sont relativement plus faibles. Les nombreuses spécificités techniques adoptées par les lanceurs concordent avec les travaux précédents qui ont constaté des différences interindividuelles considérables entre plusieurs joueurs de niveau international (Sayers 2004; Trewartha et al. 2008).

Ce constat s'observe également sur les membres supérieurs où des spécificités individuelles apparaissent sur chacun des degrés de liberté considérés. Cependant, la présente étude apporte

une description plus précise de la cinématique des membres supérieurs. En effet, la rotation interne/externe de l'épaule, la prono-supination du coude ou la flexion/extension de poignet n'ont pas été documentées dans la littérature scientifique relative au lancer en touche. Même s'il est reconnu que la flexion/extension du coude représente l'amplitude articulaire la plus élevée dans ce mouvement, nous pouvons constater que la prono-supination du coude et la flexion/extension du poignet ont une part non négligeable dans les techniques utilisées. De plus, nous avons constaté que pour ces degrés de liberté, l'amplitude articulaire était plus élevée pour le côté gauche que pour le côté droit (relatif à la main propulsive). Cette forme d'asymétrie peut s'expliquer par plusieurs éléments. Tout d'abord la position des mains sur le ballon n'est pas symétrique. La main propulsive tient généralement la partie arrière du ballon, tandis que la main non dominante tient la parie centrale, voire l'avant du ballon. Cette stratégie a été adoptée par l'ensemble des participants à cette étude, mais il arrive d'observer des joueurs qui tiennent le ballon de manière parfaitement symétrique. De plus, nous avons remarqué que la libération de la balle était réalisée plus tôt pour la main gauche que pour la main propulsive. Cela permet à la main propulsive de « finir le geste » par une action de prono-supination du coude et de flexion/extension du poignet (l'index étant le dernier point de contact avec le ballon), impulsant au ballon la rotation autour de son axe longitudinal. Nous pouvons donc penser que les articulations les plus distales jouent un rôle important dans la cinématique du ballon et notamment la rotation de la balle. Cette hypothèse est corroborée par certaines études qui ont analysé d'autres types de lancer, comme en cricket, où il a été montré que les mouvements du poignet et des doigts étaient déterminants dans les différents paramètres de rotation de la balle (Spratford et al. 2018).

L'influence de la distance de lancer a été identifiée sur les amplitudes articulaires du côté propulsif. Les résultats ont montré un effet principal significatif Distance pour tous les degrés de liberté des membres inférieurs, ainsi que pour la flexion/extension lombaire. Concernant les membres supérieurs, seules la flexion/extension et la prono-supination du coude ont été impactées tandis que la cinématique de l'épaule reste stable. Il semble donc que pour lancer sur de plus longues distances, les principales modifications techniques concernent les membres inférieurs. De plus, nous avons constaté que les variations d'amplitude articulaire les plus importantes impliquaient les membres inférieurs, et principalement la flexion/extension du genou. Ces résultats sont cohérents avec les travaux de Sayers 2004 qui a montré que les lancers en fond d'alignement nécessitaient une contribution accrue des membres inférieurs et du tronc sans modification significative de la cinématique des membres supérieurs. Ces résultats ont par

la suite été confirmés par Trewartha et al. 2008 et Sayers 2011. Néanmoins, les résultats de la présente étude nuancent cette conclusion, en précisant que l'articulation du coude et notamment la prono-supination, joue également un rôle primordial dans la cinématique du ballon (notamment de sa rotation) nécessaire pour lancer en fond d'alignement. Compte tenu de son influence sur la stabilisation de la trajectoire et la précision du lancer, il semble exister un réel intérêt de proposer des exercices techniques visant à améliorer la vitesse de rotation de la balle. Ces exercices devraient se concentrer spécifiquement sur les degrés de liberté du coude (prono-supination) et du poignet (flexion/extension), en intégrant des routines de manipulation de ballon, de renforcement musculaire ou de gain d'amplitude articulaire.

Bien que la cinématique articulaire ne permette pas de discriminer les niveaux d'expertise des participants inclus dans cette étude, les résultats fournissent d'importantes informations qui améliorent notre compréhension des techniques de lancer en montrant une fois de plus, la présence de stratégies individuelles. Les liens entre amplitude articulaire des membres supérieurs et mobilité passive de l'articulation gléno-humérale (flexion/extension et rotation interne/externe) ont été explorés dans cette thèse mais n'ont pas montré d'association significative. Il semble donc que les stratégies développées par les lanceurs soient davantage liées à des critères techniques/moteurs préférentiels plutôt qu'à des critères anatomiques.

2.4.3.4 Séquence cinématique

Il s'agit de la première étude à quantifier le schéma de séquence cinématique du lancer en touche en rugby. L'objectif de cette partie consistait à identifier premièrement : s'il existe une séquence cinématique du proximal vers le distal ; deuxièmement : s'il existe une séquence cinématique liée au niveau d'expertise et troisièmement : si la distance de lancer impacte la séquence cinématique. Dans un premier temps, les résultats ont montré que la stratégie de la séquence cinématique du proximal vers le distal, décrite comme optimale, n'est retrouvée que pour deux participants (lanceurs C et D). Tous les autres participants adoptent une séquence cinématique spécifique. Ce résultat renforce les controverses qui existent autour de la séquence cinématique dans le sport. En effet, certains travaux ont analysé la séquence cinématique de divers types de lancer comme le baseball (Scarborough et al. 2020) ou le handball (van den Tillaar and Ettema 2009) mais rapportent des séquences différentes de la stratégie théorique optimale. Néanmoins, nos résultats font apparaître certaines caractéristiques communes. Pour l'ensemble des participants, la séquence cinématique débute par un des deux segments les plus

proximaux : le pelvis ou le thorax. De la même manière, les segments les plus distaux atteignent leur pic à la fin de la phase d'éjection et dans un délai extrêmement court. Il semble donc que la phase d'éjection du lancer en touche soit initiée par une rotation autour du pelvis ou du thorax, et se conclue par une vitesse angulaire maximale du bras, de l'avant-bras et de la main qui interviennent de manière quasi-simultanée, juste avant ou à l'instant de la libération de la balle.

L'influence du niveau d'expertise n'a révélé aucun effet significatif, excluant l'hypothèse d'une séquence associée au niveau des participants. Enfin, un effet principal significatif Distance a été remarqué concernant le pelvis et le thorax : le pic de vitesse du pelvis intervenant plus tôt lors des lancers à longue distance, celui du thorax étant retardé. Ce résultat peut être mis en parallèle avec l'amplitude articulaire qui augmente spécifiquement pour les membres inférieurs et les lombaires, mais qui reste relativement plus stable pour les membres supérieurs.

Les conclusions de cette section sont à relativiser dans la mesure où la séquence cinématique reste difficile à quantifier. Les méthodes utilisées dans la littérature diffèrent considérablement, notamment en ce qui concerne la sélection de la composante de vitesse angulaire retenue pour l'identification de la séquence (Marsan et al. 2019). De plus, les vitesses angulaires maximales interviennent dans un temps très court, parfois simultanément, ce qui peut influencer l'identification de la séquence. Néanmoins, cette étude fournit des données originales qui font apparaître une synchronisation inter-segmentaire spécifique au lancer.

2.4.4 Paramètres de GRF

À ce jour, les paramètres de GRF n'ont pas été décrits dans la littérature scientifique relative au lancer en touche. Dans cette étude, nous nous sommes intéressés aux valeurs maximales de la composante verticale (Z) et des composantes horizontales (X et Y) au cours du lancer. Les pics de GRF atteignent environ 1,6 fois la masse corporelle des sujets sur l'axe Z, 0,2 fois sur l'axe Y et seulement 0,04 fois sur l'axe X. Même si les actions mécaniques sont exercées majoritairement sur l'axe vertical au cours du lancer, nous pouvons constater une part non négligeable de la composante horizontale antéro-postérieure qui semble requise pour projeter le ballon en direction de la cible. Les analyses n'ont pas montré d'effet significatif Niveau d'expertise, mais ont révélé plusieurs différences interindividuelles pour chaque composante. Ce résultat semble cohérent avec les nombreuses spécificités individuelles que nous avons constatées concernant les paramètres cinématiques et les paramètres de stabilité posturale

dynamique des lanceurs (*c.f.* étude 1). Les stratégies de lancer s'expriment donc également à travers des actions mécaniques spécifiquement mises en jeu par chaque lanceur, indépendamment de leur niveau d'expertise.

Les résultats ont révélé une augmentation des pics de GRF avec la distance sur chacun des axes, permettant aux lanceurs de maximiser la vitesse d'éjection de la balle. En effet, il est reconnu dans les sports de lancer, que les efforts agissant à travers les pieds du lanceur sont liés à la cinématique de la balle. Des corrélations entre GRF et vitesse d'éjection ont notamment été démontrées en baseball (Oyama and Myers 2018) et en cricket (M.A. King et al. 2016). Pour vérifier cette hypothèse, nous avons effectué une analyse de régression (corrélation de Pearson) pour tester l'existence d'une relation linéaire entre le pic de GRF et la vitesse d'éjection de la balle pour chaque lanceur. Afin d'obtenir un aperçu global des efforts mécaniques exercés par le lancer, la norme des GRF a été calculée et prise en compte dans cette analyse. Une corrélation positive apparaît entre ces deux facteurs pour les lanceurs B (R = 0,94), C (R = 0,94), D (R = 0,9), E (R = 0,88), H (R = 0,91) et dans une moindre mesure pour les lanceurs A (R = 0,79), F (R = 0,58) et G (R = 0,74). Cette étude fournit une première description des GRF impliquées dans le lancer en touche en rugby, en illustrant l'importance de la composante horizontale antéro-postérieure et en soulignant les liens entre GRF et vitesse d'éjection de la balle.

Par la suite, nous nous sommes intéressés à l'asymétrie des efforts au sol en calculant un ratio entre les GRF recueillies sous le pied droit et les GRF recueillies sous le pied gauche. Même si ce paramètre ne semble pas lié au niveau d'expertise des participants, différents profils sont apparus. De plus, nous avons constaté que ce ratio pouvait être spécifiquement impacté par la distance de lancer. Bien que nous n'ayons pas remarqué de lien direct entre le ratio pied droit/pied gauche et la performance du lancer, nous pouvons nous interroger sur les conséquences d'une asymétrie de GRF sur la précision du lancer.

2.4.5 Influence d'un échauffement perceptivo-cognitif

Un objectif complémentaire de cette étude consistait à identifier l'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif *via* l'outil d'évaluation NeuroTracker sur les paramètres de performance du lancer en touche. Pour cela, 4 participants ont pu réaliser une deuxième session expérimentale, dans laquelle un échauffement perceptivo-cognitif était intégré.

Lors de la session « NeuroTracker », une amélioration de la précision du lancer a été observée sur la distance la plus courte (6 m), mais pas sur les autres distances de lancer (10 m et 15 m). Ce résultat peut être mis en perspective avec les stratégies de déclenchement du lancer et de coordination entre le lanceur et le sauteur. En effet, les lancers à courtes distances sont généralement déclenchés par le sauteur, offrant une scène visuelle dynamique où la réactivité visuelle du lanceur est fortement sollicitée. *A contratio*, lors des lancers à longues distances, le lanceur mentalise la trajectoire du ballon et anticipe l'ascension du sauteur (ici de la cible) avant même qu'il ne débute son ascension, constituant une scène visuelle plus statique. Nous devons rappeler qu'à longue distance, le lancer peut également être déclenché par les autres joueurs présents dans l'alignement dont les différents mouvements sont effectués pour tromper l'adversaire. Néanmoins, nous pouvons penser que le NeuroTracker, qui sollicite le traitement de scènes visuelles dynamiques en impliquant la vitesse de traitement de l'information, peut comporter un effet bénéfique sur la précision des lancers particulièrement en début d'alignement.

Il était également attendu que le timing du lancer, qui semble étroitement lié aux demandes d'anticipation, soit plus performant lors de la session « NeuroTracker ». Cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux sessions, excluant cette hypothèse.

Le faible nombre de participants qui ont pu effectuer cette deuxième session limite les conclusions sur les résultats présentés. De plus, les effets de transfert liés à la tâche 3D-MOT sont peu étudiés et montrent des résultats contradictoires. Les travaux de Romeas et al. 2016 ont montré qu'un cycle d'entraînement en 3D-MOT avait entraîné une amélioration significative de la prise de décision concernant les passes en football, tandis que Fleddermann et al. 2019 n'ont constaté aucun effet de transfert lors d'une tâche de contre spécifique au volleyball. Par ailleurs, cette étude s'est concentrée sur une tâche sportive très spécifique et nous ne pouvons pas exclure qu'il y ait d'autres avantages liés à ce type d'échauffement dans des phases de jeu différentes. De plus, les athlètes élite performent déjà à un niveau élevé et de petites variations peuvent constituer un changement de performance significatif. Il est également envisageable que certains athlètes soient plus susceptibles que d'autres de bénéficier de ce type d'intervention. Par exemple, nous avons remarqué chez le participant D, une amélioration de la performance du timing du lancer de 23 % lors de la session « NeuroTracker », tandis que pour le participant A, ce paramètre s'est détérioré de 1 %. Enfin, les effets aigus de l'activité cognitive sur la performance sportive, n'ont à notre connaissance, jamais été étudiés dans la littérature scientifique, et il est possible que ce type n'intervention ne

soit pas suffisant pour observer un effet significatif sur les différents paramètres de performance. Toutes ces particularités illustrent bien les difficultés de mesurer les effets de transfert sur la performance sportive.

2.4.6 Limites

Cette étude s'est concentrée sur la cinématique 3D de la performance du lancer en touche, en soulignant comment celle-ci pouvait varier entre différents niveaux d'expertise et différentes distances de lancer. Bien que nous ayons pu augmenter le nombre de participants par rapport à la précédente étude (*c.f.* étude 1), une des limites de ce travail réside dans le faible nombre de sujets, notamment au sein de chaque groupe. Trois niveaux ont été caractérisés dans cette étude : Élite professionnel, Élite U21 et Intermédiaire. Ces niveaux ont été construits d'après plusieurs critères tels que l'équipe de référence, le statut du joueur, ou l'expérience vécue dans la tâche du lancer en touche. Les analyses ont montré des écarts de performance entre chaque niveau, et fournissent des perspectives d'optimisation qui peuvent être intégrées dans les programmes de développement du jeune joueur. La prochaine étude devrait cependant intégrer un éventail plus large de niveaux d'expertise, en incluant des catégories d'âge inférieures, afin d'obtenir une vision plus complète des paramètres impliqués dans les processus d'apprentissage du lancer en touche.

L'analyse biomécanique du geste sportif peut s'effectuer à différents niveaux : cinématique articulaire, dynamique articulaire, activations musculaires ou encore efforts intra-articulaires. Dans cette étude, nous avons fait le choix de nous limiter principalement à l'analyse de la cinématique articulaire. Ce choix a été motivé d'une part, par un manque d'informations fournies dans la littérature, et d'autre part, par notre volonté d'apporter au staff sportif des critères techniques facilement transférables dans les contenus d'entraînement. Néanmoins, il paraît nécessaire d'explorer plus en profondeur les facteurs biomécaniques impliqués dans ce geste en intégrant les différentes approches énumérées ci-dessus.

2.5 Conclusion

Cette étude a analysé la cinématique 3D du lancer en touche chez des joueurs de rugby issus de différents niveaux d'expertise. Dans un premier temps, nous avons caractérisé la performance

de chaque niveau par des mesures objectives de précision et de timing du lancer, fournissant aux staffs sportifs des perspectives de formation/d'entraînement au sein de chaque catégorie. L'analyse cinématique a été réalisée à partir d'un modèle ostéo-articulaire corps complet développé pour l'étude du swing en golf qui disposait de spécificités très intéressantes pour la cinématique de l'épaule. D'un point de vue méthodologique, son utilisation semble pertinente dans l'analyse du lancer en touche en rugby. Il s'agit d'un geste complexe pour lequel il peut paraître difficile d'identifier le paramètre déterminant dans la performance. Néanmoins, la répétabilité du geste, et notamment de la trajectoire médio-latérale de la main propulsive, semble étroitement liée à la précision du lancer. Bien que la cinématique articulaire ne semble pas associée directement à la performance du lancer, cette étude nous a permis d'identifier les modifications techniques nécessaires pour lancer sur de plus longues distances. Il était reconnu qu'une amplitude accrue des mouvements articulaires des membres inférieurs était requise, mais nous avons pu souligner l'importance de la cinématique des membres supérieurs et notamment de la prono-supination. Ces résultats ont pu être complétés par des critères qui à ce jour, n'avaient pas été inclus dans l'analyse du lancer en touche en rugby, tels que la séquence cinématique ou les GRF. Enfin, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour caractériser l'intérêt d'un échauffement perceptivo-cognitif dans l'optimisation de la performance en rugby, même s'il semble comporter un effet bénéfique sur la précision du lancer en touche en début d'alignement.

Points clés

- Le niveau d'expertise du lanceur se reflète spécifiquement à travers les deux paramètres de performance du lancer : précision et timing.
- La précision du lancer semble liée à la répétabilité de la trajectoire médio-latérale de la main propulsive.
- Les lancers à longue distance impliquent des mouvements articulaires accrus des membres inférieurs **et** des membres supérieurs, en particulier de la prono-supination.
- L'intégration d'un échauffement perceptivo-cognitif est susceptible d'améliorer la précision du lancer en début d'alignement.

Deuxième partie -
Prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel

3 Étude 3 – Intérêt de l'outil NeuroTracker dans l'évaluation initiale et la décision de retour au jeu des joueurs ayant subi une commotion cérébrale

3.1 Introduction

3.1.1 Commotion cérébrale et rugby

Le rugby à XV est un sport de contact impliquant de fréquentes collisions avec des niveaux d'impact relativement importants (Roberts et al. 2008). Par conséquent, il présente l'un des taux d'incidence de blessures les plus élevés dans les sports d'équipe (Williams et al. 2013). Parmi la totalité des blessures observées dans le rugby, les blessures à la tête font partie des plus courantes (Fuller et al. 2015; Moore et al. 2015). Dans une méta-analyse menée par Williams et al. 2013, il a été remarqué que les blessures à la tête représentaient environ 16 % de la totalité des blessures entraînant une perte de temps de jeu lors de matchs professionnels. Parmi elles, la commotion cérébrale est la blessure la plus observée (Tucker et al. 2017) . Une étude a révélé qu'au cours d'une même saison, 23 % des joueurs d'un club de rugby professionnel avaient subi une commotion cérébrale (Shuttleworth-Edwards et al. 2008).

3.1.1.1 Incidence

L'étude des commotions cérébrales revêt un intérêt croissant dans le monde du rugby, notamment en raison de la hausse de son incidence constatée lors des deux dernières décennies. En effet, l'incidence des commotions cérébrales est passée de 1,4/1000 heures de match en 2006, (Holtzhausen et al. 2007) à 21,5/1000 heures de match en 2018 dans le rugby de niveau professionnel et international combinés (Rafferty et al. 2018). Ce constat est confirmé dans le Top 14 (championnat professionnel français), au sein duquel l'incidence des commotions cérébrales en match est passée de 7,1 pour 1000 joueurs/heure de match en 2012-2013 à 13,7 en 2016-2017 (Chéradame et al. 2021). Il semblerait que les statistiques se stabilisent à 12,1 en 2017-2018. Néanmoins, l'Observatoire médical FFR/LNR (FFR : Fédération Française de

Rugby ; LNR : Ligue Nationale de Rugby) souligne le fait que l'augmentation des cas de commotion est au moins partiellement due à une amélioration de la détection et du diagnostic des commotions. Un des sujets de préoccupation demeurant, réside dans le taux de joueurs commotionnés mais ayant été laissés sur le terrain qui semble se stabiliser autour de 20% malgré une amélioration de la formation des staffs ainsi que l'apport du support vidéo médical en match VOGO, instauré depuis la saison 2017-2018.

3.1.1.2 Facteurs de risque

Certains auteurs ont réalisé des analyses vidéo rétrospectives afin d'identifier les facteurs de risque de commotion cérébrale au rugby. Il est largement reconnu que le plaquage est la principale cause de blessure au rugby, pouvant représenter 40 à 58 % des blessures en match (Fuller et al. 2007; Fuller et al. 2013; Moore et al. 2015; Bitchell et al. 2020). Il s'agit donc également de la première cause de blessure à la tête, et notamment des commotions cérébrales. En effet, les travaux de Roberts et al. 2017 ont montré que la phase du plaquage était associée à 64 % de toutes les blessures à la tête et à 74 % de toutes les commotions cérébrales. Au sein de cette phase, plusieurs facteurs influencent le risque de commotion cérébrale. Tout d'abord, il semble que le plaqueur soit plus susceptible de subir une commotion que le porteur de balle. En effet, certaines études menées dans le rugby professionnel et international ont montré que parmi les commotions cérébrales liées au plaquage, 64 à 70 % concernaient le plaqueur (Cross et al. 2016). Puis, la technique de plaquage a été identifiée comme déterminante pour limiter le risque de commotion cérébrale à travers différents critères tels que le positionnement de la tête ou le raccourcissement des appuis avant le plaquage (Tierney et al. 2017). La hauteur du plaquage est également une variable susceptible d'influencer le risque de commotion cérébrale. Certaines études ont révélé que les plaquages effectués sur le haut du corps représentaient près de la moitié (46 %) de tous les impacts directs à la tête chez le plaqueur (Tierney et al. 2016) et constituaient la situation la plus courante pour entraîner un protocole HIA (Tucker et al. 2017; Tierney and Simms 2018). Cependant, aucune analyse vidéo rétrospective n'a fourni de données concernant l'influence de la hauteur du plaquage sur le risque de commotion cérébrale chez le porteur de balle. Enfin l'orientation du plaquage est un paramètre fréquemment rapporté dans la littérature spécifique au risque de commotion cérébrale. Il a été montré dans le rugby professionnel que, parmi les commotions cérébrales liées au plaquage, 40 % concernaient des

plaquages frontaux, 23 % des plaquages latéraux, 28 % des plaquages « diagonales » et 9 % des plaquages postérieurs (Tucker et al. 2017).

Plus généralement, l'anticipation de l'impact a été identifiée comme facteur susceptible d'influencer le risque de commotion cérébrale. L'étude menée par Hendricks et al. 2016, montre que 60 % des commotions cérébrales observées chez une population de jeunes rugbymen concernaient des plaquages non anticipés. Cette constatation est conforme aux travaux de Garraway et al. 1999 qui ont observé que les blessures liées au plaquage étaient plus susceptibles de se produire lorsque le joueur n'avait pas identifié la trajectoire de l'adversaire. Dans d'autres sports, notamment en crosse (Lincoln et al. 2013), il a été montré que le joueur impacté n'avait pas anticipé l'impact et ne s'était pas préparé en conséquence dans environ 50 % des collisions entraînant des commotions cérébrales. Dans ces scénarios, toute l'attention du joueur est centrée sur la possession du ballon ou les déplacements de ses partenaires, et par conséquent, le joueur se retrouve vulnérable face à une collision imprévue.

3.1.2 Commotion cérébrale : définition

La commotion cérébrale est un phénomène complexe touchant le cerveau et appartenant au champ des traumatismes crânio-cérébraux dits légers (McCrory et al. 2017). Elle est induite par des forces biomécaniques traumatiques provoquées par un coup direct à la tête ou par un impact sur une partie du corps transmettant une force impulsive à la tête. Les mécanismes d'accélération-décélération projettent le cerveau contre la boîte crânienne. Un phénomène de coup/contrecoup est ainsi souvent à l'origine des troubles : lésions par compression, majoritairement dans les régions fronto-temporales, et lésions par cisaillement (Marty et al. 2017). Cela entraîne une altération fonctionnelle : cascades neuro-métabolique, neuro-chimique, neuro-électrique, inflammatoire (Giza and Hovda 2014), bien que les résultats en neuro-imagerie ne mettent pas en évidence d'altération structurelle (Decq et al. 2011). La commotion cérébrale entraîne une atteinte diffuse du système nerveux central cortical, sous-cortical et du tronc cérébral (Marty et al. 2017). Survient alors une altération immédiate, et souvent transitoire, des fonctions neurologiques qui peut impliquer ou non une perte de conscience (Giza et al. 2013). Bien que la majorité des athlètes ayant présenté une commotion cérébrale récupère généralement en une à deux semaines (McCrea et al. 2003), un athlète dont la commotion cérébrale n'a pas été diagnostiquée ou qui revient au jeu prématurément, court un risque accru de subir une nouvelle commotion. Hollis et al. 2009, ont constaté que les joueurs

de rugby qui subissaient une commotion cérébrale étaient 1,75 fois plus susceptibles d'en souffrir d'une nouvelle au cours des 12 mois suivants, tandis que ceux qui avaient subi au moins deux commotions cérébrales étaient 1,65 fois plus susceptibles de souffrir d'une nouvelle au cours de la même saison. Les antécédents de commotion cérébrale peuvent également entraîner une altération significative du contrôle neuromusculaire (Hides, Franettovich Smith, Mendis, Smith, et al. 2017; Hides, Franettovich Smith, Mendis, Treleaven, et al. 2017), exposant les athlètes à un risque plus élevé de blessures musculo-squelettiques, qui peut perdurer jusqu'à 24 mois après la commotion (Kardouni et al. 2018). De plus, lorsque le joueur subit une seconde commotion avant qu'il n'ait totalement récupéré de la première, il encourt le risque de subir le syndrome second impact. Le syndrome du second impact a été associé à l'apparition de lésions cérébrales potentiellement graves avec des œdèmes cérébraux massifs en particulier chez l'enfant (McCrory 2001). Dans la littérature, le pronostic est catastrophique puisqu'il y a 50 % de décès. Ce syndrome est heureusement rare mais il souligne l'intérêt de bien diagnostiquer la première commotion, et surtout de respecter des périodes de récupération adaptées. Enfin, il est reconnu que la répétition de commotions cérébrales peut engendrer des effets négatifs à long terme tels que la dépression, une déficience cognitive légère, un rétablissement prolongé après une commotion ultérieure, des modifications électro-physiologiques ou encore une encéphalopathie post-traumatique chronique (King et al. 2014). Une récente étude a également montré des anomalies de volume cérébral chez des joueurs de rugby élite, pouvant indiquer la présence d'une neurodégénérescence excessive dans les voies de la substance blanche (Zimmerman et al. 2021). Une détection et un diagnostic rapides, ainsi que l'identification de critères de résolution objectifs sont donc deux des principaux enjeux de la prise en charge des commotions cérébrales.

Les commotions cérébrales s'accompagnent de divers troubles cognitifs susceptibles d'affecter les fonctions exécutives, la mémoire, l'apprentissage, l'attention ou le temps de réaction (Feddermann-Demont et al. 2017) ainsi que de troubles de l'équilibre (Register-Mihalik et al. 2008). Cependant, elle reste un défi de diagnostic. Les symptômes sont complexes et varient considérablement selon les individus. De plus, il n'existe actuellement pas de marqueur biologique validé permettant de s'assurer du diagnostic de commotion cérébrale ou de certifier sa résolution (McCrory et al. 2017) même si des études sont en cours en particulier liées à la protéine S100B (Bouvier et al. 2017). Cette hétérogénéité soutient le mouvement vers une évaluation multimodale, qui repose sur l'idée que les mesures spécifiques à un seul domaine sont insuffisantes pour détecter tout le spectre des commotions cérébrales.

3.1.3 Prise en charge réglementaire

3.1.3.1 SCAT 5 (*Sport Concussion Assessment Tool*)

Dans ce cadre, les experts du Consensus International sur les Commotions Cérébrales dans le Sport (Echemendia et al. 2017) ont fourni certaines recommandations, y compris l'utilisation du SCAT 5. Il s'agit d'un outil d'évaluation basé sur différents sous-ensembles. Dans un premier temps, une évaluation immédiate réalisée sur le terrain, permet de dépister les premiers signes de commotion (score de Maddocks, Maddocks et al. 1995) et d'identifier certains signes de gravité susceptibles de faire sortir immédiatement le joueur du terrain (signaux d'alarme, échelle de Glasgow (Jennett and Bond 1975) et examen du rachis cervical). Puis, l'évaluation se poursuit en dehors du terrain où sont examinés : les antécédents de commotions, les symptômes (nombre et sévérité), les fonctions cognitives selon le SAC (*Standardized Assessment of Concussion,* McCrea 2001), l'état neurologique ainsi que l'équilibre par le mBESS (*modified Balance Error Scoring System*, Guskiewicz 2003). Les résultats obtenus par le joueur lors de ces tests sont comparés à ceux qui ont été obtenus par le même joueur lors de tests de référence, généralement effectués à l'intersaison, ou à des valeurs normatives.

3.1.3.2 Protocole HIA (*Head Injury Assessment*)

Le SCAT 5 est compris dans le protocole HIA, mis en place pour les équipes professionnelles par World Rugby en 2012. Étant le sport collectif le plus touché par la commotion cérébrale en France, le rugby est donc le premier à bénéficier d'un tel protocole. Il s'agit d'un processus basé en trois étapes visant à contribuer à l'identification, au diagnostic et à la prise en charge des impacts à la tête avec risque de commotion cérébrale.

Étape 1 - HIA 1 : Les joueurs ayant subi un choc à la tête avec risque de commotion sont identifiés par les officiels de match, les médecins d'équipe ou les médecins indépendants présents les jours de match. L'identification comprend les 4 éléments suivants : une série de critères de sortie immédiate et définitive du terrain ; un outil de dépistage en dehors du terrain (SCAT 5) ; une analyse vidéo sur le bord du terrain et un examen clinique réalisé par le médecin traitant. Le protocole HIA 1 doit être réalisé en moins de 10 min à l'issue desquelles le joueur peut revenir ou non sur le terrain.

Étape 2 - HIA 2 : Chaque joueur ayant fait l'objet d'un protocole HIA 1 passe un second examen médical dans les trois heures qui suivent la fin du match, afin de déterminer l'évolution clinique et de poser le cas échéant un diagnostic de commotion à expression immédiate.

Étape 3 - HIA 3 : Un contrôle médical est effectué auprès du neurologue référent, après deux nuits de sommeil (36-48 heures après le choc à la tête) pour déterminer une nouvelle fois l'évolution clinique et poser le cas échéant un diagnostic de commotion à expression retardée. Le diagnostic de la commotion peut être confirmé lors de chaque étape (HIA 1, HIA 2 et HIA 3).

3.1.3.3 Retour à l'activité

Si la suspicion de commotion cérébrale est confirmée, un protocole de retour à l'activité est alors déclenché d'après les recommandations du Consensus International (McCrory et al. 2017) et de World Rugby. Celui-ci comprend une période initiale de repos physique et mental de quelques jours (au minimum 48h), le temps que les symptômes se résorbent. Puis, le sportif peut reprendre l'activité physique à travers différentes étapes progressives (Tableau 4). Le passage à chaque palier suivant est conditionné par l'absence de symptôme avec un délai d'au moins 24 heures entre chaque étape. À la fin de l'étape 4 (entrainement sans contact), un nouvel avis spécialisé du neurologue référent est nécessaire pour établir le certificat de non contre-indication à la reprise de la compétition. En cas de répétition de commotions cérébrales dans une période de moins de 12 mois, la durée de repos est allongée : 3 semaines lors d'une 2ème commotion et 3 mois en cas de 3ème commotion.

Il a été démontré que l'évaluation cognitive (SAC) et l'évaluation de l'équilibre (mBESS) comprises dans le protocole HIA, fournissent des informations objectives qui peuvent être intégrées dans la détection des commotions cérébrales (Echemendia et al. 2013; Broglio et al. 2017). Cependant, l'utilité diagnostique du SCAT et de ses composants semble diminuer de manière significative 48h après le traumatisme (Echemendia et al. 2017; Marty et al. 2017) et joue donc un rôle plus limité dans la décision du retour au jeu. Dans ce cadre, une évaluation plus fine des fonctions cognitives est nécessaire. C'est pourquoi, plusieurs études récentes se sont intéressées à l'utilisation de nouveaux outils pour améliorer la détection et le suivi des commotions cérébrales. Le présent travail de thèse est centré sur l'un d'eux, qui semble particulièrement prometteur dans ce contexte.

Étape	Phase de réadaptation	Type d'activité	Objectif
1	Période de repos minimum	Repos physique et cognitif complet	Récupération
2	Exercices aérobies modérés	Jogging, natation ou vélo à allure faible à modérée	Augmentation de la fréquence cardiaque
3	Entraînement physique normal	Courses. Exercice sans contact	Ajout de mouvements
4	Entraînement sans contact	Progression vers des exercices plus complexes. Possibilité de commencer un entraînement progressif de résistance	Exercice physique, coordination et charge cognitive
5	Entraînement avec contact	Entraînement normal	Reprise de confiance et évaluation des capacités fonctionnelles par le personnel d'entraînement
6	Retour à la compétition	Rugby total	Récupération totale

Tableau 4. Protocole de retour à l'activité.

3.1.4 Outil d'évaluation perceptivo-cognitive : 3D-MOT

Un facteur clé de la performance dans les sports collectifs est la capacité perceptivo-cognitive des joueurs, en raison des contraintes dynamiques du jeu et de l'environnement en perpétuel mouvement (Davids et al. 1998). Les joueurs doivent extraire les informations clés d'une scène visuelle complexe, anticiper l'évolution de la situation, et prendre des décisions en conséquence dans un temps très restreint. Il apparaît donc essentiel d'inclure une évaluation de ces fonctions lors du suivi du retour au jeu après une lésion cérébrale. Dans ce cadre, le 3D-MOT (*Three Dimensional - Multiple Object Tracking*), impliquant les capacités perceptivo-cognitives des sportifs telles que l'attention, la perception visuelle périphérique, la vitesse de traitement de l'information et la mémoire de travail (Faubert and Sidebottom 2012) peut être proposé. Récemment, il a été montré que l'utilisation du 3D-MOT semblait appropriée dans la gestion et le suivi des commotions cérébrales. Une première étude a examiné la vitesse d'apprentissage au 3D-MOT chez des enfants avec et sans traumatisme crânien léger (Corbin-Berrigan et al. 2018). Les résultats ont montré que, bien que les sujets commotionnés puissent améliorer leurs performances 3D-MOT avec des sessions d'entraînements répétées après la blessure, ils sont caractérisés par une vitesse d'apprentissage plus lente que les sujets sains, notamment lors des sessions d'entraînement initiales. Dans une autre étude, Chermann et al. 2018 ont montré chez

une population d'athlètes professionnels, que les performances ainsi que les capacités d'apprentissage 3D-MOT sont perturbées après une commotion cérébrale. Les résultats ont également révélé que les scores sont corrélés au nombre de symptômes, à l'évaluation cognitive et à l'évaluation de l'équilibre compris dans le SCAT, 48h après la blessure. Enfin, une récente étude a évalué les performances 3D-MOT dans un large échantillon de participants masculins et féminins âgés de 6 à 73 ans (n = 457) et a constaté que les performances 3D-MOT étaient significativement altérées chez les sujets ayant présenté un syndrome post-commotionnel (Lysenko-Martin et al. 2020). La principale limite de ces travaux concerne l'absence de test de référence effectué par les participants. En effet, il est généralement recommandé d'utiliser une approche de référence par rapport à une *baseline* individuelle plutôt qu'une approche de référence par rapport à une base normative (Chermann et al. 2018). Néanmoins, ces travaux de recherche suggèrent que l'utilisation de l'outil 3D-MOT pour évaluer et entraîner les capacités perceptivo-cognitives après lésion cérébrale peut être bénéfique à la fois pour stimuler la récupération et éclairer les décisions de retour à l'activité.

3.1.5 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude consiste à analyser la pertinence de l'outil NeuroTracker dans l'évaluation initiale et le suivi de la récupération des commotions cérébrales en rugby professionnel. Pour cela, nous avons évalué les performances perceptivo-cognitives de joueurs ayant subi une commotion cérébrale à différentes étapes de la prise en charge : en situation de référence, parallèlement au protocole HIA 3 (évaluation initiale) et lors de l'autorisation de retour au contact (suivi de la récupération). À titre de comparaison, les données des joueurs dont la commotion n'a pas été confirmée par le neurologue référent ont également été considérées. Les hypothèses suivantes ont été émises : 1) les performances 3D-MOT seraient plus faibles pour les joueurs commotionnés que pour les joueurs non commotionnés, notamment lors de l'évaluation initiale ; 2) les performances perceptivo-cognitives des joueurs commotionnés seraient détériorées par rapport à la *Baseline* individuelle et 3) les gains d'apprentissage seraient plus faibles pour les joueurs commotionnés que pour les joueurs non commotionnés.

Une fois que nous aurons identifié l'intérêt de l'outil NeuroTracker dans la prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel, un objectif complémentaire de cette étude

consistera à caractériser les mécanismes de jeu associés au risque de commotion cérébrale. Pour cela, nous présenterons les résultats d'une analyse vidéo rétrospective de chaque incident de commotion cérébrale survenu au sein de l'équipe professionnelle du Racing 92 lors des saisons 2019/2020, 2020/2021 et 2021/2022.

3.2 Matériel et méthodes

3.2.1 Participants

Cette étude portait sur l'ensemble des joueurs de l'équipe professionnelle du Racing 92 lors des saisons 2019/2020, 2020/2021 et 2021/2022, ce qui représente en moyenne, 46 joueurs par saison (âge = 24,4 ± 5,1 ans). Pour des raisons organisationnelles, les données présentées dans cette étude n'intègrent pas les derniers matchs de la saison 2021/2022 (encore en cours). Au total, 51 suspicions de commotion cérébrale ont été constatées sur la période, pour un total de 80 matchs. Chaque suspicion a fait l'objet d'un protocole HIA à l'issue duquel le diagnostic de commotion était confirmé ou non. Les participants ont donc été catégorisés en deux groupes : commotion cérébrale confirmée (CC confirmée) et commotion cérébrale non confirmée (CC non confirmée). 30 suspicions de commotion ont été confirmées lors du contrôle médical effectué auprès du neurologue référent (Tableau 5), correspondant à 18 participants (âge = 27,7 ± 3,9 ans ; taille = 189,3 ± 9,8 cm ; masse = 102,3 ± 13,6 kg). À noter que sept joueurs ont subi plusieurs commotions cérébrales pendant la période : quatre joueurs en ont subi deux, deux joueurs en ont subi trois, et un joueur en a subi cinq.

	Nombre	**Pourcentage**
Historique de commotion		
Joueur avec antécédent de commotion	26	87 %
Joueur avec antécédent de commotion < 12 mois	14	47 %
Joueur sans antécédent de commotion	4	13 %
Délai de retour au jeu (jours)		
Moyenne ± écart-type	13,7 ± 9,3	
Min/max	3/38	

Tableau 5. Caractéristiques des participants dont la commotion cérébrale a été confirmée.

3.2.2 Évaluation

L'outil NeuroTracker a été utilisé pour évaluer la performance perceptivo-cognitive des participants. Le mode « CORE » du NeuroTracker a été projeté sur une TV 3D (dimensions 1850 x 1072 x 96 mm), dans une salle dédiée aux évaluations cognitives. Lors des expérimentations, le sujet se tenait assis, dans un environnement sombre et calme, tout en portant des lunettes faisant apparaître les objets en 3D. Le test consiste pour le sujet à suivre visuellement quatre des huit sphères qui sont projetées dans un espace de cube volumétrique virtuel 3D. Au cours du test, les sphères suivent une trajectoire linéaire dans l'espace virtuel. La déviation ne se produit que lorsque les balles se heurtent les unes aux autres ou aux murs. Au bout de huit secondes, les balles s'immobilisent et le sujet tente d'identifier correctement celles qu'il devait suivre visuellement. Si l'observateur identifie correctement les quatre sphères, la vitesse de déplacement des sphères augmente. Si, d'autre part, l'observateur fait une erreur, la vitesse diminue de la même proportion (Figure 46). Un total de 20 essais est réalisé lors de chaque session de test. La vitesse seuil est alors définie par la moyenne des trois derniers essais et représente la vitesse maximale à laquelle le sujet est capable de réussir le test. Trois sessions consécutives sont réalisées au cours de chaque évaluation, pour une durée totale d'environ 20 min. Le score retenu est alors calculé comme la moyenne des vitesses seuil obtenues lors des trois sessions.

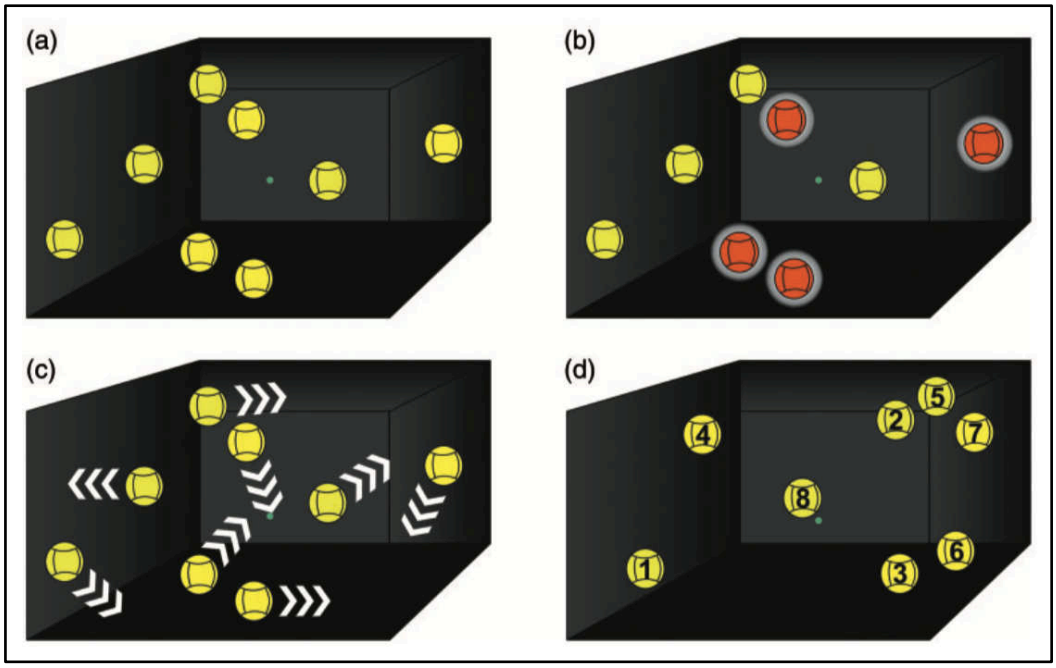


Figure 46. Illustration des quatre phases lors du test 3D-MOT (d'après Romeas et al. 2019). **(a)** : présentation des huit sphères positionnées aléatoirement dans l'espace volumétrique virtuel ; **(b)** : Identification des sphères à suivre pendant le test ; **(c)** : suppression de l'identification et mouvement de toutes les sphères ; **(d)** : réponse de l'observateur.

3.2.3 Procédures

3.2.3.1 Tests de *Baseline*

Afin de définir les valeurs de référence (scores de *Baseline*), une première session d'évaluation était réalisée par l'ensemble de l'effectif professionnel du Racing 92 lors de chaque saison. Ces évaluations étaient effectuées durant la période de pré-saison, lorsque les joueurs n'étaient exposés à aucun impact. Concernant la saison 2021/2022, les tests de *Baseline* n'ont pu être réalisés que pour les nouveaux joueurs intégrant l'effectif, ainsi que pour les joueurs ayant subi une commotion cérébrale ou une suspicion de commotion la saison précédente. Pour les autres joueurs de l'effectif, les scores de *Baseline* de la saison précédente (2020/2021) ont été conservés.

3.2.3.2 Incident de commotion cérébrale

Lors de chaque suspicion de commotion cérébrale, une évaluation NeuroTracker était réalisée entre 36 et 48h après l'incident, parallèlement au protocole HIA 3. Si le diagnostic de commotion cérébrale n'était pas confirmé par le neurologue référent, le joueur pouvait réintégrer directement l'entraînement et la compétition. *A contrario*, si le diagnostic de commotion était confirmé, le protocole de retour à l'activité précédemment décrit (Tableau 4) était alors déclenché. Une nouvelle évaluation NeuroTracker était par la suite réalisée, parallèlement à l'autorisation de retour au contact (RaC) accordée par le neurologue référent.

Pour résumer, l'ensemble de l'effectif réalise une première évaluation en situation de référence (*Baseline*). En cas de suspicion de commotion cérébrale, les joueurs concernés effectuent une nouvelle évaluation, parallèlement au protocole HIA 3. Enfin, les joueurs dont la commotion cérébrale est confirmée réalisent une dernière évaluation lors de l'autorisation de retour au contact. Le protocole de prise en charge des commotions cérébrales est illustré sur la Figure 47.

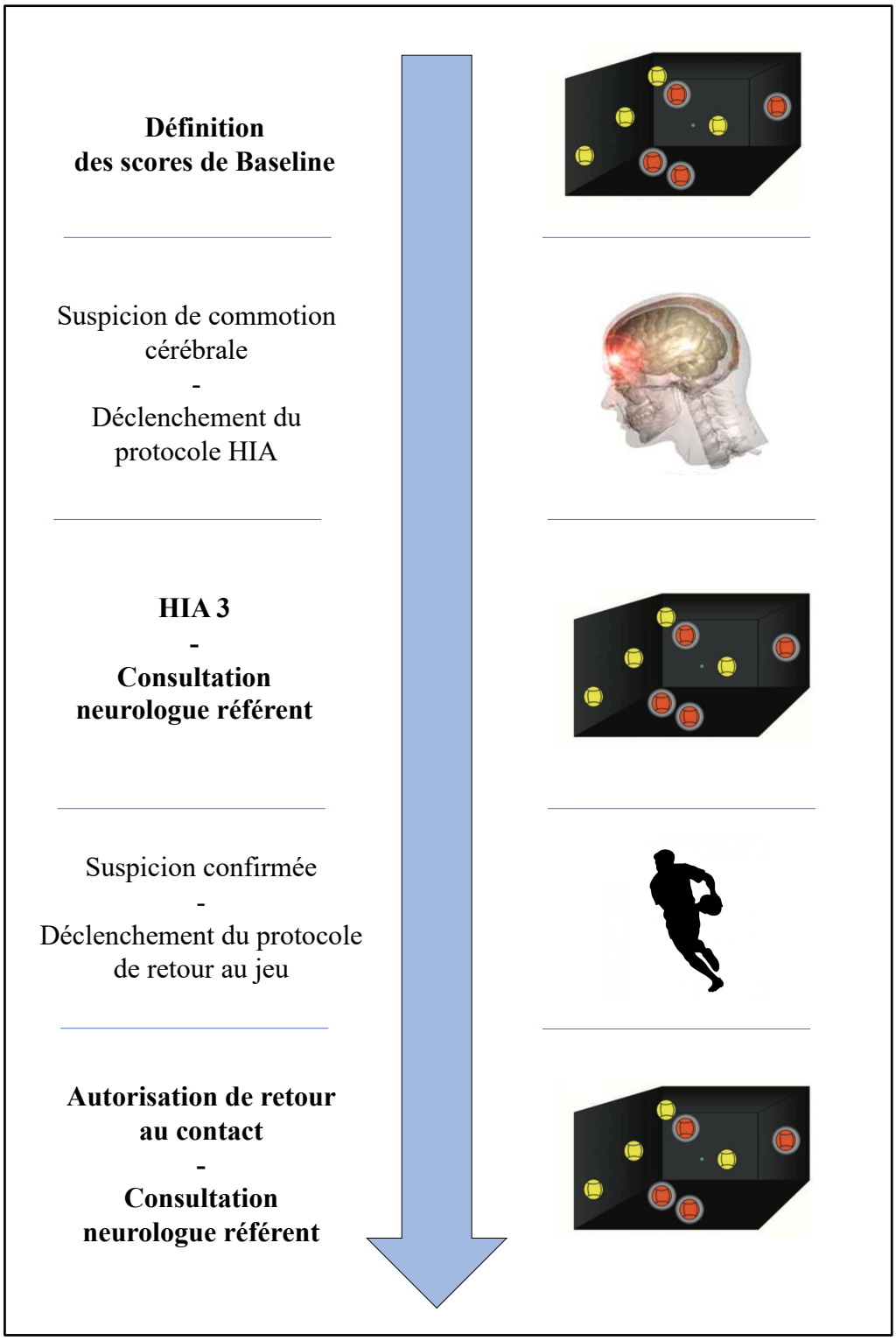


Figure 47. Description chronologique du protocole expérimental.

3.2.4 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée sur le logiciel Microsoft Excel (V16.43). Les données quantitatives des scores obtenus lors du test NeuroTracker sont exprimées en moyenne ± écart-type. Dans un premier temps, une analyse de variance à un facteur (ANOVA) a été utilisée pour identifier l'influence du groupe (CC confirmée vs. CC non confirmée) sur les scores NeuroTracker obtenus lors de l'évaluation HIA 3. Puis, une analyse de variance a également été utilisée au sein de chaque groupe pour comparer les différentes sessions d'évaluation : *Baseline*, HIA 3 et RaC. Enfin, les gains d'entraînement ont été calculés par rapport au score obtenu lors de la session *Baseline*. Par conséquent, la session *Baseline* est la valeur 0 et les gains/pertes lors des sessions suivantes (HIA 3, RaC) varient en fonction de la performance réalisée lors de l'évaluation de référence (Corbin-Berrigan et al. 2018). Des tests *t* de Student appariés ont été effectués pour comparer les données par paire dans des combinaisons spécifiques. Les résultats sont considérés comme significatifs lorsque $p < 0,05$.

3.3 Résultats

L'analyse de variance a révélé un effet principal significatif du groupe lors de la session d'évaluation HIA 3 ($p < 0,05$). En effet, les scores NeuroTracker obtenus lors de cette étape sont plus élevés pour le groupe CC confirmée, que pour le groupe CC non confirmée ($p < 0,05$) (Figure 48).

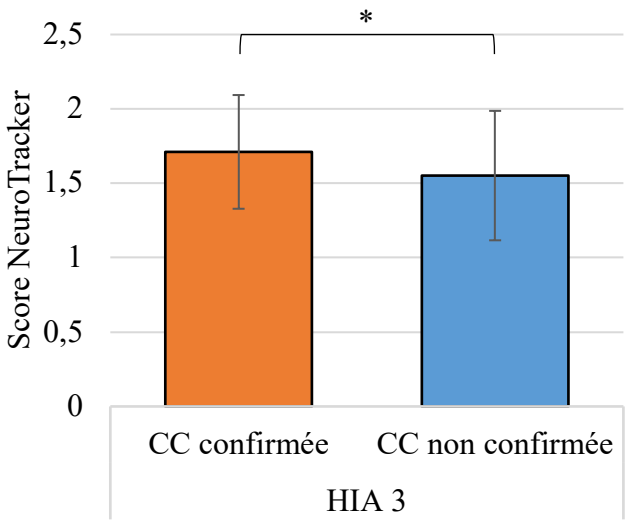


Figure 48. Score NeuroTracker. Comparaison des valeurs moyennes obtenues lors la session HIA 3 entre les groupes CC confirmée et CC non confirmée. * : $p < 0,05$.

Nous avons également constaté un effet principal significatif de la session d'évaluation au sein du groupe CC confirmée ($p < 0,05$) mais pas au sein du groupe CC non confirmée (Figure 49). En effet, les joueurs commotionnés ont obtenu des scores NeuroTracker plus élevés lors de la session RaC que lors des sessions HIA 3 ($p < 0,05$) et *Baseline* ($p < 0,05$). Aucune différence significative n'a été constatée entre les sessions *Baseline* et HIA 3 pour le groupe CC non confirmée ($p > 0,05$).

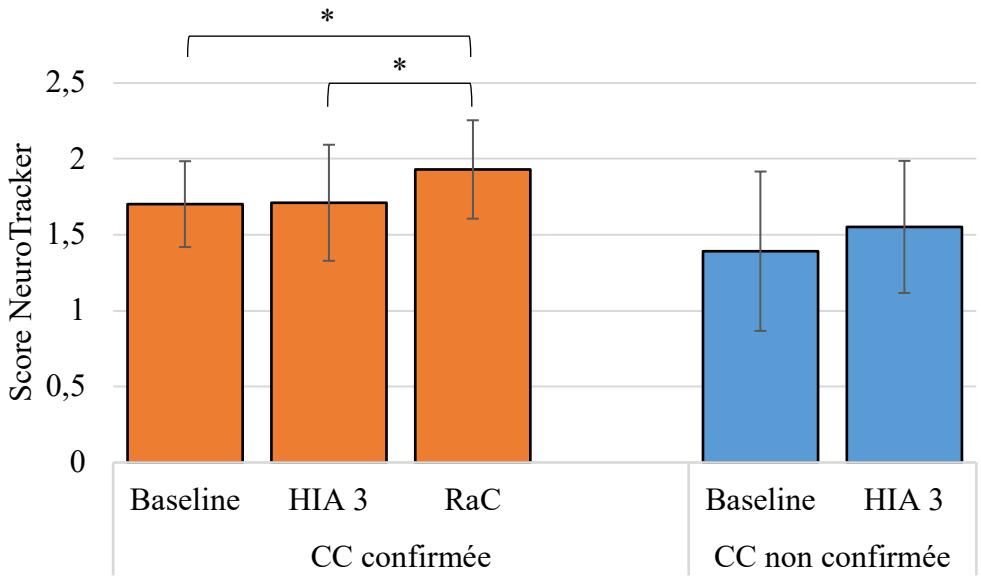


Figure 49. Score NeuroTracker. Comparaison des valeurs moyennes entre les sessions *Baseline*, HIA 3 et RaC pour les groupes CC confirmée et CC non confirmée. * : $p < 0,05$.

Les valeurs moyennes de gains d'entraînement sont illustrées sur la Figure 50. Une différence significative a été constatée entre les groupes CC confirmée et CC non confirmée lors de la session d'évaluation HIA 3 ($p < 0,05$). En effet, les gains d'entraînement sont significativement plus faibles pour les sujets commotionnés que pour les sujets non commotionnés ($p < 0,05$).

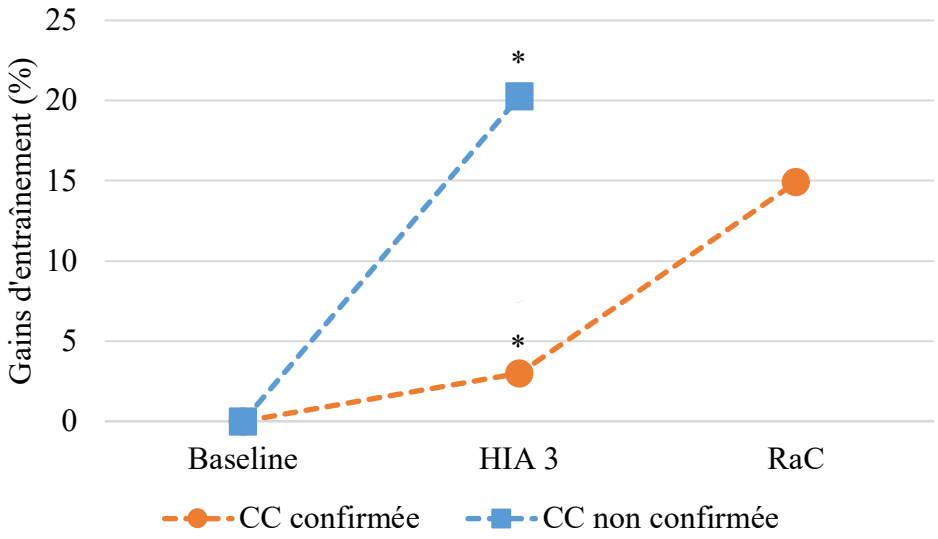


Figure 50. Score NeuroTracker. Comparaison des gains d'entraînement entre les groupes CC confirmée et CC non confirmée. * : $p < 0,05$.

3.4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer la pertinence de l'outil NeuroTracker dans l'évaluation initiale et le suivi de la récupération des commotions cérébrales en rugby professionnel. L'originalité de cette recherche concernait l'intégration d'une évaluation de référence individuelle réalisée chaque saison. Il était attendu que les performances NeuroTracker du groupe CC confirmée soient plus faibles que celles du groupe CC non confirmée lors de la session HIA 3. Les analyses ont révélé que, contrairement à ce qui était attendu, les scores étaient plus élevés pour les joueurs commotionnés, reflétant de meilleures performances perceptivo-cognitives. Ces résultats sont contradictoires avec les travaux précédents qui ont utilisé la technologie 3D-MOT dans le contexte des commotions cérébrales en sport professionnel. En effet, l'étude menée par Chermann et al. 2018 a révélé que, 48h après la blessure, les joueurs commotionnés avaient de moins bonnes performances que les athlètes professionnels en bonne santé. Ces divergences de résultats peuvent être expliquées par des niveaux de base significativement différents entre les joueurs d'une même cohorte. En effet, les sports collectifs, et particulièrement le rugby, sont des activités complexes qui requièrent des compétences perceptives et cognitives spécifiques. Néanmoins, ces compétences peuvent être dépendantes de plusieurs facteurs tels que le poste ou l'historique d'entraînement et de nombreuses différences interindividuelles peuvent intervenir au sein de chaque groupe. Nous avons effectivement constaté que les niveaux de référence évalués lors de la session *Baseline*,

étaient d'ores et déjà plus élevés pour le groupe CC confirmée que pour le groupe CC non confirmée ($p < 0,05$). Les comparaisons effectuées à partir d'une base normative d'athlètes professionnels, y compris au sein d'un même sport, peuvent donc conduire à des conclusions erronées. Cela renforce la tendance selon laquelle la prise en compte d'une *Baseline* individuelle semble plus appropriée. Par ailleurs, nous avons constaté de manière surprenante, que les valeurs de *Baseline* étaient plus élevées lors de la saison 2020/2021 que lors de la saison 2019/2020 ($p < 0,05$). Ce résultat concorde avec les travaux de Jajtner et al. 2013 qui ont étudié les performances 3D-MOT d'une équipe de football féminin élite, en révélant une augmentation des scores à différentes étapes de la saison (pré-saison, mi-saison et fin de saison), sans aucun entraînement spécifique sur l'outil 3D-MOT. Il est reconnu que ces améliorations peuvent être liées à des effets d'apprentissage ; mais Faubert and Sidebottom 2012 ont souligné que tout effet d'apprentissage serait noté si les sessions d'entraînement avaient lieu à moins de 2 semaines d'intervalle. Il semble donc que l'augmentation des scores de *Baseline* que nous avons constatée entre les saisons 2019/2020 et 2020/2021 soit davantage liée aux effets de la pratique sportive quotidienne qu'aux effets d'apprentissage résultants de tests répétés. Cela souligne néanmoins, l'intérêt de réaliser des évaluations de référence chaque début de saison, afin d'identifier plus finement les effets d'une éventuelle commotion cérébrale.

Aucune différence significative n'a été constatée entre les évaluations *Baseline* et HIA 3, que ce soit pour le groupe CC confirmée ou pour le groupe CC non confirmée. La performance obtenue au NeuroTracker ne semble donc pas constituer un critère de diagnostic permettant d'assurer ou non la survenue d'une commotion cérébrale. Ce constat peut en partie être expliqué par une symptomatologie complexe qui varie considérablement entre les individus. Il est donc envisageable que les fonctions perceptivo-cognitives liées à la tâche 3D-MOT ne soient pas affectées de manière similaire lors de chaque commotion cérébrale. Cela soutient les recommandations vers une évaluation multifactorielle, qui spécifient que les mesures relatives à un seul domaine sont insuffisantes pour détecter tout le spectre des commotions cérébrales (Broglio et al. 2017). Les analyses ont également révélé que les joueurs commotionnés obtenaient de meilleurs scores lors de la session RaC que lors des sessions HIA 3 et *Baseline*. Ces résultats indiquent que les sportifs professionnels, même commotionnés, peuvent bénéficier d'un entraînement 3D-MOT avec des effets positifs significatifs. Les travaux menés par Chermann et al. 2018 soutiennent cette hypothèse, en présentant des améliorations de performance lors de la tâche 3D-MOT dans des conditions expérimentales comparables et chez des athlètes professionnels de différentes activités : football, rugby, handball et judo. Ensemble,

ces résultats confirment l'utilité de l'outil NeuroTracker pour stimuler la récupération des fonctions perceptives et cognitives de sportifs professionnels ayant subi une commotion cérébrale. Dans un contexte où le risque de commotion augmente considérablement après un premier évènement (Hollis et al. 2009), nous pouvons penser que l'optimisation des fonctions perceptivo-cognitives au cours de la récupération peut constituer un élément déterminant pour limiter le risque de récidive. Ce postulat est renforcée par l'importante proportion de participants avec antécédent de commotion cérébrale qui ont été inclus dans cette étude. 87 % des sujets avaient subi au moins une commotion cérébrale au cours de leur carrière, tandis que 47 % présentaient un antécédent de commotion au cours des 12 derniers mois. Ce constat illustre bien la nécessité d'identifier des critères de résolution objectifs et de développer des stratégies visant à réduire le risque de commotions cérébrales répétées.

Enfin, nous avons montré que les gains d'apprentissage différaient significativement entre les groupes CC confirmée et CC non confirmée lors de l'évaluation HIA 3. En effet, les performances 3D-MOT du groupe CC non confirmée augmentent de 20 % par rapport à l'évaluation de référence tandis que celles du groupe CC confirmée restent relativement stables (augmentation de 3 %). De manière intéressante, les gains d'apprentissage des joueurs commotionnés augmentent lors de la session RaC ($p < 0,05$) et se rapprochent des valeurs observées chez les sujets non commotionnés lors de la session HIA 3. La commotion cérébrale se manifeste donc par un ralentissement des effets d'entraînement/d'apprentissage liés à la tâche 3D-MOT. Néanmoins, ce phénomène apparaît lors de la première phase de récupération (HIA 3), et semble s'estomper lors du retour au contact. Cette hypothèse est à mettre en perspective avec les travaux de Faubert 2013 qui a souligné les capacités supérieures des athlètes professionnels dans le traitement des scènes visuelles dynamiques. Il a notamment montré que les athlètes professionnels disposaient de courbes d'apprentissage plus rapides que les athlètes de niveaux inférieurs. Il est donc probable que le ralentissement des effets d'apprentissage/d'entraînement consécutif à la survenue d'une commotion cérébrale perdure plus longtemps chez des sportifs amateurs ou chez des sujets sédentaires. Corbin-Berrigan et al. 2018 ont étudié les effets d'un entraînement répété en 3D-MOT chez une population pédiatrique avec et sans historique de commotion cérébrale. Les résultats ont montré des gains d'apprentissage plus faibles chez les joueurs avec historique de commotion, mais essentiellement lors des sessions initiales. Cependant, les évaluations comprises dans cette étude avaient lieu en moyenne 2,21 mois après la blessure, ce qui limite les comparaisons avec les résultats de notre étude. Ces éléments illustrent néanmoins le risque que représente un retour

au jeu prématuré après avoir subi une commotion cérébrale. Les capacités d'entraînement perceptivo-cognitif se retrouvent altérées (attention, vision dynamique, anticipation des trajectoire, etc.), pouvant participer à l'augmentation du risque de subir des blessures plus importantes, notamment sur le plan ostéo-articulaire ou musculo-tendineux. Les gains d'entraînement liés à la tâche 3D-MOT semblent donc constituer un élément crucial pour améliorer le suivi de la récupération d'une part et aider les décisions de retour au jeu d'autre part.

3.4.1 Limites

30 commotions cérébrales ont été répertoriées au sein de l'équipe professionnelle du Racing 92 lors des saisons 2019/2020, 2020/2021 et 2021/2022. Même si nous avons pu illustrer l'intérêt que peut représenter l'outil NeuroTracker dans le contexte des commotions cérébrales en rugby professionnel, un plus grand nombre d'évènements permettrait d'analyser plus finement l'impact de cette blessure sur les capacités perceptivo-cognitives d'athlètes professionnels. Les comparaisons effectuées avec les joueurs non commotionnés ont montré des différences significatives en termes de gains d'apprentissage. Néanmoins, nous ne pouvons pas totalement considérer ce groupe comme population contrôle, notamment car ces joueurs ont été exposés à des impacts répétés et ont fait l'objet d'une suspicion de commotion cérébrale, ce qui peut également impacter leurs fonctions cognitives. En effet, il est reconnu que la répétition d'impacts d'un niveau « sub-commotionnel », définis comme des impacts à la tête qui ne provoquent pas de symptômes typiques de la commotion, engendre également des effets négatifs à court terme sur les fonctions neurocognitives des athlètes (Baugh et al. 2012). De plus, nous n'avons pas pu réaliser de 3ème test pour ces joueurs, dont le résultat aurait constitué un élément de comparaison avec l'évaluation RaC qui a été effectuée chez les joueurs commotionnés. Enfin, il était demandé aux participants de réaliser la meilleure performance possible lors de chaque évaluation NeuroTracker. Nous avons pu constater au fil des expérimentations, que l'engagement dans la tâche 3D-MOT n'était pas toujours optimal et que les facteurs motivationnels pouvaient également influencer de manière significative les performances obtenues. Les joueurs suspectés de commotion souhaitent rejouer le plus rapidement possible et peuvent être davantage concentrés lors des tests post-commotion que lors des tests de référence par exemple, ce qui peut représenter un biais dans les analyses effectuées.

3.5 Conclusion

Cette étude présente des données originales sur l'intérêt que représente le NeuroTracker dans le contexte des commotions cérébrales en rugby professionnel. Dans un premier temps, nous suggérons que l'analyse des performances perceptivo-cognitives à la suite d'une commotion cérébrale devrait être effectuée à partir d'une *Baseline* individuelle réactualisée régulièrement au cours de chaque saison. Puis, nous confirmons que la tâche 3D-MOT permet de stimuler la récupération des capacités perceptivo-cognitives d'athlètes professionnels ayant subi une commotion cérébrale. Enfin, la commotion cérébrale se manifeste par un ralentissement des vitesses d'entraînement/d'apprentissage qui intervient spécifiquement dans la première phase de récupération. Les résultats de cette étude fournissent d'importantes informations aux staffs sportifs et médicaux concernant l'utilisation et l'interprétation des performances 3D-MOT dans la gestion des commotions cérébrales en rugby professionnel. Même s'il joue un rôle limité dans l'évaluation initiale, le NeuroTracker semble constituer un outil bénéfique à la fois pour stimuler les fonctions perceptivo-cognitives d'athlètes commotionnés et accompagner les décisions de retour au jeu.

Bien que ce travail contribue à l'amélioration de la prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel, la mise en place de stratégies de prévention efficaces pour en réduire le risque constitue une piste à privilégier. Pour cela, l'identification des mécanismes de jeu impliqués dans cette blessure semble nécessaire.

Points clés

- L'analyse des performances perceptivo-cognitives à la suite d'une commotion cérébrale devrait être effectuée à partir d'une *Baseline* individuelle.
- La tâche 3D-MOT permet de stimuler les capacités perceptivo-cognitives des athlètes professionnels dans les processus de récupération d'une commotion cérébrale.
- Les vitesses d'apprentissage/d'entraînement liées à la tâche 3D-MOT sont altérées dans la première phase de récupération d'une commotion cérébrale.

3.6 Étude complémentaire : analyse vidéo des mécanismes de commotion cérébrale

Après avoir déterminé l'intérêt de l'outil NeuroTracker dans la prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel, un objectif complémentaire de cette étude était de décrire les mécanismes de jeu associés au risque de commotion. Pour cela, nous avons réalisé une analyse vidéo rétrospective de chaque incident de commotion cérébrale survenu au sein de l'équipe professionnelle du Racing 92 lors des saisons 2019/2020, 2020/2021 et 2021/2022.

3.6.1 Analyse des données

La méthode d'analyse vidéo des mécanismes de commotion cérébrale a été développée sur la base de travaux menés dans le rugby (Tierney et al. 2016; Hendricks et al. 2016; Tucker et al. 2017; Burger et al. 2019). Le séquençage vidéo de chaque action associée à une commotion cérébrale a été réalisé à l'aide du logiciel Sports Code Élite V.12.4.1 par la cellule d'analyse vidéo du Racing 92. Chaque clip vidéo (25 ips) a ensuite été examiné par le bais d'éléments de codage descriptifs. Ces éléments comprenaient des caractéristiques générales de jeu telles que la survenue de la commotion cérébrale (match ou entraînement), le poste du joueur concerné par la commotion ou encore l'instant du match où la blessure a eu lieu. Les postes ont été regroupés en deux grandes catégories : avants et arrières ; ainsi qu'en six sous-catégories : 1ère ligne (pilier, talonneur), 2ème ligne, 3ème ligne (3ème ligne aile, 3ème ligne centre), charnière (demi de mêlée, demi d'ouverture), centre et ailier/arrière. Le temps de jeu a été découpé en quart temps (0-20 min, 20-40 min, 40-60 min et 60-80 min). Des descripteurs d'incident relatifs à la commotion cérébrale ont par la suite été évalués. Plus précisément, la localisation de l'impact commotionnel (impact à la tête ou impact sur une autre partie du corps) ; l'anticipation de l'impact (impact anticipé ou impact non anticipé) ainsi que la phase de jeu (plaquage, ruck, maul, mêlée, duel aérien) ont été identifiées. Étant donné que le plaquage représente la principale cause de commotion cérébrale au rugby (Roberts et al. 2017), nous nous sommes particulièrement intéressés à cette phase de jeu. Dans un premier temps, le joueur impliqué dans le plaquage a été identifié : plaqueur ou plaqué. Puis, différents paramètres ont également été examinés : hauteur du plaquage (haut du corps ou bas du corps), direction de l'impact (frontale, latérale, diagonale ou postérieure), zone corporelle avec laquelle le contact commotionnel a été établi (tête, épaule, hanche/cuisse, genou), et joueur accélérant dans le plaquage (plaqueur,

plaqué ou les deux). Ces mécanismes ont été évalués pour l'ensemble des commotions cérébrales liées à la phase de plaquage, et pour celles qui concernaient spécifiquement le plaqueur ou le plaqué. Enfin, la technique de plaquage a été intégrée d'après plusieurs critères définis par Burger et al. 2016. Une erreur technique de plaquage était alors considérée lorsque l'un des critères suivants n'était pas respecté :

- Attitude avant l'impact : position basse du corps, dos droit, centre de gravité en avant de la base de support, tête haute et vers l'avant
- Impact avec l'épaule opposée au sens du jeu
- Impact au centre de gravité du porteur de balle
- Placement de la tête du bon côté du porteur de balle

Compte tenu de la petite taille de l'échantillon, des statistiques descriptives sont présentées pour chaque descripteur. L'incidence des commotions cérébrales est basée sur l'exposition des joueurs au match et le nombre de commotions cérébrales ; elle est rapportée pour 1000 heures de match.

3.6.2 Résultats

30 commotions cérébrales ont été enregistrées lors des saisons 2019/2020, 2020/2021 et 2021/2022, se traduisant par une incidence de 16,2 commotions/1000 heures de match sur la totalité de la période. Parmi elles, 97 % ont eu lieu en cours de match et seulement 3 % en situation d'entraînement. 73 % des commotions cérébrales concernaient les avants (1ère ligne : 17 %, 2ème ligne : 13 % et 3ème ligne : 43 %), et 27 % concernaient les arrières (charnière : 10 %, centre : 0 % et ailier/arrière : 17 %). En termes de temps de jeu, 65 % des commotions ont eu lieu en première mi-temps (9 lors du 1er quart temps et 10 lors du 2ème), et 35 % en deuxième mi-temps (14 lors du 3ème quart temps et 6 lors du 4ème). Nous avons constaté que 90 % des commotions cérébrales étaient causées par un coup direct à la tête tandis que 10 % étaient provoquées par un impact sur une autre partie du corps transmettant une force impulsive à la tête. 87 % des impacts entraînant une commotion cérébrale étaient anticipés, tandis que 13 % n'étaient pas anticipés. Enfin, 26 commotions étaient liées à la phase de plaquage (87 %), 2 à la phase de ruck (7 %), 1 à la phase de maul (3 %) et 1 à la phase de duel aérien (3 %).

Descripteur	Nombre	Pourcentage
Survenue		
Match	29	97 %
Entraînement	1	3 %
Poste		
Avants	22	73 %
Arrières	8	27 %
1ère ligne	5	17 %
2ème ligne	4	13 %
3ème ligne	13	43 %
Charnière	3	10 %
Centre	0	0 %
Ailier/arrière	5	17 %
Temps de jeu (min)		
0-20	9	31 %
20-40	10	34 %
40-60	4	14 %
60-80	6	21 %
Localisation de l'impact		
Impact direct à la tête	27	90 %
Impact sur une autre partie du corps	3	10 %
Anticipation de l'impact		
Impact anticipé	26	87 %
Impact non anticipé	4	13 %
Phase de jeu		
Plaquage	26	87 %
Ruck	2	7 %
Maul	1	3 %
Duel aérien	1	3 %
Mêlée	0	0 %

Tableau 6. Fréquence et pourcentage des descripteurs de commotions cérébrales.

Les descripteurs de commotions cérébrales associées à la phase de plaquage sont détaillés dans le Tableau 7. Dans un premier temps, on remarque que 85 % des commotions liées au plaquage concernent le plaqueur et seulement 15 % le plaqué. Les plaquages réalisés sur le haut du corps sont représentés à 54 %, contre 46 % pour les plaquages réalisés sur le bas du corps. Concernant la direction de l'impact, 69 % des plaquages ayant entraîné une commotion cérébrale sont frontaux tandis que 31 % sont latéraux. La configuration des joueurs accélérant dans le plaquage est la suivante : le plaqueur seul pour 19 % des situations, le plaqué seul pour 35 %, et les deux joueurs pour 46 %. La zone corporelle avec laquelle le contact commotionnel a été établi concerne la tête dans 27 % des commotions cérébrales liées au plaquage, l'épaule dans 19 %, la hanche/cuisse dans 46 % et le genou dans 8 %. Enfin, une erreur technique de plaquage a été remarquée dans 68 % des commotions cérébrales relatives au plaqueur. Les descripteurs sont également détaillés pour les commotions qui concernent spécifiquement le plaqueur ou le plaqué. Dans notre échantillon, le porteur de balle n'est impliqué que dans 4 commotions cérébrales. Celles-ci concernent essentiellement des plaquages frontaux, réalisés sur le haut du corps (100 %).

Descripteur	Nombre			Pourcentage		
Joueur impliqué dans le plaquage						
Plaqueur		22			85 %	
Plaqué		4			15 %	
Hauteur du plaquage	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**
Haut du corps	10	4	14	45 %	100 %	54 %
Bas du corps	12	0	12	55 %	0 %	46 %
Direction du plaquage	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**
Frontale	14	4	18	64 %	100 %	69 %
Latérale	8	0	8	26 %	0 %	31 %
Diagonale	0	0	0	0 %	0 %	0 %
Arrière	0	0	0	0 %	0 %	0 %
Joueur accélérant dans le plaquage	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**
Plaqueur	4	1	5	18 %	25 %	19 %
Plaqué	8	1	9	36 %	25 %	35 %
Les deux	10	2	12	45 %	50 %	46 %
Zone de contact	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**	**Plaqueur**	**Plaqué**	**Total**
Tête	6	1	7	27 %	25 %	27 %
Épaule	3	2	5	14 %	50 %	19 %
Hanche/cuisse	11	1	12	50 %	25 %	46 %
Genou	2	0	2	9 %	0 %	8 %
Technique de plaquage		**Plaqueur**			**Plaqueur**	
Erreur technique		15			68 %	
Pas d'erreur technique		7			32 %	

Tableau 7. Fréquence et pourcentage des descripteurs de commotions cérébrales liées à la phase de plaquage. Les données sont présentées pour l'ensemble des commotions associées à la phase de plaquage, et pour celles qui concernent spécifiquement le plaqueur ou le plaqué.

3.6.3 Discussion

Un objectif complémentaire de cette étude consistait à décrire les mécanismes des commotions cérébrales survenues au sein de l'équipe professionnelle du Racing 92. Les clips vidéo des actions de jeu associées à chaque commotion ont donc été analysés. L'incidence des commotions cérébrales sur la totalité de la période est de 16,2/1000 heures de match. Cette valeur est légèrement supérieure à l'incidence qui a été rapportée en Top 14 lors de la saison 2017/2018 (12,1/1000 heures de match), ce qui pourrait indiquer que l'incidence des commotions cérébrales dans le rugby professionnel français continue d'augmenter. L'étude de Kemp et al. 2021 menée dans le rugby professionnel anglais, rapporte une incidence encore plus élevée de 20,4 commotions/1000 heures de match lors de la saison 2018/2019. Bien qu'il faille attendre les données issues des programmes de surveillance des blessures portant sur les dernières saisons de Top 14, cette tendance illustre bien les enjeux actuels que représente la commotion cérébrale dans le rugby.

La grande majorité des commotions cérébrales a été constatée en situation de match (97 %), tandis qu'une seule commotion a été observée en condition d'entraînement. Il paraît évident que le risque de blessure est plus élevé en match qu'en entraînement, notamment en raison de la différence d'intensité et d'engagement. Mais ce constat peut également être expliqué par les récentes recommandations de World Rugby sur la gestion de la charge d'entraînement avec contact, visant à réduire le risque de commotion cérébrale. Ces recommandations, émises en 2021, couvrent l'ensemble des types d'entraînement avec contact, en tenant compte du volume, de l'intensité, de la fréquence et de la prévisibilité des contacts. Par exemple, l'entraînement avec contact maximal est limité à 15 min par semaine, ce qui limite fortement l'exposition au risque de commotion cérébrale.

Nous avons remarqué que les avants sont les joueurs qui ont été le plus impactés par les commotions cérébrales. Ce résultat est contradictoire avec les travaux de Chéradame et al. 2021 qui ont rapporté une incidence de commotion cérébrale significativement plus importante pour les postes de la charnière que pour les autres arrières ou les avants. Une des raisons explicatives exposée par ces auteurs concerne la masse corporelle qui est généralement plus faible pour les joueurs évoluant à ces postes. Néanmoins, il est reconnu que les avants subissent des charges de contact par match beaucoup plus élevées que les arrières, ce qui les expose davantage au risque de commotion cérébrale (Quarrie and Hopkins 2008). De plus, dans notre échantillon, cinq évènements de commotion concernent le même

joueur évoluant au poste de 3ème ligne, ce qui nuance l'importante proportion observée chez les avants.

Bien qu'aucune tendance évidente n'apparaisse concernant le temps de jeu, la majorité des commotions a eu lieu en première mi-temps (65 %), ce qui semble incohérent avec les travaux précédents ayant étudié ce paramètre. En effet, il est généralement rapporté un nombre de commotions cérébrales plus important en fin de match (Hollis et al. 2009; Tierney et al. 2016; Hendricks et al. 2016), illustrant l'influence potentielle des impacts répétés et de la fatigue sur la technique de plaquage et le risque de blessure (Gabbett 2008). Dans cette étude, nous avons pris en compte le temps de jeu général du match, mais nous n'avons pas inclus le temps de jeu effectif de chaque joueur, ce qui pourrait nous apporter davantage de renseignements. Cependant, il est envisageable que le niveau d'engagement et d'intensité qui caractérise les débuts de match puisse également influencer le risque de commotion cérébrale. De la même manière, une condition physique performante pourrait limiter les effets de la fatigue sur le risque de commotion en fin de match.

Même s'il est reconnu qu'une commotion cérébrale puisse survenir à la suite d'un impact indirect transmis à la tête, nos résultats confirment que la majorité des commotions est liée à un coup direct à la tête (Hendricks et al. 2016; Tierney et al. 2017). Le paramètre d'anticipation de l'impact montre quant à lui, des résultats plus contrastés. Nous avons remarqué que seulement 13 % des commotions cérébrales étaient liées à des impacts non anticipés, tandis que Hendricks et al. 2016 rapportent 60 % de commotions cérébrales associées à des impacts non anticipés. Cette étude était menée chez une population de joueurs de rugby de moins de 18 ans lors d'une compétition sud-africaine et il est possible que les différences liées à l'âge où aux spécificités du jeu pratiqué dans cette nation puissent expliquer ces divergences. Toutefois, l'association entre non anticipation de l'impact et risque de commotion cérébrale a également été notifiée dans d'autres sports comme le hockey (Mihalik et al. 2012) et la crosse (Lincoln et al. 2013). Il est effectivement stipulé que l'activation anticipée des muscles cervicaux est associée à une plus faible réponse cinématique de la tête, atténuant ainsi la gravité de l'impact. Les impacts de type non anticipés sont moins fréquents en rugby, et par conséquent peu étudiés dans la littérature scientifique. Néanmoins, ces situations sont dangereuses et présentent un risque important de blessures : non seulement dans le contexte des commotions cérébrales mais également sur le plan ostéo-articulaire (King et al. 2012). Des recherches supplémentaires semblent donc nécessaires pour identifier les liens entre anticipation de l'impact et risque de commotion cérébrale en rugby.

87 % des commotions cérébrales observées dans cette étude sont liées au plaquage, confirmant que cette phase de jeu représente la principale cause de commotion cérébrale au rugby (Roberts et al. 2017. De plus, nous avons constaté que le plaqueur est davantage représenté que le porteur de balle et que les plaquages frontaux semblent constitués les situations les plus à risque, ce qui correspond également aux résultats présentés dans la littérature scientifique (Tucker et al. 2017). Par ailleurs, il est généralement reconnu que les plaquages réalisés sur le haut du corps sont plus dangereux que ceux réalisés sur le bas du corps (Tierney et al. 2016). Les données que nous avons recueillies ne permettent pas de soutenir cette hypothèse car au total, 46 % des commotions cérébrales liées au plaquage concernent des plaquages sur le bas du corps. Même si nous avons constaté que 100 % des commotions cérébrales relatives au porteur de balle sont liées à des plaquages sur le haut du corps, cela ne concerne que 4 événements de commotions cérébrales, ce qui limite l'interprétation de ce résultat. Certains travaux ont rapporté que le risque de commotion cérébrale est plus élevé lorsque le plaqueur accélère dans le plaquage ou se déplace à grande vitesse (Tucker et al. 2017; Cross et al. 2019). Les résultats de notre étude sont plus nuancés mais semblent néanmoins montrer que les situations les plus à risques s'observent lorsque les deux joueurs accélèrent dans le plaquage, que la commotion concerne le plaqueur ou le porteur de balle. Ce résultat paraît cohérent dans la mesure où l'énergie cinétique de l'impact est plus élevée lorsque les deux joueurs sont en mouvement, en particulier dans les plaquages frontaux (Hendricks et al. 2014).

Enfin, la zone corporelle avec laquelle le contact commotionnel a été établi nous donne davantage d'informations. Lorsque le joueur commotionné est le porteur de balle, la zone de contact est principalement l'épaule ou la tête, ce qui paraît cohérent car cela ne concerne que des plaquages sur le haut du corps. Lorsque le joueur commotionné est le plaqueur, on remarque que la hanche/cuisse est la zone de contact la plus fréquente. Cette situation peut s'observer lors de plaquages sur le bas du corps où un mauvais positionnement de la tête est susceptible d'entraîner un coup direct avec la hanche de l'adversaire. Cette hypothèse est soutenue par le pourcentage de commotions cérébrales associées à une erreur technique de plaquage (68 %). Il a déjà été mentionné que la technique de plaquage constituait un facteur de risque clé dans la survenue d'une commotion cérébrale à travers différents critères comme le raccourcissement des appuis avant le contact ou le positionnement de la tête (Burger et al. 2016; Hendricks et al. 2016). Ces résultats suggèrent que l'amélioration des techniques de plaquage doit être au cœur des stratégies de prévention du risque de commotion cérébrale.

3.6.3.1 Limites

La principale limite de cette étude concerne la petite taille de son échantillon, ce qui réduit l'impact des analyses statistiques. Néanmoins, nous avons pu décrire les mécanismes de 30 commotions cérébrales observées sur 3 saisons au sein d'une équipe de rugby professionnel. Ces données fournissent d'importantes informations au staff médical du Racing 92 sur les conditions de jeu qui favorisent le risque de commotion cérébrale. Ce travail constitue une base de support intéressante qui pourrait participer au développement de stratégies de prévention visant à réduire l'incidence des commotions cérébrales au sein du club.

3.6.4 Conclusion

L'analyse vidéo des évènements de commotion cérébrale améliore notre compréhension des mécanismes potentiellement modifiables impliqués dans cette blessure. Il est clair que le plaquage représente la principale cause de commotion cérébrale au rugby et que les stratégies de prévention devraient se concentrer sur cette phase de jeu. L'influence de certains facteurs est bien identifiée comme le joueur impliqué dans le plaquage, la direction de l'impact ou la technique de plaquage. D'autres éléments doivent cependant être approfondis tels que l'anticipation de l'impact dont l'optimisation pourrait constituer une stratégie de prévention intéressante.

Points clés

- Le plaquage est la principale cause de commotion cérébrale au rugby.
- Le joueur plaqueur est plus susceptible de subir une commotion cérébrale que le porteur de balle.
- L'amélioration des techniques de plaquage semble constituer une stratégie de prévention pertinente pour limiter le risque de commotion associé à cette phase de jeu.

4 Étude 4 – Analyse de la réponse biomécanique de joueurs de rugby professionnel à des impacts de type « non anticipé »

4.1 Introduction

4.1.1 Biomécanique de la commotion cérébrale

Comme il paraît impossible d'éliminer tout risque de collision volontaire ou involontaire avec le sol ou un adversaire, il ne semble pas réaliste d'envisager la disparition complète du risque de commotion cérébrale dans le rugby. Cependant, des stratégies de prévention sont susceptibles d'en réduire le nombre et la gravité. Il est désormais bien identifié que le plaquage représente la principale cause de commotion cérébrale au rugby et que les stratégies de prévention doivent se concentrer sur cette phase de jeu (*c.f.* étude 3.6). Néanmoins, la prévention des commotions et autres lésions cérébrales liées au plaquage exige une compréhension claire des paramètres variables et/ou potentiellement modifiables impliqués lors de cette collision. Pour cela, la recherche en biomécanique semble primordiale. Il est reconnu que l'accélération linéaire et angulaire de la tête sont les variables biomécaniques les plus fréquemment associées à la commotion cérébrale dans le sport (Rowson et al. 2016). Une charge de contact directe ou une charge inertielle transmise à la tête peuvent toutes deux entraîner une accélération linéaire et angulaire de la tête. Une force qui passe par le centre de gravité de la tête va principalement créer un mouvement linéaire de la tête pendant l'impact, tandis qu'une force qui ne passe pas par le centre de gravité produira un moment impulsif autour du centre de gravité, provoquant une accélération rotative. Les rôles de ces deux paramètres dans la production de lésions cérébrales ont été historiquement étudiés indépendamment les uns des autres, car chacun a tendance à être associé à des mécanismes de lésion différents. On pense que l'accélération linéaire cause des blessures par des gradients de pressions intracrâniennes transitoires, tandis que l'accélération angulaire est censée causer des blessures par cisaillement dans le tissu neural (King et al. 2003). En réalité, tous les impacts impliquent à la fois une accélération linéaire et angulaire (Rowson et al. 2009), et donc tous deux contribuent au risque de blessure. Il est ainsi conseillé de considérer à la fois la valeur de l'accélération linéaire et de

l'accélération angulaire de la tête lors de l'étude des commotions cérébrales (D. King et al. 2016). Au-delà de la nature de l'accélération, son amplitude et sa durée sont deux paramètres étroitement liés. En effet, si la durée d'exposition est très courte, des pressions plus élevées peuvent être tolérées sans blessure. A l'inverse, de longues durées d'exposition avec des pressions plus faibles peuvent tout de même provoquer des lésions. La relation entre durée de l'impact et accélération linéaire de la tête a été illustrée dans un premier temps par la courbe de tolérance aux commotions cérébrales de la *Wayne State University* (Guskiewicz and Mihalik 2011) (Figure 51), même si à ce jour, aucun seuil exact n'a été identifié.

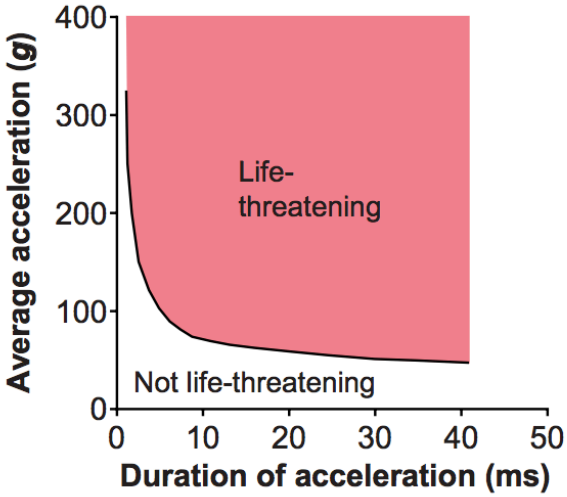


Figure 51. Courbe de tolérance de la *Wayne State University*, décrivant la relation entre l'accélération linéaire de la tête, la durée de l'accélération et l'apparition d'une commotion cérébrale (d'après Namjoshi et al. 2013).

La professionnalisation du rugby s'est accompagnée d'une augmentation de la charge de contact liée aux rucks et aux plaquages (Quarrie and Hopkins 2007). Il arrive que certains joueurs réalisent plus de 30 plaquages par match (Deutsch et al. 2007) avec des forces de contact mesurées à l'épaule qui peuvent être supérieures à 3500 N (Usman et al. 2011). Cette répétition d'impacts d'un niveau « sub-commotionnel », définis comme des impacts à la tête qui ne provoquent pas de symptômes typiques de la commotion, engendre également des effets négatifs à court et à long terme sur les fonctions neurocognitives des athlètes (Baugh et al. 2012). Bien que ces impacts n'entraînent pas de signes observables ni d'altérations comportementales apparentes (Dashnaw et al. 2012), ils peuvent endommager le système nerveux central en transférant un degré élevé d'accélération linéaire et angulaire vers le cerveau (Broglio et al. 2011). Il a été montré que l'exposition à des impacts sub-commotionnels répétitifs

peut entraîner des dommages similaires, voire plus importants, qu'un seul événement de commotion (Webbe and Barth 2003). Ces impacts sont plus rarement étudiés dans la littérature scientifique, mais compte tenu de la répétition de collisions observée lors d'un match de rugby, il semblerait important d'investiguer ce mécanisme d'apparition.

4.1.2 Méthodes d'évaluation des paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale

4.1.2.1 Modélisation numérique

Une première approche consiste à utiliser la modélisation multi-corps pour étudier la cinématique de la tête lors d'impacts (Fréchède and McIntosh 2009; Mcintosh et al. 2014). Mcintosh et al. 2014 ont utilisé un modèle de corps humain à facettes MADYMO (*MAthematical DYnamic MOdels*) initialement développé pour les chocs automobiles, pour calculer la cinématique de la tête à partir d'impacts commotionnels et sub-commotionnels observés en football américain. Ils ont rapporté que l'accélération angulaire de la tête dans le plan frontal avait la plus grande association avec la commotion cérébrale. Ils ont également pu fournir une proposition de valeurs seuil de 1747 rad/s^2 et 2296 rad/s^2 pour une probabilité de 50 % et 75 % de commotion, respectivement. Tierney and Simms 2017 ont appliqué le modèle MADYMO au rugby et ont démontré que les plaquages sur le haut du corps entraînaient une plus grande charge inertielle à la tête et au cou que les plaquages sur le bas du corps, en particulier chez le porteur de balle. Bien que l'étude ait rapporté des valeurs numériques intéressantes, les auteurs ont averti que ce modèle n'avait pas encore été validé pour les collisions sportives. Dans ce cadre, Tierney and Simms 2019 ont quantifié la capacité prédictive du modèle MADYMO appliquée à des plaquages enregistrés dans un laboratoire d'analyse de mouvement 3D (système optoélectronique Vicon). Les résultats ont démontré que le modèle MADYMO produisait une grande variation d'erreur et comportait un intérêt limité pour la reconstruction détaillée de la cinématique de la tête lors d'un plaquage.

4.1.2.2 Analyse vidéo quantitative

D'autres études ont réalisé des analyses vidéo des événements de plaquage et/ou de commotion cérébrale afin d'obtenir des données descriptives des impacts transmis en match. McIntosh et al. 2000 ont analysé les vidéos de 97 impacts afin d'estimer quantitativement les valeurs de vitesse de la tête, de quantité de mouvement et d'énergie cinétique transmises à la tête lors de l'impact. Il a notamment été constaté qu'une commotion cérébrale se produisait avec des impacts à la tête de 50 à 60 J. Hendricks et al. 2014 ont développé une méthode afin de décrire la relation entre la quantité de mouvement/l'énergie cinétique du porteur de balle et du plaqueur avant l'impact et le résultat du plaquage, mais n'ont pas examiné l'apparition de commotion cérébrale. Cette méthode d'analyse s'avère relativement intéressante dans la mesure où elle ne nécessite pas d'instrumentation du joueur. Cependant, elle n'offre aucune information concernant les valeurs d'accélération de la tête.

4.1.2.3 Capteurs embarqués sur le terrain

L'évaluation des impacts à la tête en situation de jeu a été réalisée grâce à un système de télémétrie d'impact à la tête (HITS), utilisant des accéléromètres montés sur casque permettant de déterminer les accélérations linéaires et angulaires de la tête dans le football américain (Young et al. 2014), le hockey sur glace (Wilcox et al. 2014), ou en utilisant un bandeau dans le football (Hanlon and Bir 2012). Les données collectées ont notamment permis de développer des courbes de risque de commotion cérébrale (Rowson et al. 2012) contribuant ainsi à l'identification des sportifs considérés comme à risque. Dans le rugby, des protège-dents instrumentés (XGuard) ont permis de recueillir des données concernant l'ampleur et la fréquence des impacts chez 38 joueurs de rugby amateur lors d'une saison entière (King et al. 2015). En moyenne, les joueurs ont subi 77 impacts à la tête par match soit 1379 sur l'ensemble de la saison, ce qui est plus élevé que dans toute autre étude publiée à ce jour. Les valeurs moyennes d'accélération linéaire des impacts étaient de 22 g, d'accélération angulaire de 3990 rad/s^2 et de durée d'impact de 12 ms. Une seconde étude a examiné les caractéristiques d'accélération de la tête à l'impact chez des joueurs de rugby de moins de 9 ans *via* des patchs cutanés (XPatch) lors de 4 matchs (D.A. King et al. 2016). 30 721 impacts à la tête ont été enregistrés avec des accélérations linéaires et angulaires moyennes de 15 g et 2296 rad/s^2. Ces études fournissent des données intéressantes afin de caractériser les niveaux d'accélération de la tête impliqués lors des impacts au rugby, mais aucune relation n'a été observée entre les

variables d'impact et les commotions cérébrales. Les protège-dents instrumentés démontrent un couplage supérieur avec le crâne à travers la dentition supérieure et ont été recommandés pour la mesure *in vivo* des accélérations de la tête (Tierney et al. 2021). Néanmoins, de futures recherches semblent nécessaires pour évaluer la faisabilité de cette technologie d'une part, et pour identifier son intérêt dans la détection des commotions cérébrales d'autre part.

4.1.2.4 Simulation d'impact en laboratoire

Enfin, les paramètres biomécaniques du plaquage ont été examinés lors de simulations en laboratoire afin de disposer d'un environnement plus contrôlé. Nichols et al. 2017 ont mesuré l'accélération tridimensionnelle de la tête par rapport au thorax lors de plaquages simulés (1 vs. 1). En moyenne, le porteur de balle subissait une accélération maximale de la tête de 4,2 g tandis que le plaqueur de 19,8 g. Des bancs de plaquage ont également été conçus permettant de remplacer un des deux joueurs par un « mannequin » (généralement un sac de plaquage ou de frappe) et ainsi étudier les plaquages de manière plus reproductible (Figure 52). Cette approche est particulièrement pertinente pour effectuer des tests avec des niveaux d'impact sous-maximaux afin de minimiser les risques de blessure. Parmi les bancs de plaquages existants, on trouve des bancs simulant des porteurs de balle immobiles ou mobiles qui ont permis d'évaluer les paramètres de force (Usman et al. 2011), les stratégies d'activation neuromusculaire (Seminati et al. 2017) ou encore les critères techniques du plaquage (Burger et al. 2019). Deux études se sont intéressées à la cinématique de la tête en utilisant des bancs de plaquage mobiles pendulaires simulant le porteur de balle. Danielle et al. 2017 ont étudié l'accélération linéaire et angulaire de la tête de joueurs de rugby qui devaient plaquer un sac de 50 kg libéré par un pendule. Les accélérations linéaires et angulaires maximales étaient de $83{,}0 \pm 36{,}3$ g et $2537{,}8 \pm 477{,}7$ rad/s^2 pour les avants et de $77{,}6 \pm 33{,}8$ g et $2501{,}9 \pm 519{,}6$ rad/s^2 pour les arrières. Une étude plus récente a utilisé le même type de dispositif pour explorer l'effet des antécédents de commotion cérébrale sur le contrôle de la tête lors de plaquages simulés (Bussey et al. 2019). Les athlètes ayant les antécédents de commotion cérébrale les plus récents (< 12 mois) avaient des niveaux d'accélération de la tête supérieurs (49-68 g) à ceux sans antécédents de commotion cérébrale (18-38 g). Les résultats ont également montré que les athlètes avec antécédents de commotion cérébrale avaient des niveaux d'activation préparatoire des muscles cervicaux plus faibles (trapèze, *splenius capitis*), indiquant une probable perturbation du contrôle neuromusculaire de la tête comme mécanisme

potentiel de l'incidence récurrente des commotions cérébrales. La simulation de plaquage par l'intermédiaire de banc d'essais représente une alternative pertinente pour étudier les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans des conditions sécuritaires, contrôlées et reproductibles. Ils semblent donc représenter une solution adaptée pour évaluer l'intérêt de différentes stratégies de prévention sur le risque de commotion cérébrale.

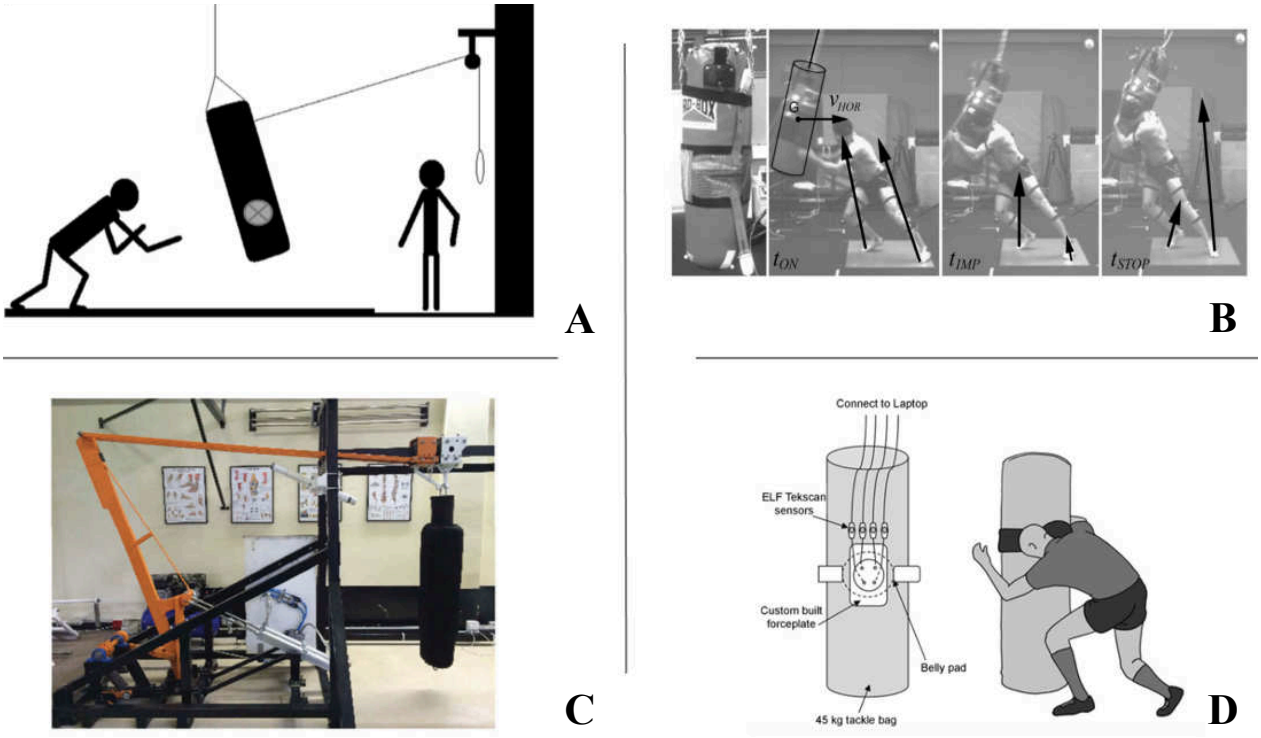


Figure 52. Illustration des dispositifs de simulation de plaquage qui ont été proposés dans la littérature scientifique. **A** : Bussey et al. 2019 ; **B** : Seminati et al. 2017 ; **C** : Burger et al. 2019 ; **D** : Usman et al. 2011.

4.1.3 Stratégies de prévention

L'impact d'un apprentissage technique sur les variables cinématiques du plaquage a été étudié dans des conditions contrôlées de laboratoire (Kerr et al. 2018). Même si une modification des paramètres cinématiques associée à une réduction du risque de blessure a été observée chez les joueurs les plus expérimentés, une grande variabilité a été constatée. Schussler et al. 2018 ont également examiné les effets d'un entraînement technique sur le nombre d'accélérations de la tête subies lors de plaquages réalisés sur le haut du corps. Un nombre réduit d'accélérations de la tête au-dessus des valeurs de seuil a été observé, avec le raccourcissement des appuis qui

semble être le facteur déterminant de l'efficacité du plaquage. Les travaux de Tierney and Simms 2017 et Tierney et al. 2018 ont étudié l'influence de la hauteur du plaquage sur la cinématique de la tête par l'intermédiaire d'une modélisation numérique (MADYMO). Les valeurs cinématiques de la tête du porteur de balle étaient nettement plus élevées pour les plaquages réalisés sur le haut du corps que pour ceux réalisés sur le bas du corps, même sans contact direct avec la tête.

Le rôle de la force des muscles cervicaux dans la prévention des commotions a également été rapporté dans la littérature. Nichols et al. 2017 ont remarqué que l'équilibre entre force des fléchisseurs et des extenseurs du cou était corrélé avec des accélérations plus faibles de la tête par rapport au thorax, ce qui pourrait assurer une stabilité de la tête en réponse à un contrecoup. Il semble également que la force globale du cou puisse être un prédicteur significatif du risque de commotion cérébrale (Collins et al. 2014). Dans une étude menée chez des joueurs de hockey sur glace, Eckner et al. 2014 ont remarqué qu'une activation anticipée des muscles cervicaux était associée à une plus faible réponse cinématique de la tête après l'impact. De même, il a été postulé par Hanson et al. 2014, que l'activation des muscles du cou et des muscles postérieurs des épaules réduisait le risque de commotion en limitant la mobilité de la tête, diminuant ainsi l'accélération résultante de l'impact. Ces résultats suggèrent que « se préparer à l'impact » peut être une stratégie efficace pour réduire le risque de commotion associé à une collision sportive. Cette hypothèse est cohérente avec les recherches de Mihalik et al. 2010 qui ont démontré que les amplitudes de l'impact à la tête chez de jeunes joueurs de hockey sur glace étaient plus importantes lorsque les collisions étaient imprévues. En rugby, le porteur de balle peut parfois être dans l'incapacité d'observer l'approche du plaqueur et donc de se préparer à l'impact, pouvant entraîner une plus grande vulnérabilité (Figure 53). Une étude a montré que les joueurs plaqués depuis l'extérieur de leur champ visuel périphérique présentaient un risque accru de blessure générale (King et al. 2012). Bien qu'elle ne soit pas ciblée sur les traumatismes crâniens ou les commotions, cette étude suggère que la performance visuelle peut jouer un rôle important dans la prévention des blessures. Les stratégies d'entraînement visant à améliorer la perception de l'environnement et l'anticipation des collisions semblerait donc constituer un moyen efficace d'amélioration de la sécurité des joueurs en facilitant l'activation des muscles cervicaux en prévision de l'impact.



Figure 53. Exemple d'une collision non anticipée en rugby. **A** : le joueur se déplace dans l'environnement en fixant son regard sur le ballon ; **B** : le joueur subit un plaquage latéral qui intervient en dehors de son champ visuel périphérique ; **C** : ne s'étant pas préparé à l'impact, le joueur est caractérisé par une réponse cinématique de la tête potentiellement dangereuse. (Source : *Major League Rugby*).

Les recherches concernant le lien entre performance perceptive/visuelle et prévention des blessures sont limitées. Des associations entre temps de réaction et risque de blessure ont été constatées, mais concernaient uniquement des lésions musculaires et articulaires (Wilkerson et al. 2017). Harpham et al. 2014 ont constaté que les joueurs de football américain avec de meilleures capacités perceptives et visuelles subissaient des impacts à la tête moins sévères que les athlètes avec de moins bonnes capacités. Les performances perceptives et visuelles semblent donc influencer la capacité d'un individu à interpréter les signaux environnementaux, à anticiper les actions des adversaires et à créer des réponses motrices appropriées limitant la gravité d'un impact imminent à la tête. Des recherches supplémentaires sont donc nécessaires pour identifier les stratégies d'entraînement qui seraient susceptibles de réduire le risque de lésion cérébrale. Dans ce cadre, nous émettons l'hypothèse selon laquelle l'activité 3D-MOT pourrait jouer ce rôle, notamment lorsqu'il est intégré dans un protocole d'échauffement.

4.1.4 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude consiste à analyser la réponse biomécanique de joueurs de rugby professionnel à des impacts de type « non anticipé ». Pour cela, un dispositif de simulation de

plaquage a été développé, afin d'étudier les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans des conditions sécuritaires, contrôlées et reproductibles. Un objectif complémentaire de cette étude consiste à identifier l'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif lié à la tâche 3D-MOT sur le risque de commotion cérébrale associé à des impacts de type « non anticipé ». Un échauffement perceptivo-cognitif a donc été proposé à un groupe de participants par l'intermédiaire du logiciel NeuroTracker. Nous émettons l'hypothèse selon laquelle la réponse biomécanique des joueurs dépendrait de certains facteurs tels que le poste ou les caractéristiques morphologiques. Il était également attendu que les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale seraient plus faibles pour les joueurs effectuant l'échauffement perceptivo-cognitif, se traduisant par une meilleure anticipation des impacts. Dans un second temps, les résultats de cette recherche seront mis en perspective dans une étude préliminaire dont l'objectif consiste à évaluer la pertinence de l'utilisation de protège-dents instrumentés *in situ* pour la quantification des collisions au rugby.

4.2 Matériel et méthodes

4.2.1 Participants

Dix-sept sujets ont été recrutés pour participer à cette étude. Tous les participants sont des joueurs de rugby professionnel évoluant au sein de l'équipe Espoir et/ou Professionnelle du Racing 92. Les participants ont été inclus si, le jour des expérimentations, ils étaient jugés médicalement aptes à la pratique du rugby et en mesure de se soumettre à une série de 12 impacts. Les critères d'exclusion de l'étude consistaient en un diagnostic de commotion cérébrale au cours des trois derniers mois (indépendamment de l'autorisation de jouer), un symptôme post-commotionnel à long terme éprouvé au moment des expérimentations ou toute autre blessure susceptible de modifier le comportement du joueur face aux impacts. Afin d'identifier l'influence du poste sur la réponse biomécanique aux impacts, les joueurs ont été catégorisés en deux groupes. Le groupe « avants » comprenait les postes de : pilier, talonneur, 2ème ligne et 3ème ligne; tandis que le groupe « arrières » comprenait les postes de : demi de mêlée, demi d'ouverture, centre, ailier et arrière (Tableau 8). Les expérimentations se sont déroulées au centre d'entraînement du Racing 92, sous la supervision du staff médical afin de prévenir tout risque de blessure. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé écrit

avant les tests et toutes les procédures de test sur l'homme étaient conformes aux principes de la Déclaration d'Helsinki.

Poste	N	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)	Antécédents de commotion cérébrale (*n*)
Avants	9	23,1 ± 2,9	188,3 ± 6,9	114,8 ± 14,6	1 ± 1,07
Arrières	8	23,1 ± 3,9	181,7 ± 6,1	86,9 ± 8,1	2,3 ± 2,3
Total	17	22,7 ± 4,2	185,2 ± 7,2	101,6 ± 18,4	1,5 ± 1,5

Tableau 8. Caractéristiques des sujets.

4.2.2 Matériel

4.2.2.1 Simulateur d'impact

Un des objectifs de ce projet était de concevoir un simulateur de plaquage permettant de reproduire de manière contrôlée et reproductible des niveaux d'énergie semblables à ceux observés lors d'un plaquage « sous-maximal ». L'étude des paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale nécessite une fine maîtrise de l'intensité des impacts imposés aux joueurs. Or, cette condition ne peut pas être respectée en situation de jeu réel. En effet, de nombreux facteurs sont susceptibles d'influencer la réponse biomécanique des joueurs impliqués dans cette phase de jeu : hauteur et direction du plaquage, énergie de l'impact, technique de plaquage ou caractéristiques morphologiques des joueurs impliqués dans le plaquage. La conception d'un simulateur d'impact permet de pallier ce problème, en reproduisant des conditions de jeu spécifiques tout en assurant la sécurité des participants. Dans cette étude, nous nous intéressons au comportement biomécanique du porteur de balle en réponse à un plaquage de type « non anticipé », identifié comme action potentiellement dangereuse (Hendricks et al. 2016). Le dispositif a donc été conçu de telle sorte que l'impact provienne en dehors du champ visuel périphérique du sujet (Figure 54), ce qui s'observe le plus fréquemment lors de plaquages latéraux (King et al. 2012).

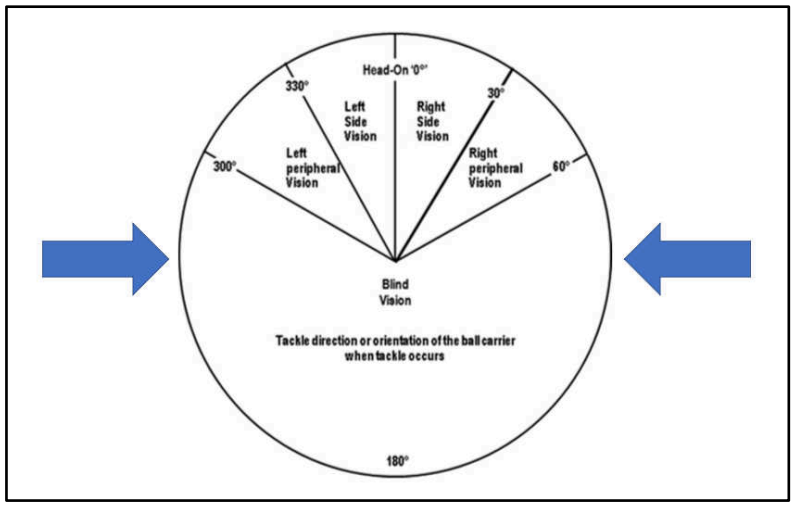


Figure 54. Direction du plaquage et orientation du porteur de balle au moment du plaquage (d'après King et al. 2012). Les flèches bleues représentent la direction de l'impact reproduite par le simulateur de plaquage.

La conception du simulateur d'impact a été traitée par Sophie Rivals dans le cadre de son stage de Master 2 réalisé au sein de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak en 2020/2021. La conception du système s'est inspirée de la méthode pendulaire, qui a déjà été utilisée dans la littérature scientifique pour étudier la phase de plaquage (Bussey et al. 2019). Ainsi, nous avons développé un dispositif permettant de simuler un joueur plaqueur accélérant vers un porteur de balle immobile, qui est un scénario fréquemment associé au risque de commotion cérébrale (Tucker et al. 2017). Le simulateur de plaquage est constitué d'une structure en profilé aluminium (NORCAN ; 250 × 250 × 120 cm), dimensionnée afin de pouvoir suspendre un impacteur d'une masse maximale de 100 kg. La conception et le dimensionnement ont été réalisés sur le logiciel de CAO *fusion 360 Autodesk*. Plus précisément une analyse statique et une analyse fréquentielle ont été réalisées afin de s'assurer de la tenue de la structure. L'impacteur est constitué d'un sac de sable de 86 kg généralement utilisé en musculation/fitness (Vevor ©), sur lequel est fixé un bouclier de percussion dont la rigidité est spécifiquement adaptée aux impacts en rugby (Gilbert Rugby, France ©). La longueur des sangles qui suspendent l'impacteur a été réglée de telle sorte que l'impact s'effectue sur tronc des participants, localisation que l'on retrouve lors de plaquages réalisés sur le haut du corps. Dans un premier temps, l'impacteur est armé manuellement à l'aide d'un treuil à câble fixé sur la structure, avant d'être libéré par un système de déclenchement manuel. Ainsi, en contrôlant l'angle de libération de l'impacteur, le système permet de reproduire des impacts d'une énergie contrôlée et reproductible. Dans cette configuration, le dispositif permet de simuler la première

partie du plaquage (i.e. l'impact entre les deux joueurs), identifiée comme l'origine de la majorité des blessures au cou et à la tête (Quarrie and Hopkins 2008), tandis que la seconde partie du plaquage (i.e. l'accompagnement au sol), est compensée par un tapis de réception au sol. Le système de simulation de plaquage est illustré sur la Figure 55.

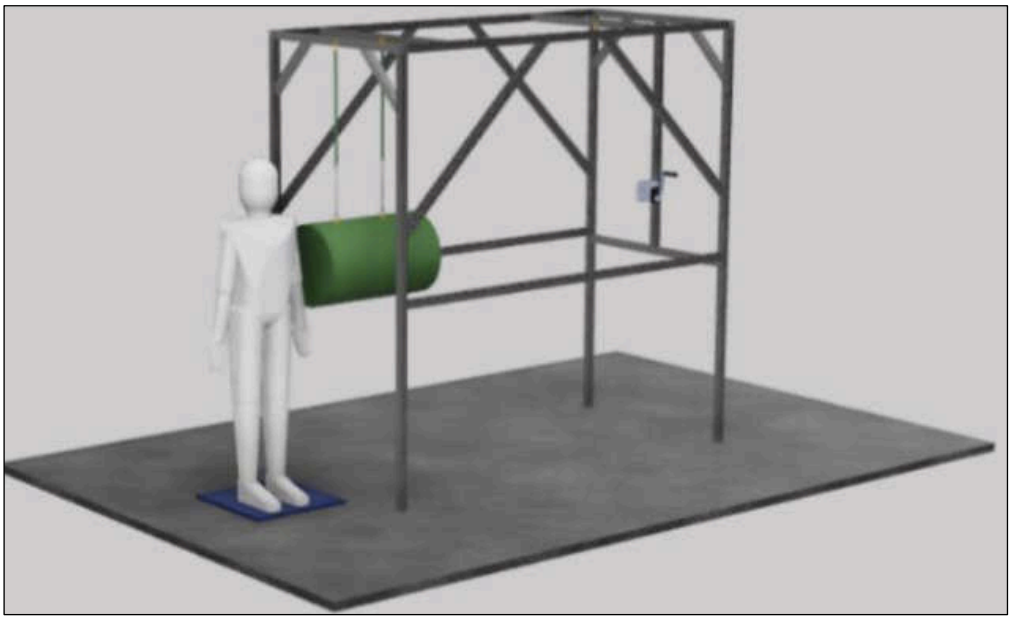


Figure 55. Représentation schématique du simulateur de plaquage.

4.2.2.2 Mesures dynamiques

Les paramètres cinématiques ont été évalués par la mesure des accélérations linéaires et des vitesses angulaires de la tête et du tronc. Pour cela, les joueurs ont été équipés de 4 centrales inertielles (Blue Trident, Vicon), échantillonnées à 1200 Hz et positionnées au niveau de l'extrémité céphalique (tête), de la 7ème vertèbre cervicale (C7), de la ligne sacro-illiaque (lombaires) et de l'apophyse xiphoïde du sternum (thorax) (Figure 56). Les capteurs ont été fixés directement sur la peau des participants à l'aide de ruban adhésif double-face, hormis pour le capteur de la tête, qui était fixé préalablement sur un casque de protection de rugby (Gilbert Rugby, France ©). Nous avons supposé que toutes les centrales inertielles étaient alignées dans le plan sagittal et bien fixées, mesurant donc les accélérations linéaires et les vitesses angulaires des parties du corps associées (tête, C7, thorax et lombaires). L'impacteur a également été instrumenté d'une centrale inertielle afin d'identifier le moment de l'impact et de caractériser les paramètres relatifs à l'énergie de l'impact.

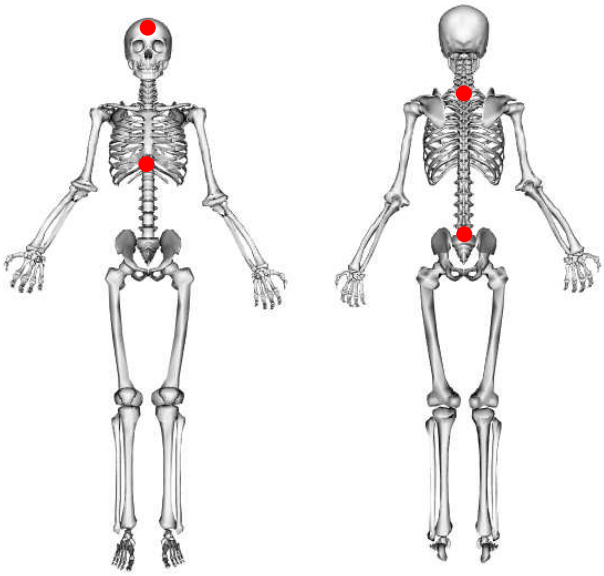


Figure 56. Schéma illustrant la localisation des centrales inertielles sur le sujet.

La stabilité posturale des participants a été quantifiée par la mesure des interactions entre les pieds et le sol à l'aide de 2 plateformes de force (AMTI, Massachusetts, USA) échantillonnées à 1200 Hz et positionnées une sous chaque pied du sujet. Le système de coordonnées des plateformes de force a été établi avec l'axe Y pointant horizontalement de l'arrière vers l'avant du sujet, l'axe X dans la direction de l'impact et l'axe Z orienté verticalement. Les données issues des plateformes de force et des centrales inertielles étaient synchronisées et enregistrées à l'aide du logiciel de capture de mouvement Nexus 2. Enfin, une caméra optique a été utilisée pour filmer chaque essai à une fréquence de 60 ips. Pour se rapprocher des conditions réelles de pratique, les plateformes de force étaient recouvertes de gazon synthétique et les joueurs en chaussures à crampons (Figure 57).

4.2.3 Protocole

Le déroulement du protocole expérimental a été présenté aux participants dès leur arrivée. Dans un premier temps, les centrales inertielles ont été positionnées sur les sites anatomiques de chaque sujet. Une fois équipés, les joueurs ont effectué un échauffement d'environ 10 min composé d'exercices de mobilité et de mobilisation/renforcement des muscles cervicaux (*c.f.* annexe 7). Chaque participant s'est ensuite livré à une série de 12 impacts. Les impacts étaient réalisés sur le tronc des sujets (entre la hanche et l'épaule), sur les faces latérales droites et gauches, selon un ordre randomisé. Afin de limiter l'anticipation des impacts, des conditions

de double-tâche étaient proposées aux participants. Plus précisément, il était demandé au joueur d'échanger des passes courtes avec un expérimentateur positionnée 2 m face à lui. Pour centrer l'attention du joueur sur le ballon plutôt que sur l'impact, les passes devaient être réalisées le plus rapidement possible et le ballon ne devait pas être échappé au moment de l'impact. À noter que ce type d'exercice est régulièrement proposé lors de séances d'entraînement spécifiques à la technique individuelle. Par ailleurs, un environnement sonore imitant l'ambiance d'un stade lors d'un match était diffusé pendant les essais. Le déclenchement de l'impacteur était réalisé par un autre expérimentateur après un délai variable (de 2 à 8 secondes environ), sans que le joueur n'en soit prévenu. Il était demandé au participant de ne pas résister contre l'impacteur et de se laisser tomber sur le tapis après l'impact. L'acquisition des données débutait dès l'instant de la première passe et se terminait après la chute du sujet sur le tapis. Des périodes de repos appropriées étaient autorisées entre chaque essai pour limiter les effets de fatigue. Le protocole expérimental est illustré sur la Figure 57.



Figure 57. Illustration du protocole expérimental. **A** : début des acquisitions et échange de passes avec l'expérimentateur ; **B** : déclenchement manuel de l'impacteur ; **C** : impact ; **D** : chute du participant sur le tapis.

4.2.4 Analyse des données

Le traitement des données issues des centrales inertielles et des plateformes de force a été réalisé à l'aide du logiciel Matlab (version R2020a, The Mathworks inc, Natick, MA, USA).

4.2.4.1 Caractéristiques de l'impact

La vitesse d'impact (m/s) a été évaluée à partir des données recueillies par la centrale inertielle positionnée sur l'impacteur. La quantité de mouvement et l'énergie cinétique de l'impacteur ont par la suite été estimées. La quantité de mouvement de l'impacteur est donnée par la relation :

$$P = m.v\ (kg.m.s^{-1})$$

L'énergie cinétique de l'impacteur est donnée par la relation :

$$Ec = \frac{1}{2}m.v^2\ (J)$$

Où m est la masse totale de l'impacteur (86 kg) et v la vitesse d'impact.

4.2.4.2 Paramètres cinématiques

Accélération linéaire et angulaire

La réponse cinématique du porteur de balle à l'impact a été évaluée sur la première partie du plaquage, tandis que la chute sur le tapis n'a pas été prise en compte dans les analyses. Pour chaque segment, la norme des accélérations linéaires (X, Y et Z) et angulaires (X, Y et Z) a été calculée. L'accélération angulaire a été obtenue à partir de la dérivée de la vitesse angulaire. Les pics d'accélération linéaire et angulaire ainsi que l'instant d'apparition de chaque pic ont par la suite été identifiés. La durée de l'impact a été déterminée par l'inspection visuelle du signal d'accélération linéaire de la tête. Plus précisément, les points temporels de chaque côté du pic correspondant à l'impact ont été sélectionnés manuellement sur les figures Matlab à l'aide de l'interface utilisateur graphique. La Figure 58 présente l'exemple des accélérations linéaires de la tête, de C7, du thorax et des lombaires recueillies lors d'un impact.

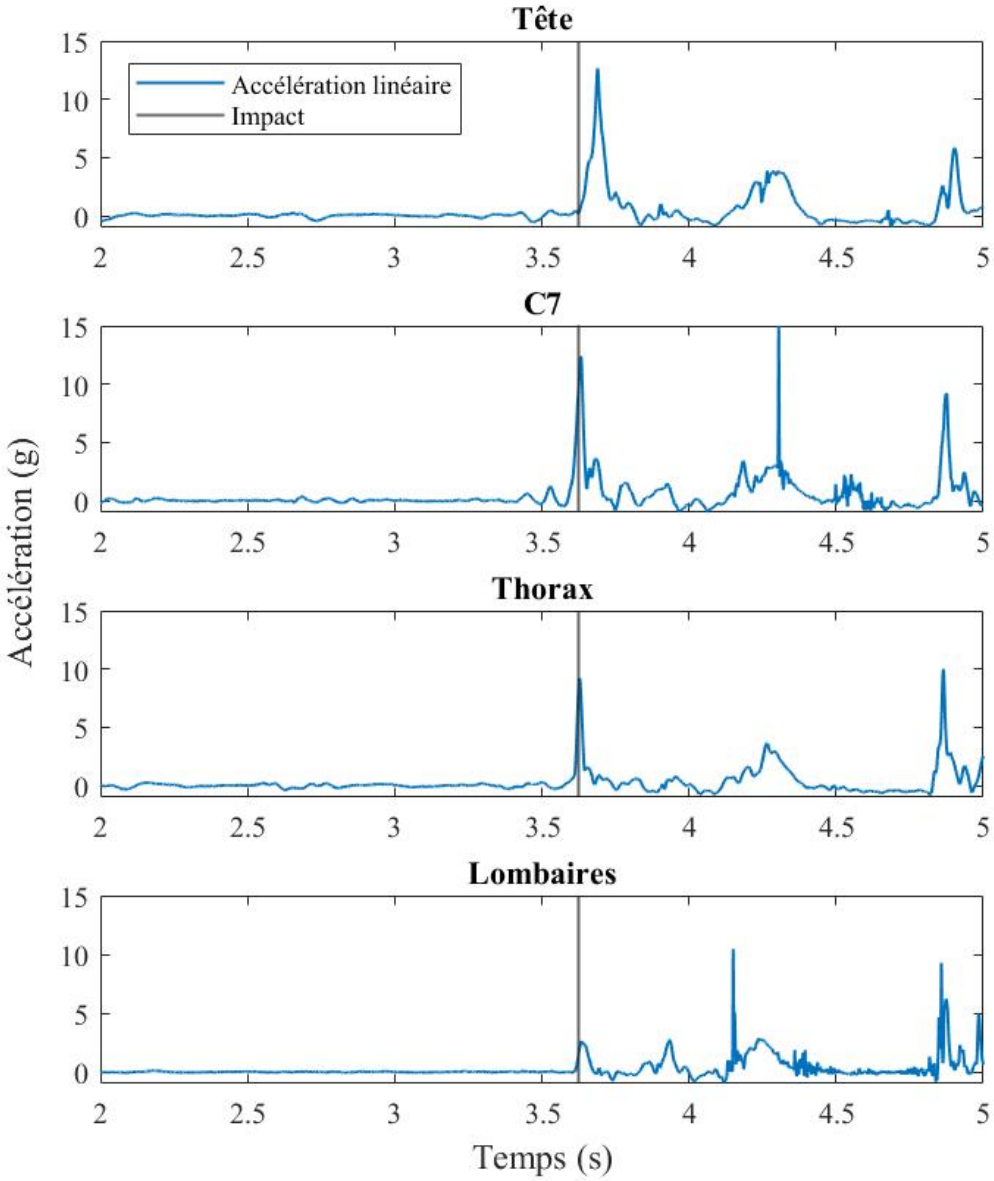


Figure 58. Exemple des accélérations linéaires résultantes de chaque segment (norme) recueillies lors d'un impact. La ligne verticale noire représente l'instant de l'impact.

Critères de blessure

Deux critères de blessure ont été estimés dans cette étude : le *Severity Index* (SI) et le *Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold* (GAMBIT ; Newman 1986). Basé sur les travaux de Gadd 1966, le SI est défini comme l'intégrale de l'accélération linéaire de la tête en fonction du temps :

$$SI = \int_0^D a(t).dt$$

où D représente la durée de l'impact et $a(t)$ l'accélération linaire résultante de la tête. Ce critère permet donc de comparer des impacts en intégrant des impulsions de différentes durées. Pour le GAMBIT (Newman 1986), l'accélération linéaire $a(t)$ et l'accélération angulaire $\dot{\omega}(t)$ de la tête ont été utilisées. Le seuil limite de ce critère est égal à 1.

$$GAMBIT = max\left\{\sqrt{(\frac{a(t)}{250})^2 + (\frac{\dot{\omega}(t)}{25000})^2}\right\}$$

4.2.4.3 Paramètres de stabilité posturale dynamique

Le centre de pression (CoP), qui a été utilisé pour quantifier l'équilibre postural des participants lors des essais, a été calculé sur l'axe médiolatéral (ML) et antéropostérieur (AP) à partir des données recueillies par les deux plateformes de force. Pour obtenir une évaluation globale de la stabilité posturale des participants, le CoP a été calculé pour le pied gauche et le pied droit, puis reconstruit pour les deux pieds (CoP global). Les déplacements du CoP global ont par la suite été analysés entre le début des acquisitions et l'instant de l'impact.

Critère d'anticipation

L'analyse des déplacements du centre de pression sur l'axe ML (CoP ML) a permis de définir un critère d'anticipation de l'impact. La définition de ce critère est basée sur l'hypothèse selon laquelle le joueur qui anticiperait l'impact serait caractérisé par une activation musculaire anticipée afin de mieux se « préparer à l'impact », se traduisant par une augmentation de l'amplitude du CoP ML. Pour cela, un intervalle de confiance a été déterminé lors de chaque essai, comme la position moyenne du CoP ML plus ou moins trois fois l'écart-type. Cet intervalle a été calculé entre le début de l'acquisition et le déclenchement de l'impacteur, identifié à l'aide de la centrale inertielle positionnée sur l'impacteur. Il a été spécifiquement choisi car en statistique, la règle des trois *sigma* indique que pour une loi normale, presque toutes les valeurs (99,7 %) se situent dans un intervalle centré autour de la moyenne et dont les bornes se situent à trois écart-types de part et d'autre. Après la libération de l'impacteur, si la position du CoP ML sort des limites de l'intervalle de confiance, nous considérons que l'impact est anticipé par le sujet. En revanche, si la position du CoP ML reste au sein de l'intervalle entre la libération de l'impacteur et l'impact, nous considérons que l'impact n'est pas anticipé. La

Figure 59 illustre le signal de déplacements du CoP ML lors d'un impact considéré comme anticipé et d'un impact considéré comme non anticipé.

Performance posturale

La performance posturale des participants a été évaluée à travers différents paramètres spatio-temporels. La plage de variation d'amplitude (range) a été calculée comme la distance entre la position maximale et la position minimale du CoP sur l'axe ML (CoP range ML) et AP (CoP range AP). La surface de l'ellipse de confiance (CoP area) a été calculée comme la surface de l'ellipse contenant 95 % des points de la trajectoire du signal dans le plan AP et ML. Enfin, la vitesse moyenne de déplacement du CoP a également été calculée. Dans l'analyse stabilométrique, l'augmentation de l'amplitude des paramètres spatio-temporels, y compris la surface de l'ellipse de confiance et la vitesse moyenne du CoP, est associée à une perte d'efficacité du contrôle postural. À l'inverse, de plus faibles valeurs sont synonymes d'un meilleur contrôle de l'équilibre (Wojciechowska-Maszkowska et al. 2012).

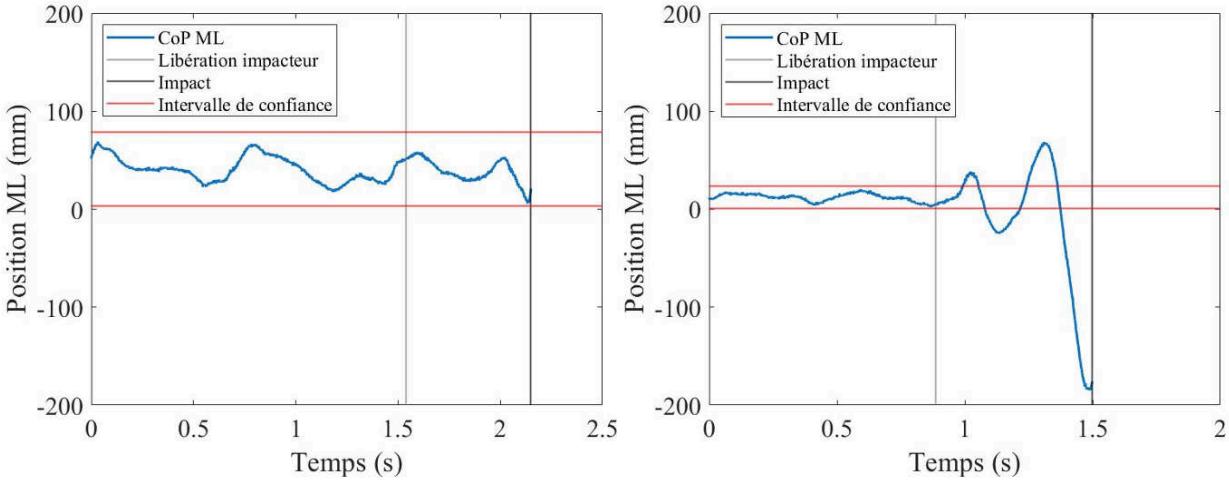


Figure 59. Critère d'anticipation : illustration du signal de déplacement du CoP ML lors d'un impact considéré comme non anticipé (graphe à gauche) et d'un impact considéré comme anticipé (graphe à droite).

4.2.5 Échauffement perceptivo-cognitif

Un objectif complémentaire de cette étude consistait à identifier l'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif sur la réponse biomécanique du porteur de balle subissant un plaquage de type « non anticipé ». Pour cela, les participants ont été divisés en deux groupes, chacun correspondant à un type d'échauffement : un groupe « contrôle » (n = 8) au sein duquel seul l'échauffement musculaire et articulaire était réalisé ; et un groupe « NeuroTracker » (n = 9) où la préparation était complétée d'un échauffement perceptivo-cognitif réalisé par l'intermédiaire du logiciel NeuroTracker (*c.f.* 3.2.2 description détaillée du test). Ainsi, les participants du groupe « NeuroTracker » ont réalisé une session du mode « CORE » (d'une durée approximative de 5 min), immédiatement avant le début des acquisitions. Lors de cette expérimentation, la tâche 3D-MOT était projetée dans un casque 3D (Sony ©) alors que le participant se tenait assis, dans un environnement sombre et calme.

4.2.6 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée sur le logiciel Microsoft Excel (V16.43). Les données quantitatives des variables dépendantes : paramètres cinématiques et paramètres de stabilité posturale dynamique sont exprimées en moyenne ± écart-type. Dans un premier temps, la reproductibilité des impacts imposés par le simulateur de plaquage a été estimée. Pour cela, l'écart-type relatif de la vitesse d'impact a été calculé ; il est exprimé en %. Par la suite, les variables dépendantes ont été analysées à l'aide d'une analyse de variance à un facteur afin d'identifier l'influence du poste (avant vs. arrière) sur la réponse biomécanique du porteur de balle. Une analyse de régression (corrélation de Pearson) a également été utilisée pour tester l'existence d'une relation linéaire entre les paramètres biomécaniques et les caractéristiques morphologiques des participants subissant les impacts. Pour quantifier ces caractéristiques morphologiques, un paramètre d'inertie a été utilisé, combinant taille (T) et masse (m) du joueur.

$$I = m.\left(\frac{T}{2}\right)^2 \ (kg/m^2)$$

Les résultats sont considérés comme significatifs lorsque $p < 0{,}05$. Pour caractériser l'influence de l'échauffement perceptivo-cognitif sur la réponse biomécanique du porteur de balle à

l'impact, les paramètres cinématiques et les paramètres de stabilité posturale dynamique ont été comparés entre les groupes « Contrôle » et « NeuroTracker » par des tests *t* de Student.

4.3 Résultats

4.3.1 Caractéristiques de l'impact

En moyenne, la vitesse d'impact était de 3,76 ± 0,32 m/s, ce qui représente un écart-type relatif de 8 %. La quantité de mouvement et l'énergie cinétique de l'impact ont été estimées à 323 ± 27 $kg.m.s^{-1}$ et 613 ± 104 J, respectivement.

4.3.2 Paramètres cinématiques

4.3.2.1 Accélération linéaire et angulaire

Les valeurs maximales des accélérations linéaires et angulaires ont été calculées pour chaque segment. L'analyse de variance a révélé une influence significative du poste sur les accélérations linéaires et angulaires de la tête (Figure 60). En effet, les valeurs moyennes des pics d'accélération linéaire et angulaire de la tête sont significativement plus élevées pour les arrières que pour les avants (respectivement $p < 0,001$ et $p < 0,001$). Un effet significatif du poste a également été constaté pour le pic d'accélération linéaire de C7 ($p < 0,05$) ainsi que pour les pics d'accélération linéaire et angulaire des lombaires (respectivement $p < 0,01$ et $p < 0,001$). Plus précisément, l'accélération linéaire de C7 est plus élevée pour les arrières (10,92 ± 2,12 g) que pour les avants (9,93 ± 3,82 g) tandis que l'accélération linéaire et angulaire des lombaires est plus élevée pour les avants (respectivement 3,84 ± 1,51 g et 50549 ± 30372 deg/s^2) que pour les arrières (respectivement 3,25 ± 1,08 g et 31328 ± 22813 deg/s^2). La durée de l'impact était en moyenne de 0,094 ± 0,018 s, cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux groupes de poste ($p > 0,05$).

Les analyses de corrélation de Pearson ont été effectuées pour tester l'existence d'une relation linéaire entre les différents paramètres biomécaniques et les caractéristiques morphologiques des participants (inertie). Une corrélation négative significative est apparue entre inertie et pic

d'accélération linéaire de la tête (R = 0,68 ; $p < 0,01$) ainsi qu'entre inertie et pic d'accélération angulaire de la tête (R = 0,72 ; $p < 0,01$) (Figure 61).

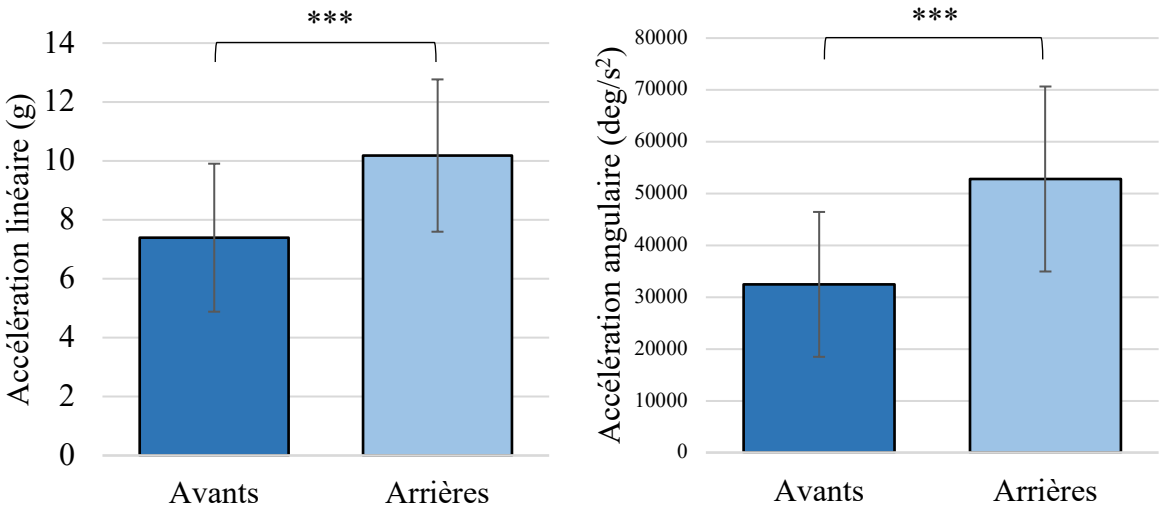


Figure 60. Pic d'accélération linéaire de la tête (graphe à gauche) et pic d'accélération angulaire de la tête (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0,001$.

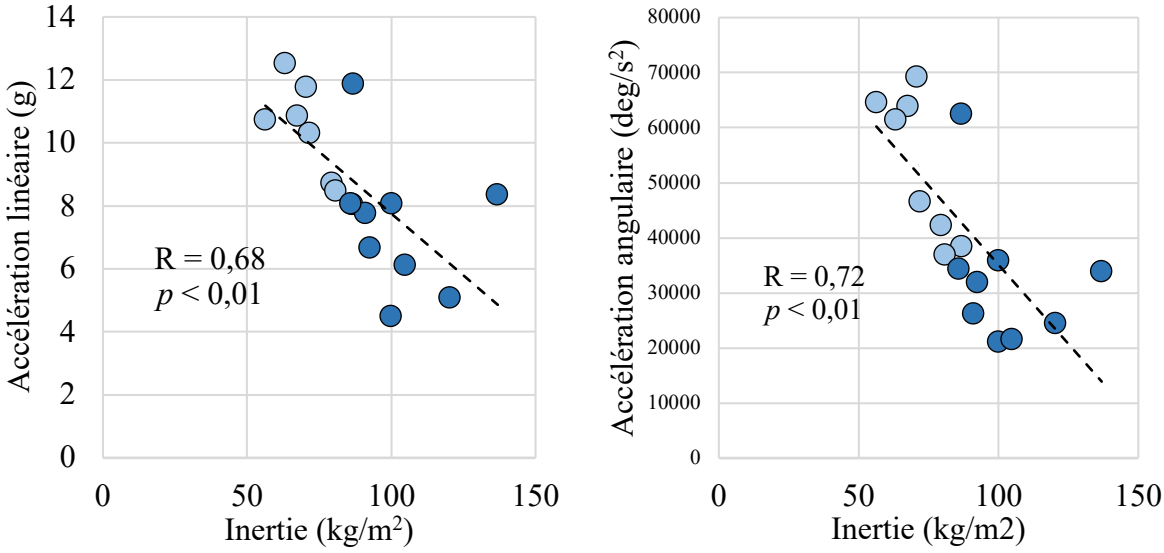


Figure 61. Relation linéaire entre pic d'accélération de la tête et inertie : accélération linéaire (graphe à gauche) et accélération angulaire (graphe à droite) . Les marqueurs en bleu clair représentent les données des arrières tandis que les marqueurs en bleu foncé représentent les données des avants.

Le délai entre l'instant de l'impact et le pic d'accélération linéaire de chaque segment a également été calculé. Une séquence cinématique peut alors être définie comme l'ordre d'apparition de chaque pic après l'impact (Figure 62). Dans un premier temps, nous constatons que la séquence cinématique est identique au sein des deux groupes de poste : 1 - thorax ; 2 - C7 ; 3 - lombaires et 4 - tête. Néanmoins, un effet significatif du poste a été constaté concernant l'instant d'apparition du pic d'accélération de la tête (Figure 63). En effet, le délai entre l'impact et le pic d'accélération de la tête est plus faible pour les arrières que pour les avants ($p < 0{,}001$).

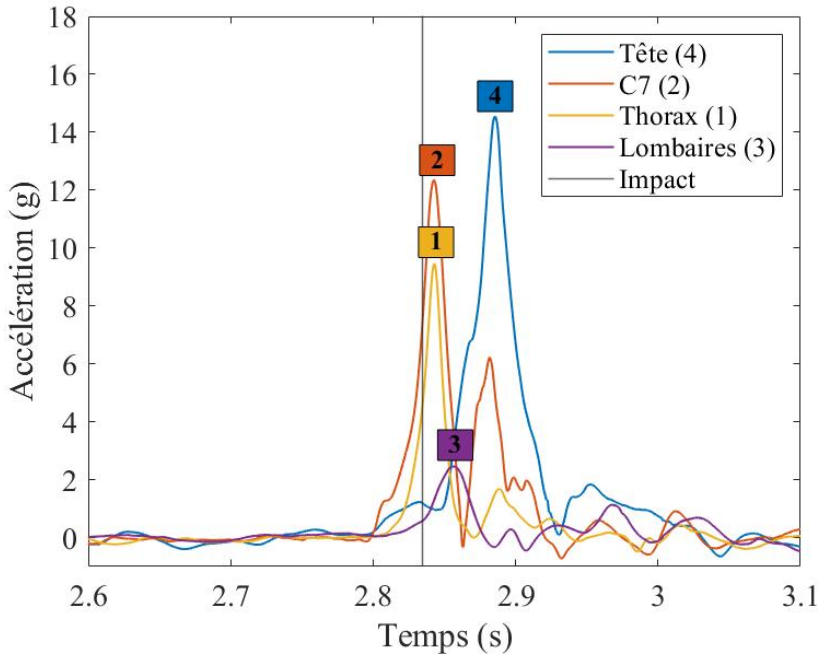


Figure 62. Séquence cinématique : données d'accélération linéaire de chaque segment observées lors d'un impact. Les numéros représentent l'ordre d'apparition de chaque pic, la ligne verticale noire représente l'instant de l'impact.

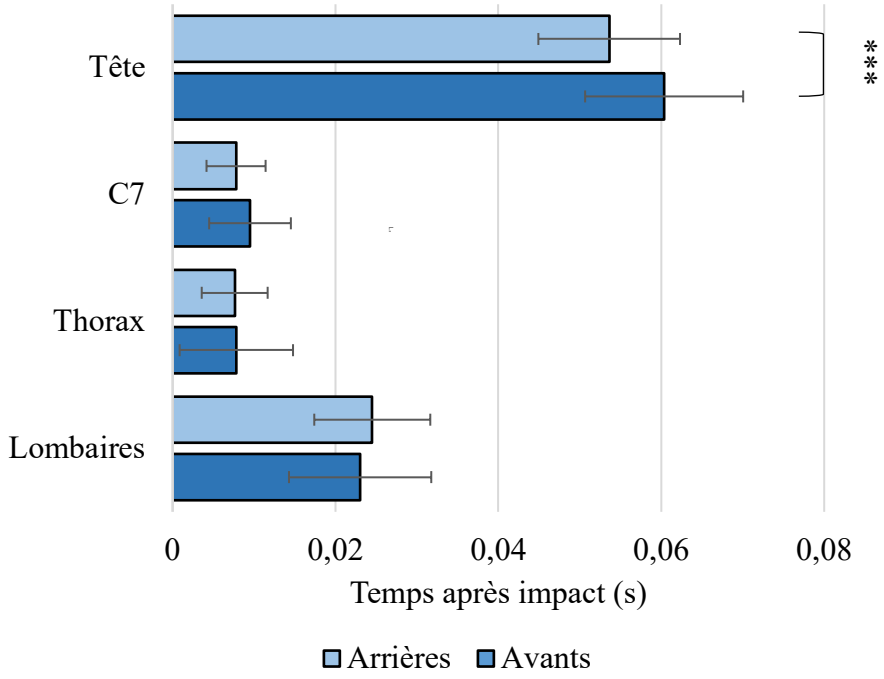


Figure 63. Délai entre l'instant de l'impact et le pic d'accélération linéaire de chaque segment. Comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0{,}001$.

4.3.2.2 Critères de blessure

Les critères de blessure qui ont été pris en compte dans cette étude étaient le *Severity Index* (SI) et le GAMBIT. Pour ces deux paramètres, un effet significatif du poste a été constaté (Figure 64). Plus précisément, les valeurs moyennes sont significativement plus élevées pour les arrières que pour les avants, que ce soit pour le SI ($p < 0{,}001$) ou le GAMBIT ($p < 0{,}001$).

Les analyses de corrélation ont également révélé l'existence d'une relation linéaire significative entre inertie et SI ($R = 0{,}72$; $p < 0{,}01$) ainsi qu'entre inertie et GAMBIT ($R = 0{,}73$; $p < 0{,}001$) (Figure 65).

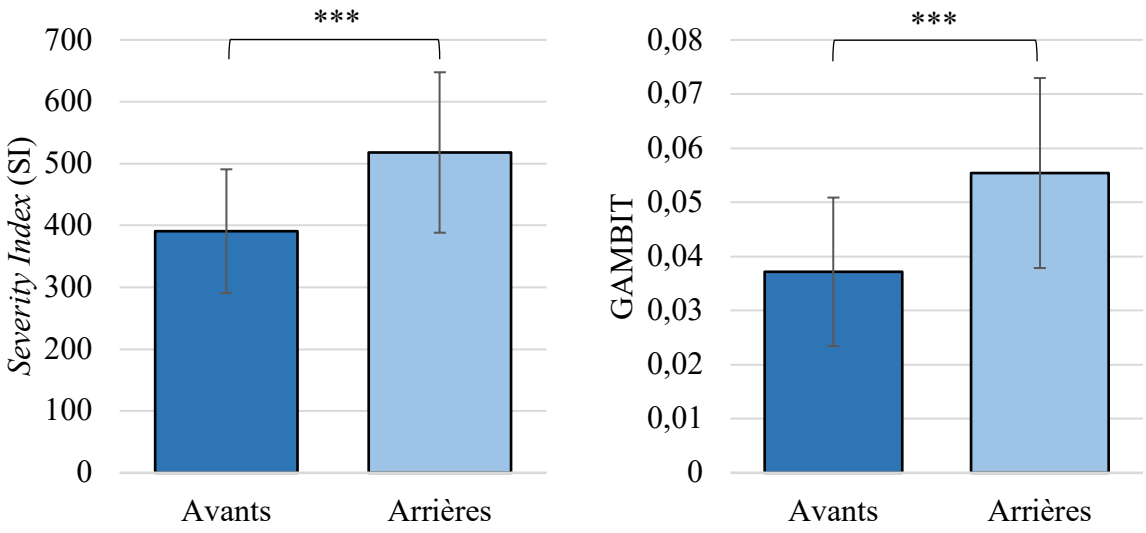


Figure 64. Critères de blessure : SI (graphe à gauche) et GAMBIT (graphe à droite). Comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0{,}001$.

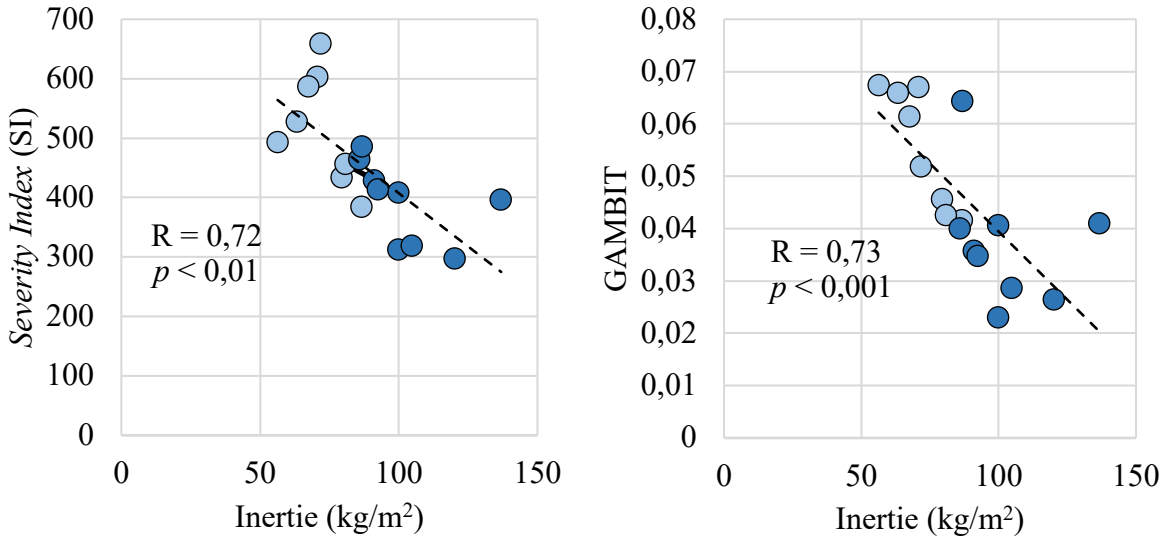


Figure 65. Relation linéaire entre critères de blessure et inertie : SI (graphe à gauche) et GAMBIT (graphe à droite) . Les marqueurs en bleu clair représentent les données des arrières tandis que les marqueurs en bleu foncé représentent les données des avants.

4.3.3 Paramètres de stabilité posturale dynamique

4.3.3.1 Critère d'anticipation

Dans un premier temps, l'analyse des déplacements du CoP a permis de définir un critère d'anticipation de l'impact. Au total, 88 % des impacts imposés aux participants sont considérés

comme anticipés tandis que 12 % sont considérés comme non anticipés (Figure 66). Le pourcentage d'impacts anticipés a été comparé entre les avants et les arrières (Figure 66), cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux groupes de poste ($p > 0,05$).

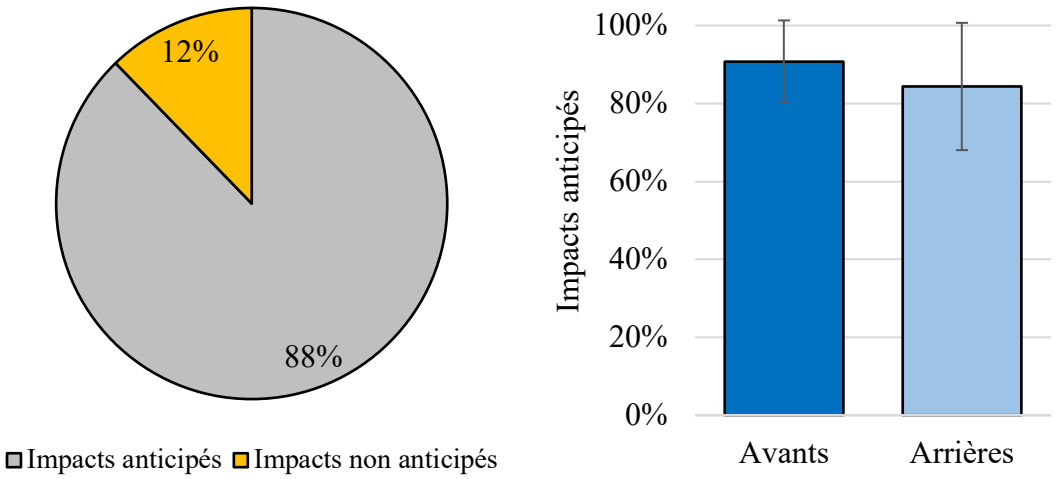


Figure 66. Critère d'anticipation de l'impact. Proportion des impacts considérés comme anticipés et non anticipés, tous postes confondus (graphe à gauche) et comparaison du pourcentage d'impacts anticipés entre les avants et les arrières (graphe à droite).

4.3.3.2 Performance posturale

L'ANOVA a révélé un effet principal significatif du poste sur la vitesse moyenne de déplacement du CoP ($p < 0,001$), mais pas sur les autres paramètres relatifs au CoP : CoP area, CoP range ML et CoP range AP ($p > 0,05$). En effet, les valeurs de vitesse moyenne de déplacement du CoP sont significativement plus faibles pour les avants que pour les arrières (Figure 67).

Les analyses de corrélation ont également révélé l'existence d'une relation linéaire significative entre vitesse moyenne du CoP et inertie ($R = 0,81$; $p < 0,001$) (Figure 67).

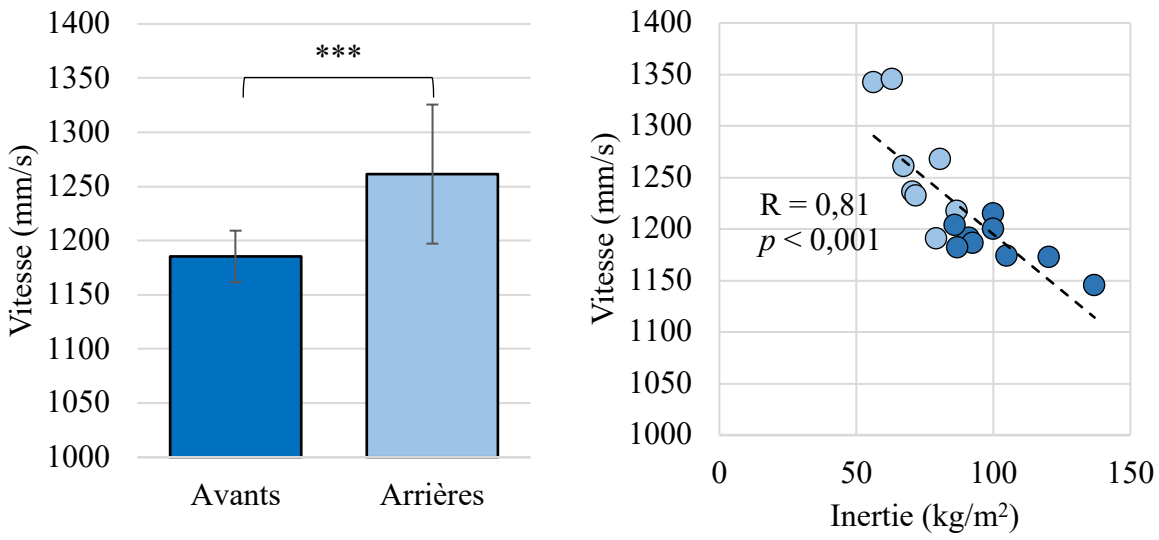


Figure 67. Vitesse moyenne du CoP. Graphe à gauche : comparaison des valeurs moyennes entre les avants et les arrières. *** : $p < 0{,}001$. Graphe à droite : relation linéaire entre vitesse moyenne du CoP et inertie (les marqueurs en bleu clair représentent les données des arrières tandis que les marqueurs en bleu foncé représentent les données des avants).

4.3.4 Influence d'un échauffement perceptivo-cognitif

L'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif sur les paramètres biomécaniques des participants en réponse aux impacts a été évaluée *via* l'outil d'évaluation NeuroTracker. Cependant aucune différence significative n'a été constatée entre les groupes « Contrôle » et « NeuroTracker », que ce soit pour les paramètres cinématiques ou les paramètres de stabilité posturale dynamique.

4.4 Discussion

4.4.1 Caractéristiques de l'impact

Un des enjeux de ce projet concernait la conception d'un simulateur d'impact permettant de reproduire de manière contrôlée et reproductible des niveaux d'énergie semblables à ceux observés lors d'un plaquage « sous-maximal ». À notre connaissance, il s'agit de la première recherche à proposer un dispositif permettant d'étudier le porteur de balle en simulant un plaqueur accélérant vers lui. Les résultats ont montré qu'en moyenne, la vitesse d'impact était de 3,76 m/s avec un écart-type relatif de 8 %, ce qui constitue un niveau de reproductibilité que

l'on peut considérer comme acceptable. En effet, les recherches qui ont quantifié l'intensité des impacts transmis en match observent des niveaux de variabilité beaucoup plus élevés. Hendricks et al. 2014, ont étudié la phase de plaquage par analyse vidéo dans des championnats de différents niveaux de pratique (international, national semi-professionnel et U19 élite) et ont rapporté une vitesse d'impact moyenne de 4,9 ± 2 m/s pour les plaquages latéraux, ce qui représente un écart-type relatif de 41 %. La quantité de mouvement et l'énergie cinétique de l'impacteur étaient en moyenne de 323 ± 27 $kg.m.s^{-1}$ et de 613 ± 104 J, respectivement, ce qui reste inférieur aux niveaux d'intensité mesurés lors des matchs réels. Les travaux menés par Hendricks et al. 2014 ont relevé des valeurs de quantité de mouvement et d'énergie cinétique du plaqueur de 458 $kg.m.s^{-1}$ et de 1293 J, respectivement. Ainsi, lors des expérimentations, nous pouvons considérer que l'impact représentait environ 71 % de la quantité de mouvement et 47 % de l'énergie cinétique d'un plaquage latéral réalisé en situation de match. Ces résultats confirment que l'utilisation d'un simulateur d'impact semble constituer une stratégie pertinente afin d'étudier la phase de plaquage dans des conditions contrôlées, reproductibles et sécuritaires (Burger et al. 2019).

4.4.2 Paramètres cinématiques

Cette étude a analysé le comportement biomécanique de joueurs de rugby professionnel en réponse à des impacts de type « non anticipé ». Les résultats ont montré qu'en moyenne, la durée de l'impact était de 94 ms, ce qui représente une valeur supérieure à celles qui sont observées dans la littérature. King et al. 2012 ont rapporté des valeurs de durée d'impact de 12 ms en situation de match tandis que Bussey et al. 2019, ont rapporté des durées d'impact de 21 ms lors de plaquages simulés en laboratoire. Cependant, ces recherches ont étudié la phase de plaquage dans des conditions d'intensité maximale et par le bais de différentes technologies (protège-dents instrumentés et capteurs intégrés dans des patchs cutanés), ce qui peut en partie expliquer ces divergences.

L'analyse de variance a révélé un effet significatif du poste sur les paramètres cinématiques de la tête. En effet, les arrières ont subi des pics d'accélération de la tête plus élevés que les avants, que cela concerne l'accélération linéaire ou angulaire. Ces résultats indiquent que face à un même impact, les arrières sont caractérisés par une réponse cinématique de la tête plus ample, les exposant davantage au risque de commotion cérébrale. Cette hypothèse est soutenue par les

deux critères de blessure qui ont été inclus dans cette étude : le SI et le GAMBIT, également plus élevés pour les arrières que pour les avants. À notre, connaissance, peu d'études ont analysé l'influence du poste sur les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans ce type de configuration. Néanmoins, ce résultat semble cohérent avec certaines études épidémiologiques portant sur le risque de commotion en rugby professionnel. Les travaux de Brooks et al. 2005 et Quarrie and Hopkins 2008 révèlent que les arrières souffrent d'un plus grand nombre de commotions cérébrales que les avants, mais associent cette différence à la nature des actions requises pour ces joueurs, qui implique des collisions à plus grande vitesse. Plus récemment, Chéradame et al. 2021, qui ont étudié les mécanismes de commotions cérébrales lors de 5 saisons de Top 14 (2012/2013 - 2017/2018), rapportent un taux de commotions cérébrales plus élevé pour les postes de la charnière (demi de mêlée, demi d'ouverture) que pour les autres arrières et les avants. Une des raisons explicatives exposée par ces auteurs concerne la masse corporelle qui est généralement plus faible pour les joueurs évoluant à ces postes. Cette hypothèse est soutenue par nos résultats qui ont révélé l'existence d'une corrélation négative significative entre les caractéristiques morphologiques des joueurs (inertie) et les paramètres cinématiques de la tête associés au risque de commotion cérébrale (pic d'accélération linéaire et angulaire, SI, GAMBIT). Il semble donc que la taille et la masse du joueur jouent un rôle protecteur face au risque de commotion cérébrale, notamment dans le cadre d'impacts de type « non anticipé ».

Il a également été constaté que les valeurs d'accélération linéaire de C7 étaient plus élevées pour les arrières que pour les avants tandis que les valeurs d'accélération linéaire et angulaire des lombaires étaient plus élevées pour les avants que pour les arrières. Ces différences peuvent être liées à la taille des participants et à localisation de l'impact, légèrement plus proche de C7 pour les arrières (taille = 181,7 ± 6,1 cm) et légèrement plus proche des lombaires pour les avants (taille = 188,3 ± 6,9 cm), même si aucune corrélation significative n'a été identifiée entre ces paramètres et les caractéristiques morphologiques des participants.

De manière intéressante, le délai entre l'impact et le pic d'accélération linéaire de la tête est plus faible pour les arrières que pour les avants. À notre connaissance, cet élément n'a pas été rapporté dans les études portant sur le risque de commotion cérébrale en rugby, mais reflète une réponse biomécanique spécifique au poste qui pourrait être liée aux paramètres de force et de raideur cervicale. En effet, un délai plus court pourrait refléter une dissipation de la force moins efficace, entraînant un plus grand transfert d'énergie vers la tête (Nichols et al. 2017). Il est reconnu que la force et la raideur cervicale sont des paramètres fortement associés à la réduction

du risque de commotion cérébrale. Les travaux menés par Nichols et al. 2017 ont révélé que l'équilibre entre force des fléchisseurs et des extenseurs du cou était fortement corrélé avec des accélérations de la tête plus faibles lors de plaquages réalisés en conditions de laboratoire. Dans une récente étude, la force d'extension du cou s'est montrée significativement associée à une incidence de commotion cérébrale plus faible en rugby professionnel (Farley et al. 2022). Enfin, Schmidt et al. 2014 ont constaté qu'une plus grande raideur des muscles cervicaux combinée à une accélération de la tête plus faible lors de perturbations réduisait considérablement le risque de commotion cérébrale chez les joueurs de football américain. En rugby, ces paramètres sont intimement liés à la position occupée. Dans une revue analysant la force cervicale en rugby, Chavarro-Nieto et al. 2021 rapportent que les avants sont plus forts que les arrières dans toutes les directions (flexion/extension et inclinaison latérale) et possèdent des cous plus grands et de plus grandes sections transversales. Ces différences sont essentiellement dues aux exigences physiques et techniques du jeu, nécessaires pour effectuer certaines tâches spécifiques. En effet, les postures adoptées lors des phases de combat : mêlée, ruck, maul, plaquage exigent un alignement biomécanique optimal afin de limiter le risque de blessure du rachis cervical qui peut être sollicité en hyper-flexion et/ou en flexion latérale de façon excessive. Une force totale adéquate des muscles cervicaux est donc requise pour les avants compte tenu de leur plus grande implication dans ces phases de jeu. Il est envisageable que ces adaptations participent également à la réduction du risque de commotion cérébrale en diminuant l'ampleur de la cinématique de la tête en réponse à un impact. Des données de force cervicale isométrique maximale sont disponibles pour 12 des sujets qui ont participé à cette étude : 7 avants et 5 arrières. Ces données ont été obtenues dans le cadre de tests de pré-saison qui consistaient à évaluer la force isométrique cervicale en extension et en inclinaison dans une position quadrupédique spécifique aux actions de combat, à l'aide d'un dynamomètre positionné sur une structure fixe (Figure 68). Ce protocole avait été mis en place par Benjamin Lallemand, dont les travaux de thèse portent sur la transmission des forces impliquées dans la mêlée.



Figure 68. Illustration du protocole d'évaluation de la force cervicale isométrique maximale en extension (à gauche) et en inclinaison (à droite). Protocole mis en place par Benjamin Lallemand.

Les résultats ont effectivement montré que la force isométrique cervicale était plus élevée pour les avants que pour les arrières (Figure 69), que ce soit en extension (p = 0,059) ou en inclinaison (droite : $p < 0,05$; gauche : $p < 0,05$). Même si nous n'avons pas constaté de corrélation significative entre force cervicale isométrique maximale et paramètres cinématiques associés au risque de commotion cérébrale, ces résultats soutiennent l'hypothèse selon laquelle le renforcement des muscles du cou semble constituer une stratégie potentiellement protectrice.

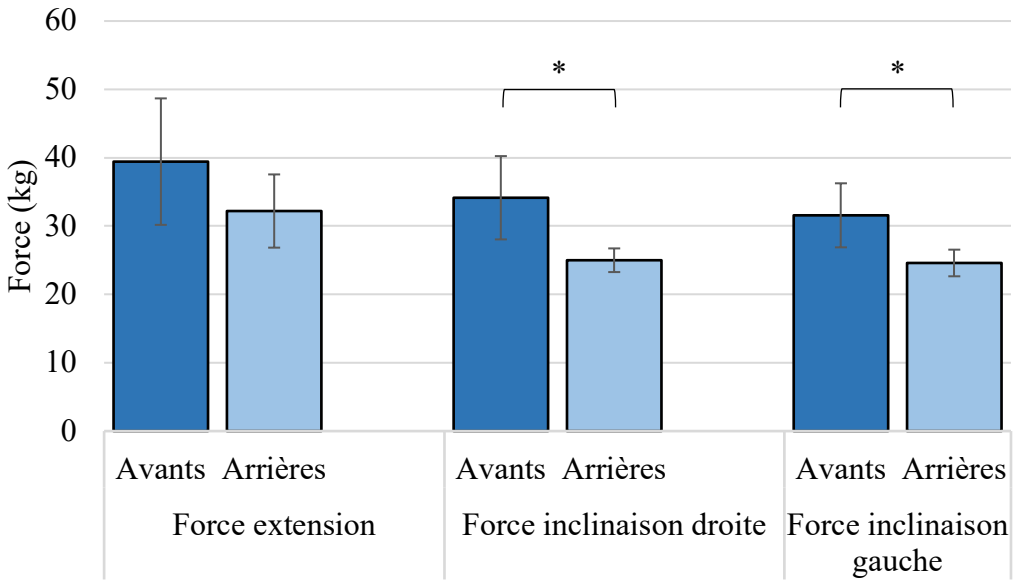


Figure 69. Force cervicale isométrique maximale en extension et en inclinaison. Comparaison des valeurs moyennes entre les avants (n = 7) et les arrières (n = 5). * : $p < 0,05$.

4.4.3 Paramètres de stabilité posturale dynamique

Cette étude avait pour but de reproduire des impacts de type « non anticipé », qui ont été identifiés comme des actions potentiellement dangereuses (Hendricks et al. 2016). Pour cela, le dispositif a été conçu de telle sorte que l'impact provienne en dehors du champ visuel périphérique des participants ; et plusieurs éléments ont été intégrés afin de perturber l'attention des joueurs : double-tâche, environnement sonore. Néanmoins, le critère d'anticipation de l'impact, défini à partir de l'analyse des déplacements du CoP ML, a révélé qu'au total, 88 % des impacts semblaient anticipés par les participants. Plusieurs éléments peuvent être mentionnés pour expliquer ce constat. Le rugby est une activité complexe où l'environnement est en perpétuel mouvement et il est reconnu que les joueurs de niveau professionnel sont experts dans le traitement des scènes visuelles dynamiques (Faubert 2013). Il est donc probable que la situation proposée dans cette expérimentation constitue une représentation trop simplifiée de l'activité qui ne permette pas de garantir la non anticipation des impacts. Par ailleurs, la libération manuelle de l'impacteur semble être l'élément qui ait été identifié par les participants (bruit lié au déclenchement), leur permettant d'anticiper l'impact imminent. De plus, même si les sujets ne connaissaient pas précisément l'instant où l'impacteur était déclenché, ils étaient néanmoins préparés à subir un impact lors de chaque essai. Nous pensons qu'une optimisation du simulateur de plaquage devrait être envisagée pour la prochaine étude ; l'automatisation du système de déclenchement et la possibilité d'impacter le joueur sur les faces latérales droite et gauche de manière aléatoire, constituant des pistes à privilégier.

Les analyses ont également révélé que la vitesse moyenne de déplacement du CoP était plus faible pour les avants que pour les arrières, ce qui reflète un contrôle de l'équilibre plus efficace (Wojciechowska-Maszkowska et al. 2012). Dans cette étude, l'évaluation de la stabilité posturale des participants était réalisée dans des conditions dynamiques (échange de passe), mais cette différence liée au poste a également été observée dans des conditions statiques. En effet, des tests d'équilibre statique ont été réalisés dans le cadre de cette thèse, mais dont les résultats ne sont pas présentés dans ce manuscrit. Ces évaluations avaient pour but d'identifier les effets d'un programme de réathlétisation post-confinement sur le contrôle postural de joueurs de rugby professionnel. Au total, 46 participants (28 avants et 18 arrières) ont effectué une série de tests d'équilibre statique sur plateformes de force (100 Hz), en conditions unipodale et bipodale (30 secondes par tests). De manière intéressante, la vitesse de déplacement du CoP mesurée lors du test bipodal était également plus faible pour les avants que pour les arrières ($p < 0{,}001$) (Figure 70).

L'influence du poste sur le contrôle postural de joueurs de rugby a été étudiée par Brown et al. 2018, mais uniquement dans conditions unipodales. Ces auteurs ont notamment constaté des niveaux de stabilité plus élevés pour les arrières, ce qui être expliqué par la nature des actions requises pour ces joueurs, nécessitant le maintien d'une posture unipodale : jeu au pied, changement de direction, duel, saut, sprint. *A contrario*, les qualités d'équilibre bipodal sont davantage sollicitées pour les avants dans des phases de combat statiques et dynamiques : touche (lift, impulsion et réception du saut), poussée en mêlée ou en maul ; « *contest* » dans un ruck, etc. Même s'il est apparu que la vitesse de déplacement du CoP était significativement corrélée aux caractéristiques morphologiques des participants, nous pensons que l'efficacité du contrôle postural observée chez les avants dépend également des adaptations spécifiques aux actions dans lesquelles ils sont engagés. Nous pouvons donc nous interroger sur l'influence potentielle d'une stabilité posturale plus performante lors de la phase préparatoire à l'impact sur la réduction du risque de commotion cérébrale.

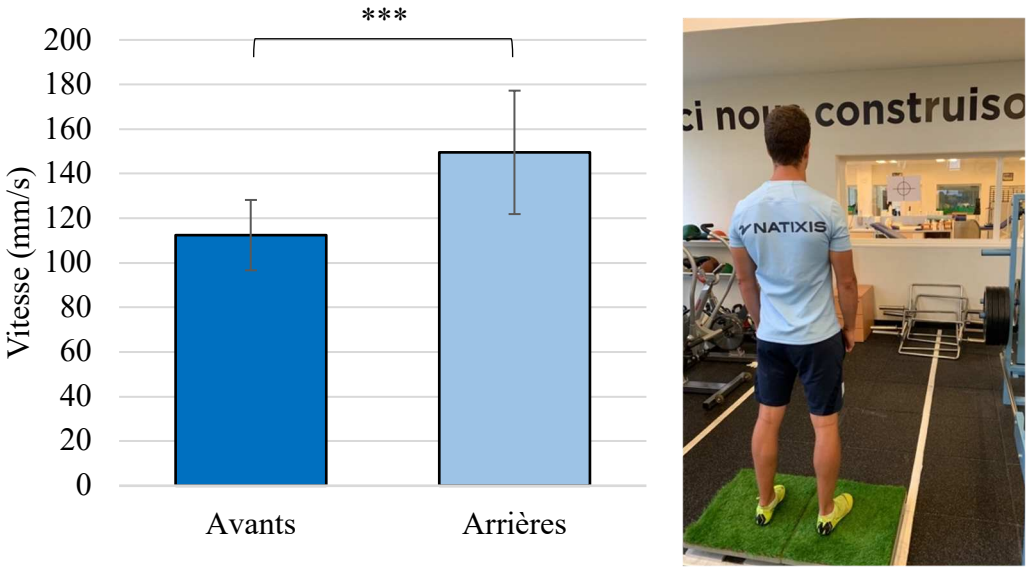


Figure 70. Vitesse de déplacement du CoP calculée lors de tests d'équilibre statique bipodal. Comparaison des valeurs moyennes entre les avants (n = 28) et les arrières (n = 18). *** : $p < 0{,}001$.

4.4.4 Influence d'un échauffement perceptivo-cognitif

Un objectif complémentaire de cette étude consistait à identifier l'influence d'un échauffement perceptivo-cognitif sur le risque de commotion cérébrale associé à des impacts de type « non

anticipé ». Nous avions fait l'hypothèse que la tâche 3D-MOT comporterait un effet bénéfique sur le paramètre d'anticipation, permettant aux joueurs de mieux « se préparer » à l'impact, réduisant ainsi l'ampleur de la réponse cinématique de la tête. Cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les groupes « Contrôle » et « NeuroTracker », que ce soit pour les paramètres cinématiques ou les paramètres de stabilité posturale dynamique. Plusieurs éléments peuvent être abordés pour expliquer ce constat. Dans un premier temps, il est possible que l'échauffement perceptivo-cognitif ne comporte aucun effet détectable ou sollicité par la tâche proposée dans cette étude. En effet, même si plusieurs éléments ont été intégrés afin de perturber l'attention du joueur, les fonctions perceptives et cognitives étaient certainement trop peu sollicitées pour bénéficier d'un effet de transfert lié à la tâche 3D-MOT. La performance perceptive et cognitive en rugby est caractérisée par le traitement de scènes visuelles dynamiques et complexes, où plusieurs éléments de l'environnement sont en perpétuel mouvement : partenaires, adversaires, ballon. Leurs déplacements doivent être anticipés et traités dans un délai le plus bref possible, afin d'apporter la réponse décisionnelle et motrice la plus adaptée à une situation spécifique. Dans cette étude, le porteur de balle se trouvait dans une position quasi-statique, en échangeant des passes courtes et rapides avec un expérimentateur positionné face à lui. Néanmoins, aucun élément complémentaire de l'environnement n'était en mouvement jusqu'à la libération de l'impacteur.

Enfin, il est bien identifié dans la littérature, que les interventions visant à améliorer la perception de l'environnement pour mieux « se préparer » aux impacts constitue une stratégie de prévention du risque de commotion cérébrale prometteuse (Mihalik et al. 2010). Dans ce cadre, le NeuroTracker paraît être le candidat adapté dans la mesure où il sollicite les capacités perceptives et cognitives requises dans ce type de situation (anticipation des trajectoires, vitesse de traitement de l'information visuelle, attention). Cependant, les effets de transfert liés à cet outil ont été principalement constatés à la suite à d'un cycle d'entraînement de plusieurs semaines (Romeas et al. 2016). La prochaine étude devrait également s'intéresser aux effets chroniques d'un entraînement en 3D-MOT sur la réduction du risque de commotion cérébrale.

4.4.5 Limites

Cette étude s'est concentrée sur le comportement biomécanique de joueurs de rugby professionnel en réponse à des impacts de type « non anticipé », en soulignant comment celui-ci pouvait varier entre les avants et les arrières. Bien que nous ayons pu identifier un effet

significatif du poste sur les paramètres cinématiques et les paramètres de stabilité posturale dynamique, une des limites de ce travail réside dans le faible nombre de sujets. La prochaine étude devrait intégrer un plus grand nombre de participants, en distinguant plusieurs groupes de poste, afin d'évaluer plus finement son influence sur le risque de commotion cérébrale.

La principale limite de cette étude concerne l'absence de dimension neuromusculaire dans les analyses. En effet, l'utilisation d'électromyographie aurait permis d'évaluer en temps réel, l'activité électrique des muscles stabilisateurs de la tête, notamment des sternocléidomastoïdiens et des trapèzes. L'activation anticipée de ces muscles semble être un élément déterminant pour appréhender l'influence de l'anticipation du plaquage sur la réponse cinématique de la tête après l'impact (Eckner et al. 2014). La prochaine étude portant sur le risque de commotion devrait se centrer sur ces paramètres.

Bien que nous ayons tenté de nous rapprocher des conditions réelles de pratique, l'analyse des paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans des conditions de laboratoire limite le transfert des résultats vers le terrain. De plus, il convient de rappeler que le type d'impact analysé dans cette étude ne représente qu'une partie des situations de jeu susceptibles d'entraîner une commotion. En effet, il est reconnu que la majorité des commotions cérébrales se produit lors d'un coup direct à la tête. Néanmoins, la réalisation d'expérimentations intégrant des impacts directs à la tête ne semble pas envisageable, même dans des conditions sous-maximales. Dans ce cadre, l'utilisation de protège-dents instrumentés pour quantifier l'amplitude et la répétition des impacts transmis à la tête directement sur le terrain semble être une stratégie pertinente.

4.5 Conclusion

Il s'agit de la première étude à proposer un système de simulation de plaquage permettant d'étudier le comportement biomécanique du porteur de balle en réponse à des impacts de type « non anticipé ». D'un point de vue méthodologique, ce dispositif semble pertinent pour évaluer les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans des conditions reproductibles tout en limitant le risque de blessure. Nous avons mis en évidence l'influence du poste sur le risque de commotion cérébrale en soulignant que dans des conditions d'impact identiques, les arrières sont davantage exposés que les avants. Ces différences sont en partie expliquées par des caractéristiques morphologiques spécifiques au poste, même si les

paramètres de force cervicale semblent également jouer un rôle protecteur. Bien que l'analyse posturale révèle que la majorité des impacts aient été anticipés par les participants, nous avons pu souligner l'efficacité du contrôle de l'équilibre bipodal des avants lors de la phase préparatoire à l'impact. Cette spécificité semble être liée à aux caractéristiques morphologiques des participants mais également à la plus grande implication des avants dans les phases de combat statiques et dynamiques. Cette étude améliore notre compréhension des mécanismes biomécaniques impliqués lors d'une situation potentiellement dangereuse et fournit des perspectives d'intervention aux staffs sportifs et médicaux qui devraient participer à la mise en place de stratégies de prévention du risque de commotion cérébrale. Enfin, des recherches supplémentaires semblent nécessaires pour caractériser l'intérêt d'un échauffement perceptivo-cognitif dans la réduction du risque de commotion cérébrale.

Points clés

- La conception d'un simulateur d'impact permet d'étudier la phase de plaquage dans des conditions contrôlées, reproductibles et sécuritaires.
- Les arrières sont davantage exposés au risque de commotion cérébrale que les avants et ce, dans des conditions d'impact identiques.
- Cette différence est en partie expliquée par des caractéristiques morphologiques spécifiques au poste, bien que la force cervicale semble également jouer un rôle protecteur.
- Les avants disposent d'un contrôle de l'équilibre bipodal préparatoire à l'impact plus efficace que les arrières.

4.6 Perspectives : Utilisation de protège-dents instrumentés pour la quantification des collisions au rugby

Cette étude a fait l'objet d'une soumission acceptée pour une communication orale en congrès international.

- *Petetin, M., Valdes-Tamayo, L., Provot, T.,* ***Kneblewski, A.,*** *Rouillon, O., Rouch, P., Bourgain, M. (2022). Use of instrumented mouthguards for rugby collisions quantification: a preliminary study on elite players. ISEA, Purdue University, Indiana, USA (c.f. annexe 8).*

4.6.1 Introduction

Jusqu'à présent, les technologies développées pour quantifier les collisions sur le terrain (capteurs intégrés dans un bandeau ou sur la peau, casques instrumentés) n'ont pas été en capacité de déterminer un seuil permettant d'identifier la survenue d'une commotion cérébrale (O'Connor et al. 2017). Néanmoins, le développement d'une aide à la décision médicale basée sur des critères quantitatifs (nombre et gravité des collisions) paraît constituer une piste intéressante. Dans ce cadre, les protège-dents instrumentés (PDI) semblent être un bon candidat car ils mesurent les accélérations maximales linéaires et angulaires de la tête, directement sur le terrain (King et al. 2015). En comparant ces données aux enregistrements vidéos des matchs, l'utilisation des PDI s'est avérée pertinente pour l'étude des commotions cérébrales en football américain (Gabler et al. 2020) et en rugby à XIII (Tooby et al. 2022), mais à ce jour, cela n'a pas été fait dans le rugby à XV. Ainsi, l'objectif de ce travail était d'étudier la faisabilité des PDI pour quantifier les impacts à la tête lors des matchs de rugby à XV. Cette section a été réalisée en collaboration avec Max Petetin dans le cadre de son stage de Master 2 au sein du Racing 92 lors de la saison 2020/2021.

4.6.2 Matériel et méthodes

14 joueurs de l'équipe Espoir (U21) du Racing 92 se sont portés volontaires pour porter un PDI thermodurcissable (Prevent, technologie « *boil and bite* » Edina MN) qu'ils ont pu tester et utiliser lors de plusieurs séances d'entraînement. Les joueurs ont été interrogés sur le confort

après chaque séance. Pour sélectionner les événements à étudier, le processus constructeur nécessitait la définition d'un seuil de détection basé sur l'accélération linéaire de la tête, avec une valeur minimale de 5 g. Dans la présente étude, deux seuils ont été définis : 5 g et 10 g (Tierney et al. 2021). Les données issues des PDI ainsi que les enregistrements vidéo ont été collectés au cours d'un match et synchronisés manuellement. L'analyse vidéo, combinée à la visualisation sur le terrain était considérée comme la référence. Pour chaque impact détecté par le PDI, l'instant vidéo correspondant était vérifié, et inversement. Si le joueur considéré avait subi un impact provoquant une accélération de la tête identifiée sur la vidéo, l'évènement était considéré comme un « vrai positif ». Au contraire, si aucune accélération évidente de la tête n'était constatée sur la vidéo, l'évènement était alors considéré comme un « faux positif ».

4.6.3 Résultats

Sur les 14 joueurs équipés au sein de l'équipe, seulement 8 ont participé à ce match. Un total de 111 accélérations de la tête (> 5 g) ont été mesurées. 96 évènements ont été vérifiés à la vidéo (dont 45 correspondaient à une accélération se situant entre 5 et 10 g), 9 n'ont pas été vérifiés à la vidéo (faux positifs) et 6 sont restés indéterminés, la caméra ne permettant pas de vérification. Concernant les accélérations supérieures à 10 g, 56 évènements ont été mesurés, 52 ont été vérifiés sur la vidéo, 4 sont restés indéterminés et 0 concernait un faux positif. 4 accélérations mesurées entre 5 et 10 g ont été considérées comme sous-estimées et 5 impacts notables n'ont pas été détectés et ont été considérés comme des faux négatifs.

4.6.4 Discussion

Pour ce match, l'acceptabilité des PDI était considérée comme bonne dans la mesure où aucun joueur n'a rapporté de quelconque gêne. Cependant, il convient de mentionner qu'avant ce match, deux joueurs rencontraient des difficultés avec leur PDI. Les raisons évoquées concernaient un PDI qui tombait fréquemment, ainsi qu'un problème de compatibilité avec la mâchoire. L'utilisation d'un protège-dent instrumenté confectionné sur mesure semble être une solution adaptée pour ces joueurs-là. La fiabilité des PDI peut être considérée comme acceptable avec une détection de 86 à 93 % de vrais positifs. Cependant, il faut rester prudent car la valeur réelle de l'accélération sur le terrain reste difficile à vérifier. Une attention

particulière doit être portée sur la quantité d'impacts entre 5 et 10 g, car ils peuvent correspondre à des évènements sans contact tels que des changements de direction ou des sauts/réceptions de saut. De plus, même s'il est important d'améliorer notre compréhension des impacts de haut niveau susceptibles d'engendrer une commotion cérébrale, il semble également primordial de considérer les accélérations répétitives de bas niveau qui se produisent beaucoup plus fréquemment. Bien que de nombreuses études aient suggéré que cet effet cumulatif pourrait être à l'origine de blessures, les véritables répercussions de ces accélérations répétitives de la tête sont encore inconnues.

4.6.5 Conclusion

Le protège-dents instrumenté est apparu comme une solution pertinente pour mesurer les accélérations de la tête directement sur le terrain, ce qui représente une approche écologique prometteuse. Cependant des études doivent être menées pour mieux analyser sa fiabilité et son acceptabilité. Son utilisation doit également être optimisée afin de créer une aide en temps réel plus fiable pour les entraîneurs et le personnel médical dans un environnement de match.

Conclusion générale, perspectives et applications pratiques

Cette thèse a été réalisée dans le cadre d'une collaboration entre le Racing 92 et l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, et s'inscrit dans une double perspective d'optimisation de la performance sportive et de prévention du risque de blessure. Plus précisément, le sujet a été défini autour de l'analyse biomécanique de la performance en rugby professionnel à travers deux objectifs : l'optimisation du lancer en touche et l'amélioration de la prise en charge des commotions cérébrales. Pour répondre à ces objectifs, plusieurs études ont été réalisées, portant sur des joueurs de rugby élite, pour la plupart membres de l'équipe professionnelle du Racing 92. Bien que l'apport d'outils scientifiques et technologiques pour améliorer la compétitivité de l'équipe professionnelle constitue l'enjeu central de cette thèse, la formation du jeune joueur fait également partie des perspectives d'application. Dans ce cadre, plusieurs joueurs de l'équipe espoir et/ou du centre de formation, identifiés comme étant à fort potentiel, ont également été intégrés aux expérimentations (**étude 2** + **étude 4**).

D'un point de vue méthodologique, toutes les expérimentations ont été réalisées au centre d'entraînement du Racing 92 afin de faciliter le transfert des résultats vers les staffs sportifs et médicaux. Les protocoles expérimentaux ont été développés afin de reproduire ou de se rapprocher des conditions réelles de pratique, tout en assurant la reproductibilité des mesures. Dans un premier temps, nous avons proposé un système d'évaluation de la performance du lancer en touche permettant de quantifier simultanément la précision et le timing du lancer. Ce dispositif semble particulièrement pertinent pour évaluer la performance globale des lanceurs et peut facilement être mis en place dans un contexte d'entraînement régulier. Il a été introduit dans l'**étude 1**, qui a illustré l'exigence des lancers à longue distance (15 m), caractérisés par une détérioration conjointe de la précision et du timing du lancer. Dans l'**étude 2**, nous avons pu constater que ces deux paramètres étaient également dépendants du niveau d'expertise des participants, ce qui fournit d'importantes perspectives de développement adaptées à chaque catégorie. Afin de favoriser un climat compétitif, les expérimentations des **études 1 et 2** se déroulaient par groupe de 2 ou 3 joueurs et l'évolution du score de précision était affichée en temps réel. Ces éléments ont encouragé l'émulation entre les joueurs et se sont traduits par un engagement optimal dans la tâche proposée.

Par la suite, nous nous sommes intéressés au comportement biomécanique du porteur de balle en réponse à un plaquage de type « non anticipé », identifié comme action potentiellement dangereuse (**étude 4**). Pour cela, nous avons proposé un système de simulation d'impact permettant d'évaluer les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale dans des conditions reproductibles et sécuritaires. La limitation des impacts à des énergies sous-

maximales était indispensable, mais ne favorise pas l'engagement des joueurs dans la tâche et limite le transfert des résultats vers le terrain. Dans ce cadre, une étude préliminaire a été réalisée visant à évaluer l'utilisation de protège-dents instrumentés pour quantifier les collisions en rugby directement sur le terrain, ce qui représente une approche moins contrôlée mais plus écologique.

Les paramètres biomécaniques ont été évalués par l'intermédiaire d'outils d'analyse du mouvement qui ont été transférés du laboratoire vers le centre d'entraînement du Racing 92. L'utilisation de plateformes de force a permis de quantifier la stabilité posturale des participants dans différents contextes : lancer en touche (**étude 1**), préparation aux impacts (**étude 4**). Pour étudier le lancer, un système d'analyse du mouvement a également été mis en place dans la salle de musculation du Racing 92. Il s'agissait d'un système Vicon composé de 11 caméras optoélectroniques, permettant le recueil des positions tridimensionnelles de 88 marqueurs cinématiques positionnés sur le corps des participants (**étude 2**). Enfin, l'utilisation de centrales inertielles a permis d'étudier les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale en réponse aux impacts (**étude 4**). La dimension perceptivo-cognitive a été intégrée dans les expérimentations par l'intermédiaire du logiciel NeuroTracker, permettant la réalisation de la tâche 3D-MOT dans un espace virtuel 3D. Son intérêt a été évalué dans la prise en charge des commotions cérébrales en rugby professionnel, mais également dans la réalisation de tâches spécifiques : optimisation du lancer en touche, anticipation des collisions.

Concernant les résultats, l'analyse biomécanique du lancer en touche réalisée dans les **études 1 et 2** a permis d'enrichir considérablement nos connaissances sur les facteurs de performance impliqués dans cette phase de jeu. L'**étude 1** a caractérisé la stabilité posturale dynamique des lanceurs et a souligné son influence potentielle sur la dégradation de la précision lors des lancers à longue distance. L'**étude 2** s'est concentrée sur l'analyse cinématique 3D du lancer à partir d'un modèle ostéo-articulaire implémenté dans OpenSim. Premièrement, nous avons identifié l'association entre répétabilité du geste, en particulier de la trajectoire médio-latérale de la main propulsive, et précision du lancer. Puis, nous avons déterminé les modifications techniques nécessaires pour lancer sur de plus longues distances, impliquant des mouvements articulaires accrus des membres inférieurs et des membres supérieurs. Enfin, les résultats ont été complétés par l'intégration de nouveaux critères, tels que la séquence cinématique et les GRF. Ensemble, les **études 1 et 2** font apparaître la présence d'une signature motrice individuelle qui se traduit autant dans les caractéristiques posturales que cinématiques. Les résultats de ces travaux ont été mis à disposition du staff sportif afin d'orienter et d'optimiser les stratégies d'entraînement

mis en place au sein du club. Premièrement, la quantification de la performance du lancer (précision + timing) fournit des informations utiles, que ce soit pour travailler sur les points faibles identifiés chez le lanceur ou pour sélectionner les zones de lancer les plus favorables en compétition (**étude 1** + **étude 2**). Puis, l'analyse biomécanique du geste sportif permet d'identifier les stratégies individuelles de lancer et de proposer des exercices techniques spécifiques à chaque profil. Ces exercices peuvent concerner l'optimisation des capacités de stabilité posturale (**étude 1**), le renforcement musculaire ou le gain d'amplitude articulaire spécifique à un degré de liberté (**étude 1** + **étude 2**), l'amélioration de la vitesse d'éjection ou de rotation de la balle (**étude 1** + **étude 2**) ou encore la transmission des efforts générés à travers le sol (**étude 2**).

L'étude 4 a étudié le comportement biomécanique de joueurs de rugby professionnel en réponse à un plaquage de type « non anticipé ». Nous avons souligné que face à un même impact, les arrières sont davantage exposés au risque de commotion cérébrale que les avants. Cette différence est en partie expliquée par des caractéristiques morphologiques spécifiques au poste, même si la force cervicale semble également constituer un élément protecteur. Dans ce cadre, l'inclusion de routines de renforcement cervical dans les stratégies de prévention du risque de commotion cérébrale semble nécessaire. Ces exercices doivent être spécifiquement proposés chez les arrières, caractérisés par des niveaux de force cervicale plus faible que ceux des avants, notamment en raison de leur plus faible implication dans les phases de combat. Par ailleurs, il semble que la nature des actions requises pour chaque joueur se traduise également par des stratégies d'équilibration différentes lors de la phase préparatoire à l'impact. Outre son intérêt dans le cadre de l'activité rugbystique, cette recherche contribue à faire progresser les connaissances globales des mécanismes en jeu dans les traumatismes cervicaux et crâniens survenant en contexte d'impact en milieu sportif mais aussi dans les accidents de la voie publique.

L'**étude 3** s'est intéressée à la pertinence de l'outil NeuroTracker dans l'évaluation initiale et la décision de retour au jeu des joueurs ayant subi une commotion cérébrale. Les résultats ont montré que l'utilisation du NeuroTracker semblait bénéfique à la fois pour stimuler les fonctions perceptivo-cognitives d'athlètes commotionnés et accompagner leur retour au jeu. Néanmoins, elle nécessite une certaine rigueur méthodologique qui implique la définition de scores de *baseline* réactualisés chaque saison. Cette étude fournit d'importantes informations aux staffs sportifs et médicaux sur l'utilisation du NeuroTracker et l'interprétation des performances 3D-MOT dans le contexte des commotions cérébrales en rugby professionnel,

mais également dans toutes les activités sportives qui rencontrent cette problématique : football, football américain, ski, boxe, etc. Par ailleurs il paraît intéressant d'étudier l'évolution des performances 3D-MOT à la suite d'une commotion cérébrale chez des sportifs de niveau amateur/récréatif ou non sportifs. En effet, l'intérêt potentiel du NeuroTracker pour stimuler les fonctions perceptivo-cognitives et accélérer le retour aux activités quotidiennes constitue un enjeu prometteur dans de nombreux contextes : scolaire/universitaire, professionnel, etc. Enfin, nous avons suggéré que la pratique sportive de haut niveau pouvait participer au maintien ou à l'amélioration des performances 3D-MOT et ce, sans entraînement spécifique sur l'outil NeuroTracker. Nous pouvons donc nous interroger sur les effets d'une interruption de l'entraînement à la suite d'une blessure, notamment si elle implique une longue durée d'indisponibilité. Dans ce cadre, le NeuroTracker paraît être un outil adapté pour stimuler le traitement de scènes visuelles dynamiques et limiter le déconditionnement cognitif des joueurs blessés.

Les effets sur la performance du lancer et la réduction du risque de commotion cérébrale ont été explorés respectivement dans les **études 2 et 4**. Pour cela, la tâche 3D-MOT a été intégrée dans un protocole d'échauffement préparatoire à l'activité. Une amélioration de la précision du lancer à 6 m a été constatée lors de la session « NeuroTracker », pouvant indiquer des effets bénéfiques potentiels (**étude 2**). Cependant, l'absence de résultats significatifs sur les autres distances de lancer ainsi que sur les autres paramètres de performance (timing) limite les conclusions sur ce sujet. Les paramètres biomécaniques associés au risque de commotion cérébrale n'ont montré aucune différence significative entre les groupes « Contrôle » et « NeuroTracker » (**étude 4**). Ensemble, ces résultats soulignent les difficultés d'identifier les effets de transfert d'une intervention perceptivo-cognitive décontextualisée sur le développement des compétences spécifiques aux activités sportives collectives. Une des principales hypothèses concerne les conditions expérimentales proposées aux participants, certainement pas assez écologiques pour bénéficier des effets de transfert liés à la tâche 3D-MOT. Ces éléments renforcent notre volonté d'évaluer les activités rugbystiques dans des conditions toujours plus proches de l'activité. Par ailleurs, il convient de rappeler que nous avons évalué la pertinence du NeuroTracker dans un type de sollicitation (échauffement), mais que les modalités d'utilisation peuvent être diversifiées. Il semble notamment qu'un entraînement multitâches, combinant activité perceptivo-cognitive et prise de décision motrice spécifique, constitue une piste intéressante pour améliorer les performances en sport collectif (Romeas et al. 2019). Dans ce cadre, un entraînement régulier en NeuroTracker, en mode

multitâches, pourrait permettre d'améliorer les capacités de transition entre les tâches : d'une action de jeu, de combat, à une tâche de précision de lancer en touche. Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour explorer ces hypothèses.

L'ensemble des travaux a été réalisé en étroite collaboration avec la cellule de préparation physique du Racing 92. L'intégration d'une activité perceptivo-cognitive dans la programmation de l'équipe professionnelle et du centre de formation a été mise en place dans différents contextes : travail collaboratif chez des joueurs ciblés (charnière, lanceur-sauteur), échauffement d'avant-match, reconditionnement des joueurs blessés, circuits multitâches, etc. Les méthodologies d'analyse biomécanique ont été confrontées aux outils de terrain usuellement utilisés, et ont été transférées à divers objectifs : évaluation des effets d'un cycle de préparation physique ou de réathlétisation, optimisation des capacités physiques spécifiques à un geste sportif, *monitoring* des exigences physiques de l'activité *via* l'outil GPS (*Global Positioning System*). Une attention particulière a été portée sur la quantification des collisions sur le terrain, qui constitue la perspective privilégiée pour améliorer les connaissances relatives au risque de commotion cérébrale en rugby.

Enfin, d'un point de vue plus général, les travaux menés dans cette thèse s'inscrivent pleinement dans la recherche globale du laboratoire où la quantification de la performance pour améliorer le geste sportif ou prévenir les risques lésionnels liés aux impacts est un des principaux axes de valorisation. Ils permettent notamment d'enrichir le socle commun de connaissances de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak à travers l'évaluation des paramètres biomécaniques du joueur de rugby professionnel dans un environnement spécifique. Toutes les recherches engagées ont fait l'objet de communications, tout d'abord en interne, où les avancées ont été régulièrement présentées au staff sportif, à la cellule de préparation physique ainsi qu'à l'équipe médicale. Ce travail a également donné lieu à plusieurs communications orales en congrès ainsi qu'à la rédaction d'un article soumis dans une revue internationale à comité de lecture.

Bibliographie

Ball KA, Best RJ, Wrigley TV. 2003. Body sway, aim point fluctuation and performance in rifle shooters: inter- and intra-individual analysis. J Sports Sci. 21(7):559–566. https://doi.org/10.1080/0264041031000101881

Baugh CM, Stamm JM, Riley DO, Gavett BE, Shenton ME, Lin A, Nowinski CJ, Cantu RC, McKee AC, Stern RA. 2012. Chronic traumatic encephalopathy: neurodegeneration following repetitive concussive and subconcussive brain trauma. Brain Imaging Behav. 6(2):244–254. https://doi.org/10.1007/s11682-012-9164-5

Bitchell CL, Mathema P, Moore IS. 2020. Four-year match injury surveillance in male Welsh professional Rugby Union teams. Phys Ther Sport. 42:26–32. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.12.001

Blanchard S, Bellaïche L, Kuliberda Z, Behr M. 2022. Influence of Footwear on Posture and Comfort in Elite Rugby Players. Int J Sports Med. 43(3):269–277. https://doi.org/10.1055/a-1255-2803

Bourgain M, Hybois S, Thoreux P, Rouillon O, Rouch P, Sauret C. 2018. Effect of shoulder model complexity in upper-body kinematics analysis of the golf swing. J Biomech. 75:154–158. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.025

Bouvier D, Duret T, Abbot M, Stiernon T, Pereira B, Coste A, Chazal J, Sapin V. 2017. Utility of S100B Serum Level for the Determination of Concussion in Male Rugby Players. Sports Med Auckl NZ. 47(4):781–789. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0579-9

Bridgeman LA, Gill ND. 2021. The Use of Global Positioning and Accelerometer Systems in Age-Grade and Senior Rugby Union: A Systematic Review. Sports Med - Open. 7(1):15. https://doi.org/10.1186/s40798-021-00305-x

Broglio SP, Eckner JT, Martini D, Sosnoff JJ, Kutcher JS, Randolph C. 2011. Cumulative Head Impact Burden in High School Football. J Neurotrauma. 28(10):2069–2078. https://doi.org/10.1089/neu.2011.1825

Broglio SP, Guskiewicz KM, Norwig J. 2017. If You're Not Measuring, You're Guessing: The Advent of Objective Concussion Assessments. J Athl Train. 52(3):160–166. https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.9.05

Brooks JHM, Fuller CW, Kemp SPT, Reddin DB. 2005. Epidemiology of injuries in English professional rugby union: part 1 match injuries. Br J Sports Med. 39(10):757–766. https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.018135

Brown SR, Brughelli M, Lenetsky S. 2018. Profiling Single-Leg Balance by Leg Preference and Position in Rugby Union Athletes. Motor Control. 22(2):183–198. https://doi.org/10.1123/mc.2016-0062

Burger N, Lambert MI, Hall H, Hendricks S. 2019. Assessing tackle performance using a novel collision sport simulator in comparison to a "live" one-on-one tackling drill. J Sports Sci. 37(1):74–81. https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1482590

Burger N, Lambert MI, Viljoen W, Brown JC, Readhead C, Hendricks S. 2016. Tackle technique and tackle-related injuries in high-level South African Rugby Union under-18 players: real-match video analysis. Br J Sports Med. 50(15):932–938. https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095295

Bussey MD, McLean M, Pinfold J, Anderson N, Kiely R, Romanchuk J, Salmon D. 2019.

History of concussion is associated with higher head acceleration and reduced cervical muscle activity during simulated rugby tackle: An exploratory study. Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med. 37:105–112. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.012

Chavarro-Nieto C, Beaven M, Gill N, Hébert-Losier K. 2021. Neck strength in Rugby Union players: a systematic review of the literature. Phys Sportsmed. 49(4):392–409. https://doi.org/10.1080/00913847.2021.1886574

Chéradame J, Piscione J, Carling C, Guinoiseau J-P, Dufour B, Jacqmin-Gadda H, Decq P. 2021. Incidence and Risk Factors in Concussion Events: A 5-Season Study in the French Top 14 Rugby Union Championship. Am J Sports Med. 49(7):1921–1928. https://doi.org/10.1177/03635465211006480

Chermann J-F, Romeas T, Marty F, Faubert J. 2018. Perceptual-cognitive three-dimensional multiple-object tracking task can help the monitoring of sport-related concussion. BMJ Open Sport Exerc Med. 4(1):e000384. https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000384

Collins CL, Fletcher EN, Fields SK, Kluchurosky L, Rohrkemper MK, Comstock RD, Cantu RC. 2014. Neck strength: a protective factor reducing risk for concussion in high school sports. J Prim Prev. 35(5):309–319. https://doi.org/10.1007/s10935-014-0355-2

Corbin-Berrigan L-A, Kowalski K, Faubert J, Christie B, Gagnon I. 2018. Three-dimensional multiple object tracking in the pediatric population: the NeuroTracker and its promising role in the management of mild traumatic brain injury. Neuroreport. 29(7):559–563. https://doi.org/10.1097/WNR.0000000000000988

Croft H, Chong A, Wilson B. 2011. Virtual reality assessment of rugby lineout throw kinematics. Sports Technol. 4(1–2):2–12. https://doi.org/10.1080/19346182.2012.663535

Cross M, Kemp S, Smith A, Trewartha G, Stokes K. 2016. Professional Rugby Union players have a 60% greater risk of time loss injury after concussion: a 2-season prospective study of clinical outcomes. Br J Sports Med. 50(15):926–931. https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094982

Cross MJ, Tucker R, Raftery M, Hester B, Williams S, Stokes KA, Ranson C, Mathema P, Kemp S. 2019. Tackling concussion in professional rugby union: a case-control study of tackle-based risk factors and recommendations for primary prevention. Br J Sports Med. 53(16):1021–1025. https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097912

Danielle S, Pinfold J, Sullivan SJ, Andrew G, Lodge E, Hamish O, Darryl T. 2017. Descriptive analysis of head impact kinetics in a simulated rugby union tackle: preliminary findings. Br J Sports Med. 51(11):A4–A4. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097270.8

Dashnaw ML, Petraglia AL, Bailes JE. 2012. An overview of the basic science of concussion and subconcussion: where we are and where we are going. Neurosurg Focus. 33(6):E5: 1-9. https://doi.org/10.3171/2012.10.FOCUS12284

Davids K, Williams AM, Williams JG. 1998. Visual Perception and Action in Sport. Taylor & Francis.

Decq P, Chermann J, Loiseau H, Pariente J, Touchon J, Mias L, Vidalin H, Lagarrigue J. 2011. Rugby professionnel et traumatismes crâniens (commotions cérébrales) : recommandations pour leur prise en charge en France. J Traumatol Sport. 28:227–242. https://doi.org/10.1016/j.jts.2011.10.005

Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans Biomed Eng. 54(11):1940–1950. https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024

Deutsch MU, Kearney GA, Rehrer NJ. 2007. Time - motion analysis of professional rugby union players during match-play. J Sports Sci. 25(4):461–472. https://doi.org/10.1080/02640410600631298

Dupuy O, Douzi W, Theurot D, Bosquet L, Dugué B. 2018. An Evidence-Based Approach for Choosing Post-exercise Recovery Techniques to Reduce Markers of Muscle Damage, Soreness, Fatigue, and Inflammation: A Systematic Review With Meta-Analysis. Front Physiol. 9:403. https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00403

Echemendia RJ, Iverson GL, McCrea M, Macciocchi SN, Gioia GA, Putukian M, Comper P. 2013. Advances in neuropsychological assessment of sport-related concussion. Br J Sports Med. 47(5):294–298. https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092186

Echemendia RJ, Meeuwisse W, McCrory P, Davis GA, Putukian M, Leddy J, Makdissi M, Sullivan SJ, Broglio SP, Raftery M, et al. 2017. The Sport Concussion Assessment Tool 5th Edition (SCAT5): Background and rationale. Br J Sports Med. 51(11):848–850. https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097506

Eckner JT, Oh YK, Joshi MS, Richardson JK, Ashton-Miller JA. 2014. Effect of neck muscle strength and anticipatory cervical muscle activation on the kinematic response of the head to impulsive loads. Am J Sports Med. 42(3):566–576. https://doi.org/10.1177/0363546513517869

Faelli E, Strassera L, Pelosin E, Perasso L, Ferrando V, Bisio A, Ruggeri P. 2019. Action Observation Combined With Conventional Training Improves the Rugby Lineout Throwing Performance: A Pilot Study. Front Psychol [Internet]. [accessed 2020 Mar 19] 10. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00889

Farley T, Barry E, Sylvester R, Medici AD, Wilson MG. 2022. Poor isometric neck extension strength as a risk factor for concussion in male professional Rugby Union players. Br J Sports Med.:bjsports-2021-104414. https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104414

Faubert J. 2013. Professional athletes have extraordinary skills for rapidly learning complex and neutral dynamic visual scenes. Sci Rep. 3:1154. https://doi.org/10.1038/srep01154

Faubert J, Sidebottom L. 2012. Perceptual-Cognitive Training of Athletes. J Clin Sport Psychol. 6(1):85–102. https://doi.org/10.1123/jcsp.6.1.85

Feddermann-Demont N, Echemendia RJ, Schneider KJ, Solomon GS, Hayden KA, Turner M, Dvořák J, Straumann D, Tarnutzer AA. 2017. What domains of clinical function should be assessed after sport-related concussion? A systematic review. Br J Sports Med. 51(11):903–918. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097403

Fleddermann M-T, Heppe H, Zentgraf K. 2019. Off-Court Generic Perceptual-Cognitive Training in Elite Volleyball Athletes: Task-Specific Effects and Levels of Transfer. Front Psychol [Internet]. [accessed 2020 Jul 22] 10. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01599

Fréchède B, McIntosh AS. 2009. Numerical reconstruction of real-life concussive football impacts. Med Sci Sports Exerc. 41(2):390–398. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318186b1c5

Fuller CW, Brooks JHM, Cancea RJ, Hall J, Kemp SPT. 2007. Contact events in rugby union and their propensity to cause injury. Br J Sports Med. 41(12):862–867; discussion 867. https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.037499

Fuller CW, Sheerin K, Targett S. 2013. Rugby World Cup 2011: International Rugby Board injury surveillance study. Br J Sports Med. 47(18):1184–1191. https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091155

Fuller CW, Taylor A, Raftery M. 2015. Epidemiology of concussion in men's elite Rugby-7s (Sevens World Series) and Rugby-15s (Rugby World Cup, Junior World Championship and Rugby Trophy, Pacific Nations Cup and English Premiership). Br J Sports Med. 49(7):478–483. https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093381

Gabbett TJ. 2008. Influence of fatigue on tackling technique in rugby league players. J Strength Cond Res. 22(2):625–632. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181635a6a

Gabler LF, Huddleston SH, Dau NZ, Lessley DJ, Arbogast KB, Thompson X, Resch JE, Crandall JR. 2020. On-Field Performance of an Instrumented Mouthguard for Detecting Head Impacts in American Football. Ann Biomed Eng. 48(11):2599–2612. https://doi.org/10.1007/s10439-020-02654-2

Gadd CW. 1966. Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimating Injury Hazard [Internet]. Warrendale, PA: SAE International; [accessed 2022 Apr 7]. https://doi.org/10.4271/660793

Garraway WM, Lee AJ, Macleod DA, Telfer JW, Deary IJ, Murray GD. 1999. Factors influencing tackle injuries in rugby union football. Br J Sports Med. 33(1):37–41.

Giza CC, Hovda DA. 2014. The New Neurometabolic Cascade of Concussion. Neurosurgery. 75(0 4):S24–S33. https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000505

Giza CC, Kutcher JS, Ashwal S, Barth J, Getchius TSD, Gioia GA, Gronseth GS, Guskiewicz K, Mandel S, Manley G, et al. 2013. Summary of evidence-based guideline update: Evaluation and management of concussion in sports. Neurology. 80(24):2250–2257. https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31828d57dd

Gosselin G, Fagan MJ. 2014. The Effects of Cervical Muscle Fatigue on Balance – A Study with Elite Amateur Rugby League Players. J Sports Sci Med. 13(2):329–337.

Guskiewicz KM. 2003. Assessment of postural stability following sport-related concussion. Curr Sports Med Rep. 2(1):24–30. https://doi.org/10.1249/00149619-200302000-00006

Guskiewicz KM, Mihalik JP. 2011. Biomechanics of sport concussion: quest for the elusive injury threshold. Exerc Sport Sci Rev. 39(1):4–11. https://doi.org/10.1097/JES.0b013e318201f53e

Hammami R, Behm DG, Chtara M, Ben Othman A, Chaouachi A. 2014. Comparison of Static Balance and the Role of Vision in Elite Athletes. J Hum Kinet. 41:33–41. https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0030

Hanlon EM, Bir CA. 2012. Real-time head acceleration measurement in girls' youth soccer. Med Sci Sports Exerc. 44(6):1102–1108. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182444d7d

Hanson E, Stracciolini A, Mannix R, Meehan WP. 2014. Management and prevention of sport-related concussion. Clin Pediatr (Phila). 53(13):1221–1230. https://doi.org/10.1177/0009922813518429

Harpham JA, Mihalik JP, Littleton AC, Frank BS, Guskiewicz KM. 2014. The effect of visual and sensory performance on head impact biomechanics in college football players. Ann Biomed Eng. 42(1):1–10. https://doi.org/10.1007/s10439-013-0881-8

Hendricks S, Karpul D, Lambert M. 2014. Momentum and Kinetic Energy Before the Tackle in Rugby Union. J Sports Sci Med. 13(3):557–563.

Hendricks S, O'Connor S, Lambert M, Brown JC, Burger N, Mc Fie S, Readhead C, Viljoen W. 2016. Video analysis of concussion injury mechanism in under-18 rugby. BMJ Open Sport — Exerc Med [Internet]. [accessed 2018 Sep 28] 2(1). https://doi.org/10.1136/bmjsem-2015-000053

Hides JA, Franettovich Smith MM, Mendis MD, Smith NA, Cooper AJ, Treleaven J, Leung F, Gardner AJ, McCrory P, Low Choy NL. 2017. A prospective investigation of changes in the sensorimotor system following sports concussion. An exploratory study. Musculoskelet Sci Pract. 29:7–19. https://doi.org/10.1016/j.msksp.2017.02.003

Hides JA, Franettovich Smith MM, Mendis MD, Treleaven J, Rotstein AH, Sexton CT, Low Choy N, McCrory P. 2017. Self-reported Concussion History and Sensorimotor Tests Predict Head/Neck Injuries. Med Sci Sports Exerc. 49(12):2385–2393. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001372

den Hollander S, Jones B, Lambert M, Hendricks S. 2018. The what and how of video analysis research in rugby union: a critical review. Sports Med - Open. 4(1):27. https://doi.org/10.1186/s40798-018-0142-3

Hollis SJ, Stevenson MR, McIntosh AS, Shores EA, Collins MW, Taylor CB. 2009. Incidence, risk, and protective factors of mild traumatic brain injury in a cohort of Australian nonprofessional male rugby players. Am J Sports Med. 37(12):2328–2333. https://doi.org/10.1177/0363546509341032

Holtzhausen L, Schwellnus M, Jakoet I, Pretorius A. 2007. The incidence and nature of injuries in South African rugby players in the rugby Super 12 competition. South Afr Med J Suid-Afr Tydskr Vir Geneeskd. 96:1260–5.

Hrysomallis C. 2011. Balance ability and athletic performance. Sports Med Auckl NZ. 41(3):221–232. https://doi.org/10.2165/11538560-000000000-00000

Hudson JL. 1985. Prediction of Basketball Skill Using Biomechanical Variables. Res Q Exerc Sport. 56(2):115–121. https://doi.org/10.1080/02701367.1985.10608445

Jajtner AR, Hoffman JR, Scanlon TC, Wells AJ, Townsend JR, Beyer KS, Mangine GT, McCormack WP, Bohner JD, Fragala MS, Stout JR. 2013. Performance and muscle architecture comparisons between starters and nonstarters in National Collegiate Athletic Association Division I women's soccer. J Strength Cond Res. 27(9):2355–2365. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31829bd7c5

Jennett B, Bond M. 1975. Assessment of outcome after severe brain damage. Lancet Lond Engl. 1(7905):480–484. https://doi.org/10.1016/s0140-6736(75)92830-5

Kardouni JR, Shing TL, McKinnon CJ, Scofield DE, Proctor SP. 2018. Risk for Lower Extremity Injury After Concussion: A Matched Cohort Study in Soldiers. J Orthop Sports Phys Ther. 48(7):533–540. https://doi.org/10.2519/jospt.2018.8053

Kemp S, West S, Anstiss T, Brooks J, Bryan R, Cross M, Henderson L, Locke D, O'Leary B, Andrew S, et al. 2021. England Professional Rugby Injury Surveillance Project: 2018-19.

Kerr HA, Ledet EH, Ata A, Newitt JL, Santa Barbara M, Kahanda M, Sperry Schlueter E. 2018. Does instructional video footage improve tackle technique? Int J Sports Sci Coach. 13(1):3–15. https://doi.org/10.1177/1747954117711867

King A, Yang K, Zhang L, Hardy W. 2003. Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration?

King D, Brughelli M, Hume P, Gissane C. 2014. Assessment, management and knowledge of sport-related concussion: systematic review. Sports Med Auckl NZ. 44(4):449–471. https://doi.org/10.1007/s40279-013-0134-x

King D, Hume P, Gissane C, Brughelli M, Clark T. 2016. The Influence of Head Impact Threshold for Reporting Data in Contact and Collision Sports: Systematic Review and Original

Data Analysis. Sports Med Auckl NZ. 46(2):151–169. https://doi.org/10.1007/s40279-015-0423-7

King D, Hume PA, Brughelli M, Gissane C. 2015. Instrumented mouthguard acceleration analyses for head impacts in amateur rugby union players over a season of matches. Am J Sports Med. 43(3):614–624. https://doi.org/10.1177/0363546514560876

King D, Hume PA, Clark T. 2012. Nature of tackles that result in injury in professional rugby league. Res Sports Med Print. 20(2):86–104. https://doi.org/10.1080/15438627.2012.660824

King DA, Hume PA, Gissane C, Clark TN. 2016. Similar head impact acceleration measured using instrumented ear patches in a junior rugby union team during matches in comparison with other sports. J Neurosurg Pediatr. 18(1):65–72. https://doi.org/10.3171/2015.12.PEDS15605

King MA, Worthington PJ, Ranson CA. 2016. Does maximising ball speed in cricket fast bowling necessitate higher ground reaction forces? J Sports Sci. 34(8):707–712. https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1069375

Knudson D. 2007. Fundamentals of Biomechanics [Internet]. 2nd ed. Springer US; [accessed 2020 Sep 23]. https://doi.org/10.1007/978-0-387-49312-1

Legault I, Faubert J. 2012. Perceptual-cognitive training improves biological motion perception: evidence for transferability of training in healthy aging. Neuroreport. 23(8):469–473. https://doi.org/10.1097/WNR.0b013e328353e48a

Lincoln AE, Caswell SV, Almquist JL, Dunn RE, Hinton RY. 2013. Video incident analysis of concussions in boys' high school lacrosse. Am J Sports Med. 41(4):756–761. https://doi.org/10.1177/0363546513476265

Linthorne NP, Thomas JM. 2016. The Effect of Ball Spin Rate on Distance Achieved in a Long Soccer Throw-in. Procedia Eng. 147:677–682. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.271

Liu H, Leigh S, Yu B. 2010. Sequences of upper and lower extremity motions in javelin throwing. J Sports Sci. 28(13):1459–1467. https://doi.org/10.1080/02640414.2010.514004

Lysenko-Martin MR, Hutton CP, Sparks T, Snowden T, Christie BR. 2020. Multiple Object Tracking Scores Predict Post-Concussion Status Years after Mild Traumatic Brain Injury. J Neurotrauma. https://doi.org/10.1089/neu.2019.6842

Maddocks DL, Dicker GD, Saling MM. 1995. The assessment of orientation following concussion in athletes. Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med. 5(1):32–35. https://doi.org/10.1097/00042752-199501000-00006

Mangine GT, Hoffman JR, Wells AJ, Gonzalez AM, Rogowski JP, Townsend JR, Jajtner AR, Beyer KS, Bohner JD, Pruna GJ, et al. 2014. Visual tracking speed is related to basketball-specific measures of performance in NBA players. J Strength Cond Res. 28(9):2406–2414. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000550

Marsan T, Thoreux P, Bourgain M, Rouillon O, Rouch P, Sauret C. 2019. Biomechanical analysis of the golf swing: methodological effect of angular velocity component on the identification of the kinematic sequence. Acta Bioeng Biomech. 21(2):115–120.

Martin I, Mira P, Salinas J, Vaz L, Carreras D. 2018. Kinematic analysis of rugby lineout throws in the Six Nations Tournament. [Análisis cinemático de los saques de lateral en el Torneo de Rugby del Seis Naciones]. RICYDE Rev Int Cienc Deporte. 14:124–135. https://doi.org/10.5232/ricyde2018.05203

Marty F, Radafy A, Fantou A, Savigny A, Blanchard S, Bohu Y, Chermann J-F. 2017. Évaluation des tests présaison (Standardized Assessment of Concussion et Modified Balance

Error Scoring System) à 48heures après commotion. À propos de 65 Rugbymen professionnels. J Traumatol Sport. 34(3):155–160. https://doi.org/10.1016/j.jts.2017.07.005

McCrea M. 2001. Standardized mental status assessment of sports concussion. Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med. 11(3):176–181. https://doi.org/10.1097/00042752-200107000-00008

McCrea M, Guskiewicz KM, Marshall SW, Barr W, Randolph C, Cantu RC, Onate JA, Yang J, Kelly JP. 2003. Acute effects and recovery time following concussion in collegiate football players: the NCAA Concussion Study. JAMA. 290(19):2556–2563. https://doi.org/10.1001/jama.290.19.2556

McCrory P. 2001. Does second impact syndrome exist? Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med. 11(3):144–149.

McCrory P, Meeuwisse W, Dvořák J, Aubry M, Bailes J, Broglio S, Cantu RC, Cassidy D, Echemendia RJ, Castellani RJ, et al. 2017. Consensus statement on concussion in sport-the 5th international conference on concussion in sport held in Berlin, October 2016. Br J Sports Med. 51(11):838–847. https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097699

Mcintosh A, Patton D, Frechede B, PIERRE P-A, FERRY E, OBERST T. 2014. The Biomechanics of Concussion in Unhelmeted Australian Football Players.

McIntosh AS, McCrory P, Comerford J. 2000. The dynamics of concussive head impacts in rugby and Australian rules football. Med Sci Sports Exerc. 32(12):1980–1984.

McNally MP, Borstad JD, Oñate JA, Chaudhari AMW. 2015. Stride Leg Ground Reaction Forces Predict Throwing Velocity in Adult Recreational Baseball Pitchers. J Strength Cond Res. 29(10):2708–2715. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000937

Mihalik JP, Blackburn JT, Greenwald RM, Cantu RC, Marshall SW, Guskiewicz KM. 2010. Collision type and player anticipation affect head impact severity among youth ice hockey players. Pediatrics. 125(6):e1394-1401. https://doi.org/10.1542/peds.2009-2849

Mihalik JP, Guskiewicz KM, Marshall SW, Blackburn JT, Cantu RC, Greenwald RM. 2012. Head impact biomechanics in youth hockey: comparisons across playing position, event types, and impact locations. Ann Biomed Eng. 40(1):141–149. https://doi.org/10.1007/s10439-011-0405-3

Moen F, Hrozáňová M, Stiles TC. 2018. The effects of perceptual-cognitive training with Neurotracker on executive brain functions among elite athletes. https://doi.org/10.1080/23311908.2018.1544105

Mononen K, Konttinen N, Viitasalo J, Era P. 2007. Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. Scand J Med Sci Sports. 17(2):180–185. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00549.x

Moore IS, Ranson C, Mathema P. 2015. Injury Risk in International Rugby Union. Orthop J Sports Med [Internet]. [accessed 2020 Jul 22] 3(7). https://doi.org/10.1177/2325967115596194

Namjoshi DR, Good C, Cheng WH, Panenka W, Richards D, Cripton PA, Wellington CL. 2013. Towards clinical management of traumatic brain injury: a review of models and mechanisms from a biomechanical perspective. Dis Model Mech. 6(6):1325–1338. https://doi.org/10.1242/dmm.011320

Newman JA. 1986. A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). undefined [Internet]. [accessed 2022 Apr 7]. https://www.semanticscholar.org/paper/A-generalized-acceleration-model-for-brain-injury-

Newman/019aafbe7ed4eb277d5679b3fdbd4d7462f27eeb

Nichols G, Loh N, Lavender A, Rosalie S, Davey P, Netto K. 2017. HEAD ACCELERATION DURING A SIMULATED MATCH LOAD OF TACKLES. ISBS Proc Arch [Internet]. 35(1). https://commons.nmu.edu/isbs/vol35/iss1/88

Nicholson KF, Hulburt TC, Kimura BM, Aguinaldo AL. 2021. Relationship between ground reaction force and throwing arm kinetics in high school and collegiate pitchers. J Sports Med Phys Fitness. https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.13150-0

O'Connor KL, Rowson S, Duma SM, Broglio SP. 2017. Head-Impact-Measurement Devices: A Systematic Review. J Athl Train. 52(3):206–227. https://doi.org/10.4085/1062-6050.52.2.05

Oliver GD, Plummer H. 2011. Ground reaction forces, kinematics, and muscle activations during the windmill softball pitch. J Sports Sci. 29(10):1071–1077. https://doi.org/10.1080/02640414.2011.576692

Ortega E, Villarejo D, Palao JM. 2009. Differences in Game Statistics Between Winning and Losing Rugby Teams in the Six Nations Tournament. J Sports Sci Med. 8(4):523–527.

Oyama S, Myers JB. 2018. The Relationship Between the Push Off Ground Reaction Force and Ball Speed in High School Baseball Pitchers. J Strength Cond Res. 32(5):1324–1328. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001980

Paillard T. 2014. Sport-Specific Balance Develops Specific Postural Skills. Sports Med Auckl Nz. 44(7):1019–1020. https://doi.org/10.1007/s40279-014-0174-x

Paillard T, Noé F. 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. BioMed Res Int. 2015:891390. https://doi.org/10.1155/2015/891390

Parsons B, Magill T, Boucher A, Zhang M, Zogbo K, Bérubé S, Scheffer O, Beauregard M, Faubert J. 2016. Enhancing Cognitive Function Using Perceptual-Cognitive Training. Clin EEG Neurosci. 47(1):37–47. https://doi.org/10.1177/1550059414563746

Putnam CA. 1993. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. J Biomech. 26 Suppl 1:125–135. https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90084-r

Quarrie KL, Hopkins WG. 2007. Changes in player characteristics and match activities in Bledisloe Cup rugby union from 1972 to 2004. J Sports Sci. 25(8):895–903. https://doi.org/10.1080/02640410600944659

Quarrie KL, Hopkins WG. 2008. Tackle injuries in professional Rugby Union. Am J Sports Med. 36(9):1705–1716. https://doi.org/10.1177/0363546508316768

Raab M. 2014. SMART-ER: a Situation Model of Anticipated Response consequences in Tactical decisions in skill acquisition - Extended and Revised. Front Psychol. 5:1533. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01533

Raabe ME, Chaudhari AMW. 2016. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. J Biomech. 49(7):1238–1243. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046

Rafferty J, Ranson C, Oatley G, Mostafa M, Mathema P, Crick T, Moore I. 2018. On average, a professional rugby union player is more likely than not to sustain a concussion after 25 matches. Br J Sports Med. 53:bjsports-2017. https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098417

Register-Mihalik JK, Mihalik JP, Guskiewicz KM. 2008. Balance deficits after sports-related concussion in individuals reporting posttraumatic headache. Neurosurgery. 63(1):76–80;

discussion 80-82. https://doi.org/10.1227/01.NEU.0000335073.39728.CE

Roberts SP, Trewartha G, England M, Goodison W, Stokes KA. 2017. Concussions and Head Injuries in English Community Rugby Union Match Play. Am J Sports Med. 45(2):480–487. https://doi.org/10.1177/0363546516668296

Roberts SP, Trewartha G, Higgitt RJ, El-Abd J, Stokes KA. 2008. The physical demands of elite English rugby union. J Sports Sci. 26(8):825–833. https://doi.org/10.1080/02640410801942122

Romeas T, Chaumillon R, Labbe D, Faubert J. 2019. Combining 3D-MOT With Sport Decision-Making for Perceptual-Cognitive Training in Virtual Reality. Percept Mot Skills. 126:003151251986028. https://doi.org/10.1177/0031512519860286

Romeas T, Guldner A, Faubert J. 2016. 3D-Multiple Object Tracking training task improves passing decision-making accuracy in soccer players. Psychol Sport Exerc. 22(Supplement C):1–9. https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2015.06.002

Rousanoglou E, Noutsos K, Bayios I, Boudolos K. 2014. Ground reaction forces and throwing performance in elite and novice players in two types of handball shot. J Hum Kinet. 40:49–55. https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0006

Rowson S, Bland ML, Campolettano ET, Press JN, Rowson B, Smith JA, Sproule DW, Tyson AM, Duma SM. 2016. Biomechanical Perspectives on Concussion in Sport. Sports Med Arthrosc Rev. 24(3):100–107. https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000121

Rowson S, Brolinson G, Goforth M, Dietter D, Duma S. 2009. Linear and angular head acceleration measurements in collegiate football. J Biomech Eng. 131(6):061016. https://doi.org/10.1115/1.3130454

Rowson S, Duma SM, Beckwith JG, Chu JJ, Greenwald RM, Crisco JJ, Brolinson PG, Duhaime A-C, McAllister TW, Maerlender AC. 2012. Rotational head kinematics in football impacts: an injury risk function for concussion. Ann Biomed Eng. 40(1):1–13. https://doi.org/10.1007/s10439-011-0392-4

rugbybworldcup.com. Rugby World Cup 2015: Statistiques - Coupe du Monde de Rugby 2019 | rugbyworldcup.com [Internet]. [accessed 2020 Mar 19]. https://www.rugbyworldcup.com/archive/2015/stats?lang=fr

Sarro KJ, Viana TDC, De Barros RML. 2021. Relationship between bow stability and postural control in recurve archery. Eur J Sport Sci. 21(4):515–520. https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1754471

Sayers M. 2004. A three dimensional analysis of lineout throwing in rugby union. J Sports Sci. 22:498–499.

Sayers MGL. 2011. Kinematic Analysis of Line-Out Throwing in Elite International Rugby Union. J Sports Sci Med. 10(3):553–558.

Scarborough DM, Bassett AJ, Mayer LW, Berkson EM. 2020. Kinematic sequence patterns in the overhead baseball pitch. Sports Biomech. 19(5):569–586. https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1503321

Schmidt JD, Guskiewicz KM, Blackburn JT, Mihalik JP, Siegmund GP, Marshall SW. 2014. The influence of cervical muscle characteristics on head impact biomechanics in football. Am J Sports Med. 42(9):2056–2066. https://doi.org/10.1177/0363546514536685

Schussler E, Jagacinski RJ, White SE, Chaudhari AM, Buford JA, Onate JA. 2018. THE EFFECT OF TACKLING TRAINING ON HEAD ACCELERATIONS IN YOUTH

AMERICAN FOOTBALL. Int J Sports Phys Ther. 13(2):229–237.

Seminati E, Cazzola D, Preatoni E, Trewartha G. 2017. Specific tackling situations affect the biomechanical demands experienced by rugby union players. Sports Biomech. 16(1):58–75. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1194453

Seth A, Matias R, Veloso AP, Delp SL. 2016. A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. PloS One. 11(1):e0141028. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028

Shuttleworth-Edwards AB, Smith I, Radloff SE. 2008. Neurocognitive vulnerability amongst university rugby players versus noncontact sport controls. J Clin Exp Neuropsychol. 30(8):870–884. https://doi.org/10.1080/13803390701846914

Smith TB, Hébert-Losier K, McClymont D. 2018. An examination of the jump-and-lift factors influencing the time to reach peak catch height during a Rugby Union lineout. J Sports Sci. 36(10):1179–1185. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1364401

Spratford W, Whiteside D, Elliott B, Portus M, Brown N, Alderson J. 2018. Does performance level affect initial ball flight kinematics in finger and wrist-spin cricket bowlers? J Sports Sci. 36(6):651–659. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1329547

Stodden D, Fleisig G, Mclean S, Lyman S, Andrews JR. 2001. Relation of pelvis and upper torso kinematics to pitched baseball velocity. J Appl Biomech. 17:164–172.

Tierney G, Denvir K, Farrell G, Simms C. 2017. The Effect of Tackler Technique on Head Injury Assessment Risk in Elite Rugby Union. Med Sci Sports Exerc. 50:1. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001461

Tierney G, Simms C. 2019. Predictive Capacity of the MADYMO Multibody Human Body Model Applied to Head Kinematics During Rugby Union Tackles. Appl Sci. 9:726. https://doi.org/10.3390/app9040726

Tierney G, Weaving D, Tooby J, Al-Dawoud M, Hendricks S, Phillips G, Stokes KA, Till K, Jones B. 2021. Quantifying head acceleration exposure via instrumented mouthguards (iMG): a validity and feasibility study protocol to inform iMG suitability for the TaCKLE project. BMJ Open Sport Exerc Med. 7(3):e001125. https://doi.org/10.1136/bmjsem-2021-001125

Tierney GJ, Lawler J, Denvir K, McQuilkin K, Simms CK. 2016. Risks associated with significant head impact events in elite rugby union. Brain Inj. 30(11):1350–1361. https://doi.org/10.1080/02699052.2016.1193630

Tierney GJ, Richter C, Denvir K, Simms CK. 2018. Could lowering the tackle height in rugby union reduce ball carrier inertial head kinematics? J Biomech. 72:29–36. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.023

Tierney GJ, Simms CK. 2017. The effects of tackle height on inertial loading of the head and neck in Rugby Union: A multibody model analysis. Brain Inj. 31(13–14):1925–1931. https://doi.org/10.1080/02699052.2017.1385853

Tierney GJ, Simms CK. 2018. Can tackle height influence head injury assessment risk in elite rugby union? J Sci Med Sport. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.010

van den Tillaar R, Ettema G. 2009. Is there a proximal-to-distal sequence in overarm throwing in team handball? J Sports Sci. 27(9):949–955. https://doi.org/10.1080/02640410902960502

Tooby J, Weaving D, Al-Dawoud M, Tierney G. 2022. Quantification of Head Acceleration Events in Rugby League: An Instrumented Mouthguard and Video Analysis Pilot Study. Sensors. 22(2):584. https://doi.org/10.3390/s22020584

Trewartha G, Casanova R, Wilson C. 2008. A kinematic analysis of rugby lineout throwing. J Sports Sci. 26(8):845–854. https://doi.org/10.1080/02640410701885629

Troester JC, Jasmin JG, Duffield R. 2018. Reliability of Single-Leg Balance and Landing Tests in Rugby Union; Prospect of Using Postural Control to Monitor Fatigue. J Sports Sci Med. 17(2):174–180.

Tucker R, Raftery M, Kemp S, Brown J, Fuller G, Hester B, Cross M, Quarrie K. 2017. Risk factors for head injury events in professional rugby union: a video analysis of 464 head injury events to inform proposed injury prevention strategies. Br J Sports Med. 51(15):1152–1157. https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097895

Tullo D, Guy J, Faubert J, Bertone A. 2018. Training with a three-dimensional multiple object-tracking (3D-MOT) paradigm improves attention in students with a neurodevelopmental condition: a randomized controlled trial. Dev Sci. 21(6):e12670. https://doi.org/10.1111/desc.12670

Usman J, McIntosh AS, Fréchède B. 2011. An investigation of shoulder forces in active shoulder tackles in rugby union football. J Sci Med Sport. 14(6):547–552. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.05.006

Vartanian O, Coady L, Blackler K. 2016. 3D Multiple Object Tracking Boosts Working Memory Span: Implications for Cognitive Training in Military Populations. Mil Psychol. 28. https://doi.org/10.1037/mil0000125

Webbe FM, Barth JT. 2003. Short-term and long-term outcome of athletic closed head injuries. Clin Sports Med. 22(3):577–592. https://doi.org/10.1016/s0278-5919(02)00103-5

Wilcox BJ, Beckwith JG, Greenwald RM, Chu JJ, McAllister TW, Flashman LA, Maerlender AC, Duhaime A-C, Crisco JJ. 2014. Head Impact Exposure in Male and Female Collegiate Ice Hockey Players. J Biomech. 47(1):109–114. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.004

Wilk KE, Voight ML, Keirns MA, Gambetta V, Andrews JR, Dillman CJ. 1993. Stretch-shortening drills for the upper extremities: theory and clinical application. J Orthop Sports Phys Ther. 17(5):225–239. https://doi.org/10.2519/jospt.1993.17.5.225

Wilkerson GB, Simpson KA, Clark RA. 2017. Assessment and Training of Visuomotor Reaction Time for Football Injury Prevention. J Sport Rehabil. 26(1):26–34. https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0068

Williams J, Hughes M, O'Donoghue P. 2005. The effect of rule changes on match and ball in play time in rugby union. Int J Perform Anal Sport. 5(3):1–11. https://doi.org/10.1080/24748668.2005.11868333

Williams S, Trewartha G, Kemp S, Stokes K. 2013. A meta-analysis of injuries in senior men's professional Rugby Union. Sports Med Auckl NZ. 43(10):1043–1055. https://doi.org/10.1007/s40279-013-0078-1

Wojciechowska-Maszkowska B, Borysiuk Z, Wąsik J, Janisiów P, Nawarecki D. 2012. Effects of anaerobic fatigue on postural control in taekwondo practitioners. J Combat Sports Martial Arts. 3:103–107. https://doi.org/10.5604/20815735.1047656

Wu G, Cavanagh PR. 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. J Biomech. 28(10):1257–1261. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00017-c

Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJD, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, et al. 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder,

elbow, wrist and hand. J Biomech. 38(5):981–992. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042

Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, et al. 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. J Biomech. 35(4):543–548. https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00222-6

Young TJ, Daniel RW, Rowson S, Duma SM. 2014. Head impact exposure in youth football: elementary school ages 7-8 years and the effect of returning players. Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med. 24(5):416–421. https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000055

Zemková E. 2014. Sport-specific balance. Sports Med Auckl NZ. 44(5):579–590. https://doi.org/10.1007/s40279-013-0130-1

Zentgraf K, Heppe H, Fleddermann M-T. 2017. Training in interactive sports: A systematic review of practice and transfer effects of perceptual–cognitive training. Ger J Exerc Sport Res. 47. https://doi.org/10.1007/s12662-017-0441-8

Zimmerman KA, Laverse E, Samra R, Yanez Lopez M, Jolly AE, Bourke NJ, Graham NSN, Patel MC, Hardy J, Kemp S, et al. 2021. White matter abnormalities in active elite adult rugby players. Brain Commun. 3(3):fcab133. https://doi.org/10.1093/braincomms/fcab133

Annexes

Liste des annexes

Annexe 1 : Résumé - Congrès SFMES-SFTS, Vichy, France 170

Annexe 2 : Article de congrès publié avec comité de relecture - Congrès de la Société de Biomécanique, France 172

Annexe 3 : Article soumis dans Sports Biomechanics (octobre 2021) 176

Annexe 4 : Résumé - European College of Sport Science congress 197

Annexe 5 : Tableaux des segments et des marqueurs cinématiques 199

Annexe 6 : Exemple d'exercices à composante pliométrique spécifiques au lancer en touche 201

Annexe 7 : Protocole d'échauffement préparatoire aux impacts.....202

Annexe 8 : Abstract - ISEA congress, Purdue University, Indiana, USA.....203

Annexe 1 : Résumé - Congrès SFMES-SFTS, Vichy, France

Analyse des paramètres biomécaniques de la performance du lancer en touche dans des conditions variables de distance chez des rugbymen de haut niveau

A. Kneblewski[ab], L. Valdes-Tamayo[a], S. Laporte[a], B. Sandoz[a], S. Blanchard[b], P. Rouch[a]

[a] Arts et métiers, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France; [b] Racing 92, Le Plessis-Robinson,

Mots clés : biomécanique ; rugby ; lancer en touche ; timing ; précision

Introduction

Au rugby, le lancer en touche nécessite d'importantes capacités techniques pour que le ballon soit projeté à la hauteur, la vitesse et l'angle appropriés afin d'être capturé par un sauteur à des distances variables (Sayers, 2003). La littérature scientifique a souligné l'importance de l'analyse cinématique du lancer en se concentrant sur des mesures de précision plus ou moins spécifiques aux conditions de match (Trewartha et al., 2008 ; Sayers, 2011). Cependant, la précision n'est pas le seul déterminant dans la réalisation d'un lancer performant. Le timing avec le sauteur est également essentiel pour offrir un minimum d'opportunité à l'adversaire d'intercepter le ballon. L'objectif de cette étude consiste à analyser la performance biomécanique du lancer en touche dans des conditions variables de distance à partir d'un dispositif de mesures innovant.

Matériel et méthodes

5 joueurs professionnels ont effectué 30 lancers selon 3 distances : 6 m, 10 m et 15 m. Les lancers ont été effectués en direction d'un robot automatique permettant à une cible d'atteindre une hauteur de 4.25m en 0.75s. Ces caractéristiques mettent le lanceur dans des conditions spécifiques pour travailler simultanément précision et timing. Chaque lancer a été filmé par deux caméras sport (60fps) permettant le calcul des paramètres de performance : précision et timing. Les paramètres cinématiques ont été évalués par l'intermédiaire d'une caméra rapide

(FASTCAM-250Hz). Les forces de réaction au sol (GRF) ont été recueillies par deux plateformes de force triaxiales (AMTI-250 Hz), une placée sous chaque pied du lanceur. Des comparaisons intra et inter-sujets ont été effectuées selon la distance de lancer grâce à une analyse de variance.

Résultats

Les paramètres de performance du lancer ont été impactés par la distance : les scores de précision étaient plus faibles à 15 m ($p<0.05$) et les valeurs de timing ont progressivement augmenté avec la distance ($p<0.0001$). Une augmentation de certains paramètres biomécaniques a également été constatée avec la distance : vitesse d'éjection, angle de libération de la balle, trajet vertical du ballon dans les mains du lanceur et pic de GRF ($p<0.0001$). Enfin, des différences inter-sujets ont été remarquées concernant la vitesse de rotation de la balle, l'aire du stabilogramme, ainsi que les amplitudes articulaires de l'épaule et du coude au cours de la phase d'éjection ($p<0.0001$).

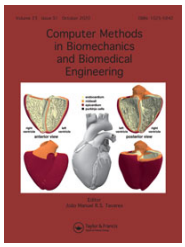
Discussion

Les mesures de précision et de timing du lancer indiquent une dégradation globale de la performance sur les plus longues distances, pouvant s'expliquer par des demandes d'anticipation plus exigeantes. Des différences inter-sujets ont semblé apparaître, mais sans atteindre le seuil significatif, témoignant de niveaux de performance relativement proches. L'augmentation des paramètres biomécaniques illustre certains principes essentiels pour lancer dans des conditions variables de distance. Enfin, les différences inter-sujets qui ont été notées malgré le niveau de performance similaire, reflètent la présence de différentes stratégies de lancer caractérisées par des signatures posturales et des méthodes propulsives spécifiques.

Conclusion

Le dispositif proposé dans cette étude révèle une dégradation de la performance du lancer lorsque la distance augmente. L'analyse biomécanique, qui participe à la conception d'un modèle de performance, offre au staff sportif d'importantes informations pour concevoir des programmes d'entraînement individuels.

Annexe 2 : Article de congrès publié avec comité de relecture - Congrès de la Société de Biomécanique, France



Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

ISSN: 1025-5842 (Print) 1476-8259 (Online) Journal homepage: https://www.tandfonline.com/loi/gcmb20

Analysis of the biomechanical parameters of the lineout throwing performance under distance variable conditions in high level rugby players

A. Kneblewski, L. Valdes-Tamayo, S. Laporte, B. Sandoz, S. Blanchard & P. Rouch

To cite this article: A. Kneblewski, L. Valdes-Tamayo, S. Laporte, B. Sandoz, S. Blanchard & P. Rouch (2020) Analysis of the biomechanical parameters of the lineout throwing performance under distance variable conditions in high level rugby players, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 23:sup1, S156-S158, DOI: 10.1080/10255842.2020.1812855

To link to this article: https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812855

© 2020 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.

Published online: 02 Nov 2020.

Submit your article to this journal

Article views: 113

View related articles

View Crossmark data

Full Terms & Conditions of access and use can be found at
https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=gcmb20

COMPUTER METHODS IN BIOMECHANICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING
2020, VOL. 23, NO. S1, S156–S158
https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812855

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

OPEN ACCESS Check for updates

Analysis of the biomechanical parameters of the lineout throwing performance under distance variable conditions in high level rugby players

A. Kneblewski[a,b], L. Valdes-Tamayo[a], S. Laporte[a], B. Sandoz[a], S. Blanchard[b] and P. Rouch[a]

[a]Arts et métiers, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France; [b]Racing 92, Le Plessis-Robinson, France

1. Introduction

In Rugby Union, the lineout is a play phase whose performance significantly influences the overall team performance during a game. Indeed, winning teams lose fewer balls during their lineout plays compared to losing teams (Ortega et al. 2009). The lineout throw requires several skills so that the ball to be projected at appropriate height, velocity and angle to be caught by a jumper at variable distances. Despite the importance of the lineout throwing in rugby, few biomechanical studies are present in the scientific literature. These researches highlighted the importance of kinematic analysis and assessed throw accuracy with various methods: under ecological conditions (Sayers 2011) or using fixed target (Trewartha et al. 2008). However, accuracy is not the only parameter in achieving a successful throw. Good timing with the jumper ascension is also essential to offer a minimum of time to the opponent to intercept the ball. The aim of this study was to evaluate the biomechanical performance of the lineout throwing by using an innovative device and methods to assess both the accuracy and the timing of the throw. Intra and interpersonal comparisons of kinematic and dynamic parameters were made to characterize throw performance under distance variable conditions.

2. Methods

2.1. Participants

5 professional male subjects evolving at the hooker position within the team of Racing 92 participated in this study (mean ± SD: age = 23 ± 3.8 years, body mass = 106.8 ± 4.2 kg, height = 182 ± 2 cm).

2.2. Procedures

The throws were made towards an automatic robot (Touch'Trainer by SERMAZ), which includes a telescopic mast allowing a target to reach a height of 4.25 m into 0.75 s. The trigger of the device began after a 5 indicator lights countdown, allowing the subject to anticipate the rise of the target. These characteristics, simulating the jumper ascent, put the thrower in specific conditions to work on two performance factors: accuracy and timing. After a specific warm-up and a period of protocol habituation, 30 throws were realized according to 3 distances: 6 m (dist.1), 10 m (dist. 2) and 15 m (dist. 3), in a randomized order. Trials took place indoors, but under usual training conditions: on synthetic grass and in rugby boots (Figure 1).

2.3. Analyzed parameters

Each throw was filmed by two sport video cameras, one positioned behind the subject (60 fps), and the other in the normal plane to the ball trajectory (24 fps). The performance parameters, composed of the throw accuracy and the throw timing were analyzed using Kinovea software. Throw accuracy was defined on a 4-points scale depending on the ball impact location on the target. Throw timing was defined as the delay between the end of the target ascent and the ball impact on the target. Ball kinematic parameters were evaluated using a high speed camera (FASTCAM; 250 fps), positioned on the throwing hand side of the subject. Ejection velocity, ball spin velocity, ball release angle and ball path length in the thrower hands during the ejection phase were calculated. Twelve reflective body landmarks were also marked to evaluate thrower kinematic. Dynamic parameters were computed using two force plates (AMTI; 250 Hz). The peak ground reaction force during the ejection phase and the 95% confidence ellipse area of the center of pressure displacements were assessed using Matlab routines. For each parameter, differences between throw distances were identified by analysis of variance (ANOVA) followed by Tukey's multiple comparison test. To characterize thrower

© 2020 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

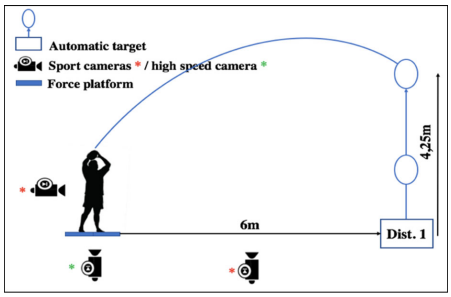


Figure 1. Schematic representation of the experimental design (example of a throw at dist. 1).

specificities, interpersonal comparisons were also realized, regardless of the distance.

3. Results and discussion

The throw performance parameters were significantly different depending on the throw distance, but not depending on the thrower. Indeed, accuracy scores were significantly lower in dist. 3 than in dist. 2 and in dist. 1 ($p < 0.05$) (Figure 2(A)).

Timing values exhibited gradual increases as distance increased ($p < 0.0001$) (Figure 2(B)). These results highlight an overall decrease in throw performance when the distance increases. This degradation, notably illustrated by the increasing timing values, could be explained by the anticipation demands which become more challenging at the longest distances. Perceptual training to improve trajectories anticipation seems to be an interesting strategy to optimize this parameter (Faubert and Sidebottom 2012). Interpersonal differences seem to appear, but without reaching the significant threshold, which could indicate a similar level of performance.

Several biomechanical parameters were impacted by the throw distance. Indeed, there was an increase in ball ejection velocity, ball release angle, vertical (Y) ball path length in the thrower hands and peak ground reaction force ($p < 0.0001$) with the distance. The center of pressure (CoP) ellipse area also increased but only in dist. 3 ($p < 0.05$) (Figure 2(C)). Moreover, we noticed significant differences between throwers concerning ball spin velocity, CoP ellipse area and shoulder and elbow joint range of motion during the ejection phase ($p < 0.0001$).

The increase in the biomechanical parameters reflects the principles of the dynamic which are essential to throw under variable distance conditions (Trewartha et al. 2008). Interestingly, the increase in

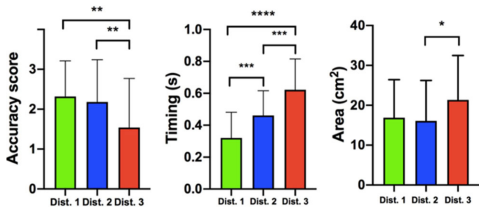


Figure 2. Accuracy score (A); Throw timing (B) and CoP ellipse area (**Zemková**). *$p < 0.05$; **$p < 0.01$; ***$p < 0.001$; ****$p < 0.0001$.

the CoP ellipse area, that indicates a deterioration of postural stability (Zemková 2014), was observed at the distance where the throws were the least performant. Indeed, this degradation, particularly observed in 3 of 5 throwers, seems to be associated with the decrease of their accuracy score in dist. 3. The link between accuracy and dynamic postural stability has already been established in various specific sport skills such as the free throw in basketball (Zemková 2014), but not in rugby.

Finally, the interpersonal differences that have been noted, reflect the presence of specific propulsive methods characterized by a predominant use of shoulder adduction or elbow extension during the ejection phase. It reinforces observations of previous researches concerning the presence of individual motor signature (Sayers 2011).

4. Conclusions

The innovative device and methods proposed in this study highlighted a throw performance deterioration in the longest distance. The biomechanical analysis brought new elements for the design of a performance model and offer to sport staff important information to design individual training programs. Several perspectives are considered such as a more detailed thrower kinematic evaluation or the implementation of a perceptual-cognitive training strategy to optimize the lineout throwing performance.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the author(s).

Funding

The authors would like to acknowledge Racing 92 for the funding and the high involvement of its sport staff and the French Rugby Federation (FFR) for the loan of the Touch'Trainer.

References

Faubert J, Sidebottom L. 2012. Perceptual-cognitive training of athletes. J Clin Sport Psychol. 6(1):85–102.

Ortega E, Villarejo D, Palao JM. 2009. Differences in game statistics between winning and losing rugby teams in the six nations tournament. J Sports Sci Med. 8(4):523–527.

Sayers MGL. 2011. Kinematic analysis of line-out throwing in elite international rugby union. J Sports Sci Med. 10(3):553–558.

Trewartha G, Casanova R, Wilson C. 2008. A kinematic analysis of rugby lineout throwing. J Sports Sci. 26(8): 845–854.

Zemková E. 2014. Sport-specific balance. Sports Med. 44(5): 579–590.

KEYWORDS Biomechanics; rugby union; lineout throwing; performance

antoine.kneblewski@ensam.eu

Annexe 3 : Article soumis dans Sports Biomechanics (octobre 2021)

Analysis of the lineout throwing accuracy, timing and dynamic postural stability in professional rugby union

ABSTRACT (200 words)

The lineout is a highly strategic phase in rugby union and requires high technical skills for the thrower. This study aimed to analyze the lineout throwing performance and the dynamic postural stability in professional rugby players. Five participants performed 30 throws over three distances (6m, 10m, 15m) toward an automatic robot simulating the jumper's ascent. The performance parameters (throw accuracy, throw timing) were assessed using two sport cameras. Postural stability was evaluated by Center of Pressure (CoP) parameters, calculated from data collected by two force platforms. A two-factor ANOVA was used to identify the influence of throwing distance and the specificities of each thrower. A significant decrease in accuracy was observed at 15m ($p<0.001$), especially for three throwers. Timing values exhibited gradual increase with distance ($p<0.001$) reflecting a throw performance deterioration probably caused by the anticipation demands. Regarding the posture, CoP ellipse area increased at 15m ($p<0.001$). This postural stability variation was specifically marked for participants whose accuracy also dropped at 15m, and could indicate a link between the maintenance of dynamic stability and throw accuracy. This study offers a better characterization of the lineout throwing performance and highlights the influence of postural stability in throw accuracy over longer distances.

Key words

Rugby union, lineout throwing, accuracy, timing, postural stability

For Peer Review Only

INTRODUCTION (1315 words)

In rugby union, the lineout is a highly strategic phase whose performance significantly influences the overall team performance during a game. Indeed, winning teams lose fewer balls during their lineout plays compared to losing teams (Ortega et al. 2009). In addition, during the 2015 World Cup, 50% of tries came from lineout possession (Rugby World Cup 2015 Statistical Report). The lineout is a restarting play used when the ball touches the ground or something/someone out of the field (International Rugby Board, 2013b). It involves from two to seven players of each team who form two parallel lines, perpendicular to the sideline. The two lineups must be formed between 5 and 15m from the sideline, one meter apart. The thrower, usually the hooker, throws the ball from the sideline where possession is contested by both teams. The most commonly used method for retain or recover the ball possession is for a specific player (the jumper) to be lifted by two others (the lifters) allowing him to capture the ball over 4m high. These conditions make this play phase unique in sport and difficult to compare with lineout in other activities.

The throwing action consists in an overhead hands movement to project the ball with a rotation around its longitudinal axis. It can be decomposed into two phase. The backswing phase begins when the thrower is in the initial position, the ball held in the hands above the head, and ends when the ball stops moving backwards. The forward throw phase begins at the end of the backswing phase and ends when the ball is released (Sayers, 2011). This specific task requires high technical skills for the thrower to ensure the ball possession and restart the game in the best conditions. Indeed, the aim of the opponent's alignment is to predict the throwing zone to capture the ball before the attacking team. The throw accuracy is therefore primordial so that the ball is captured by the jumper in variable distance conditions. But the throw timing with the jumper is also essential to reduce as much as possible the time for the opponent to react and intercept the ball. For this, the hooker throws the ball in the direction of the jumper's hands, while anticipating his ascent so that the jumper captures the ball when it reaches its highest point. Both of these parameters are necessary in achieving a successful throw.

Despite the importance of the lineout throwing in rugby union, few biomechanical studies are present in scientific literature. Moreover, these studies included small number of participants. The throwing action is required for only one position within each team which makes it difficult to have a large number of players specialized in throwing skills, especially in high level environment. These researches highlighted the importance of kinematic analysis and assessed throw accuracy with various methods more or less specific to playing conditions. The first

For Peer Review Only

study analyzed the kinematics of three international throwers without accuracy estimation, which limits conclusions about throw efficiency (Sayers, 2004). However, results showed that for the longest throw distances, an increased contribution of lower limbs and trunk was required without significant modifications in the upper limbs kinematics. In a later study, Trewartha et al., 2008 associated an accuracy evaluation with a kinematic analysis in three participants of different expertise levels. The main results concerned the high level of consistency of the upper limbs action and accuracy observed in the higher level thrower, regardless of the throw distance. More recently, Sayers, 2011 conducted a study to compare the 3D kinematics of three international rugby players during an accuracy throw task specific to playing conditions. Although many technical differences were noted between throwers, the results showed that several technical aspects seemed to be determining for an effective technique: the ball position, the elbow and shoulder angle at the various key stages of the throwing phase. A virtual reality system has also been proposed by Croft et al., 2011 to assess the throw accuracy in a more immersive environment. In these conditions, the factors associated with an accurate throw were elbow separation, front foot step, trunk flexion and follow through. Finally, the study conducted by Faelli et al., 2019 illustrated the interest of observation-action training in throw accuracy optimization in short distances. The kinematic analysis of the throw offers information that can help coaches to design training programs by providing a simple model of performance. However, the diversity of the accuracy assessment systems limits the results transfer to the field. The devices using a fixed target (Threwartha et al., 2008; Faelli et al., 2019) provide conditions not very specific to the throw requirements in game situation, in particular because they don't consider the jumper's and lifters' action. The accuracy assessment under ecological conditions (Sayers et al., 2011) seems more realistic, but the variability in the morphological, physical and technical characteristics of jumpers and lifters limit the measurements reproducibility. Finally, virtual reality devices (Croft et al., 2011) require sophisticated equipment, which is difficult to use under usual training conditions. A more functional evaluation method seems necessary, which must take into account the specific requirements of the activity while ensuring the measurement condition reproducibility. In addition, these research has only focused on the accuracy parameter to assess the throw performance, without considering throw timing with the jumper. According to us, these two parameters should be evaluated jointly to have a global consideration of the lineout throwing performance.

In shooting or throwing tasks where accuracy is one of the primary performance criteria, such as the rugby lineout throwing, the dynamic balance is essential (Mononen et al., 2007). Indeed,

For Peer Review Only

the throw constrains the players to maintain a stable posture while simultaneously projecting the ball in the target direction. Hrysomallis, 2011, defines the dynamic balance as the ability to maintain postural stability and orientation with center of mass over the base of support and body during a motor task. This postural stability can be developed with training (Paillard et al., 2014), and was found to be significantly related to a number of performance measures in various sports (Hrysomallis, 2011). Particularly, postural balance has been shown to be associated with accuracy in elite and amateur level rifle shooters (Ball et al., 2003; Mononen et al., 2007) as well as in archery (Mason et al., 1986). In basketball, it has also been found that shooting accuracy during the free throw is associated with low horizontal mobility and high stability (Zemkova, 2014). The balance of rugby players has already been studied in the scientific literature, but mainly under static conditions. These studies have permitted to identify the influence of neuromuscular fatigue (Gosselin et al., 2014; Troester et al., 2019), position (Brown et al., 2017) or the role of vision (Hammami et al., 2014) on postural control. However, to our knowledge, the postural balance of rugby players during the lineout throwing has not been documented.

Scientific literature relating to lineout throwing seems to reveal a lack of specificity and / or reproducibility to assess throw accuracy. In addition, the consideration of two additional parameters such as the throw timing and the thrower's dynamic postural stability can enrich our understanding of the performance factors involved in this play phase. The aim of this study was to analyze on one hand the lineout throwing performance through two performance factor: accuracy and timing, and on the other hand, the dynamic postural stability, in professional rugby players. For each variable, the influence of throwing distance and the individual specificities were investigated. Finally, the interaction between throw performance and postural stability were explored. It was hypothesized that the throwing performance would decrease on long distance throws, with a deterioration in both throw accuracy and timing. It was also expected that the throwers postural stability would vary with the throw distance and that many individual postural specificities would be observed. Finally, we expected that these postural differences could be related to the throw performance.

METHODS (851 words)

Participants

For Peer Review Only

Five male professional rugby players at the hooker position participated in this study (mean ± SD: 23 ± 3.8 years old, 106.8 ± 4.2 kg, 182 ± 2 cm height; throwing hand = right). Subjects are all considered elite level players. For the results, they will be anonymously presented as thrower A, B, C, D and E. On the day of the trials, the participants were injury-free and able to practice rugby. The experiments took place in the team training center as part of its usual training program, and under the medical staff supervision. All participants gave their written informed consent prior to testing. All human testing procedures conformed with the principles of the Declaration of Helsinki.

Materials

The throws were made towards an automatic robot (Touch'Trainer, SERMAZ, Aussillon, France), which includes a telescopic mast allowing a target to reach a height of 4.25m in 0.75s, similarly to a conventional lineout (Figure 2). The trigger of the device began after a 5 indicator lights countdown, allowing the subject to anticipate the rise of the target. These characteristics, simulating the jumper's ascent, put the thrower in specific conditions to work on two performance factors: throw accuracy and timing. Each throw was filmed by two sport video cameras (60 fps), one positioned behind the subject to assess throw accuracy and the other in the plane normal to the ball's trajectory to assess throw timing. Finally, two force platforms (AMTI, Massachusetts, USA) with dimensions 464 x 508 mm were used to measure the 6 components of the ground reaction forces at 250 Hz for each foot (3 forces and 3 moments). They were positioned one under each foot of the thrower to evaluate his postural stability during the trials. The coordinate system of the force plates was established with its origin in the corner of the left foot force platform, the Y-axis in the direction of ball travel, the X-axis to the right and the Z-axis oriented vertically (Figure 1).

Protocol

The participants first received a 15min traditional warm-up consisting in mobility exercises and specific lineout throwing exercises with their usual coach. Then, a period of practice drills with the device was proposed prior to starting the data acquisitions. The testing protocol included for each participant a total of 30 throws over 3 distances: 6m (Dist. 1), 10m (Dist. 2) and 15m (Dist. 3), in random order. The players were instructed to use their usual technique focusing on throw accuracy and timing. Appropriate rest periods were allowed between each throw to limit fatigue effect. The trials took place indoors, but in a space compatible with the ball trajectory

For Peer Review Only

and under usual training conditions: in rugby boots and force plates covered with synthetic grass. The experimental set-up is illustrated in Figure 1.

Analyzed parameters

Performance parameters

The performance parameters were composed of throwing accuracy and throwing timing. Throwing accuracy was defined on a 4-points scale depending on the ball impact location on the target (Figure 2-C). The most accurate throws (in the target center) counted 3 points, while the less accurate counted none. For each thrower, a total score could be calculated for all throws ($N = 30$) as well as for each distance ($N = 10$). Throwing timing was analyzed using the Kinovea video analysis software (Kinovea, 0.8.15; Copyright © 2006– 2011, Joan Charmant & Contrib) and was defined as the delay between the end of the target ascent (Figure 2-B) and the ball impact on the target. The timing performance was estimated with the minimization of throwing timing: the lowest values represent the best performance because it's considered that it offers less time for the opponent to react and intercept the ball.

Postural stability parameters

The center of pressure (CoP), which was used to quantify the participants' postural balance during the throw, was calculated on the mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) axis from data collected by the two force platforms. To obtain an overall assessment of the thrower's stability, the CoP was calculated for the left and right foot combined. Postural stability parameters were subsequently computed using Matlab routines (v2010a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). The CoP range ML and CoP range AP were calculated as the distance between the maximum position and the minimum position of the center of pressure on the ML and AP axis, respectively. The CoP surface area (95% confidence ellipse) was calculated to evaluate the subjects' postural performance: the smaller the area, the better the performance (Paillard et al., 2015).

Statistical analysis

Statistical analysis was performed on Microsoft Excel Software (V15.27). Quantitative data of dependent variables: throwing accuracy, throwing timing, CoP range ML, CoP range AP, and CoP surface area are expressed as mean ± standard deviation. Data were analyzed using a two-factor 3 x 5 analysis of variance (ANOVA) with repeated measures. The within-subjects factors were 1: Distance (Dist. 1, Dist. 2, Dist. 3) and 2: Thrower (thrower A, thrower B, thrower C,

For Peer Review Only

thrower D and thrower E). Then, if significant main effects or interactions were present, paired t-tests were performed to compare data in pairs in specific combinations. The results are considered significant when $p<0.05$.

RESULTS (408 words)

Performance parameters

Regarding the accuracy scores, the two-factor ANOVA did not reveal any significant main effect of Thrower ($F=1.311$, $p>0.05$, $\eta^2=0.03$) but showed a significant main effect of Distance ($F=8.039$, $p<0.001$, $\eta^2=0.09$). The mean accuracy scores were significantly lower in Dist. 3 than in Dist. 2 ($p<0.05$) (Figure 3). Results also showed a significant interaction between Distance and Thrower ($F=2.07$, $p<0.05$, $\eta^2=0.09$). Considering specifically throwers A, B, and D, paired t-tests indicated a decrease in accuracy score between Dist. 1 and Dist. 3 ($p<0.001$) as well as between Dist. 2 and Dist. 3 ($p<0.001$), while no significant difference was found for throwers C and E over the 3 throwing distances ($p>0.05$).

Analysis of throw timing revealed a significant main effect of Distance ($F=61.855$, $p<0.001$, $\eta^2=0.375$). The mean timing values increased significantly between the Dist. 1 and Dist. 2 ($p<0.001$) as well as between the Dist. 2 and Dist. 3 ($p<0.001$) (Figure 4). A significant main effect of Thrower ($F=5.438$, $p<0.001$, $\eta^2=0.066$) and an interaction between Distance and Thrower ($F=6.164$, $p<0.001$, $\eta^2=0.149$) were also observed. Paired t-tests showed significant inter-individual differences on each of the throwing distances ($p<0.05$).

Postural stability parameters

For the CoP surface area, the two-factor ANOVA revealed a significant main effect of Distance ($F=6.579$, $p<0.01$, $\eta^2=0.049$) and a significant main effect of Thrower ($F=25.094$, $p<0.001$, $\eta^2=0.381$). The CoP surface area was significantly higher for the trials in Dist. 3 than for the trials in Dist. 2 ($p<0.01$) and Dist. 1 ($p<0.05$) (Figure 5). Regarding particularly throwers A, B, and D, paired t-tests indicated that the mean values of CoP surface area increased significantly between Dist. 1 and Dist. 3 ($p<0.05$) and between Dist. 2 and Dist. 3 ($p<0.01$). However, no significant difference was found for throwers C and E over the 3 distances ($p>0.05$).

For Peer Review Only

Analysis of CoP range ML showed a significant main effect of Distance (F=8.756, p<0.001, η^2=0.082). The range ML values were significantly lower in Dist. 2 in comparison with Dist. 1 (p<0.01) and Dist. 3 (p<0.001). There was also a significant main effect of Thrower (F=7.282, p<0.001, η^2=0.136) and a significant interaction between Distance and Thrower (F=3.996, p<0.001, η^2=0.149).

For the CoP range AP, a significant main effect of Distance was observed (F=13.697, p<0.001, η^2=0.038). The mean values were significantly higher in Dist. 3 than in Dist. 2 (p<0.05). The results also indicated a significant main effect of Thrower (F=124.794, p<0.001, η^2=0.688) and a significant interaction between Distance and Thrower (F=7.969, p<0.001, η^2=0.089).

DISCUSSION AND IMPLICATIONS (1745 words)

The present study analyzed the lineout throwing performance and the dynamic postural stability of five professional rugby union throwers. The lineout throwing performance was evaluated through two factors: throw accuracy and throw timing. The analysis of throwing accuracy scores did not show a significant main effect of Thrower, which could indicate a similar accuracy level among all throwers. The results also showed a decrease in accuracy with distance, especially at Dist. 3, reflecting a throwing performance deterioration over longer distances. However, the significant interaction between Thrower and Distance revealed by the two-factor ANOVA offers more specific information. Indeed, throwers A, B and D were more accurate than throwers C and E in the short and middle distances while in the longer distance, a more homogeneous level is observed where only thrower A is significantly more accurate than thrower B. Furthermore, we can note that the throw accuracy degradation observed at Dist. 3 is specifically marked for the throwers A, B and D, while the throwers C and E are able to maintain a stable level over the three throwing distances.

These results are somewhat in contradiction with the results of previous work that evaluated the accuracy in throwers of a similar level to those who participated in our study, and under comparable distance conditions. Sayers, 2011 did not observe an accuracy degradation with distance in international level throwers. Trewartha et al., 2008 noticed a decrease in accuracy with distance, but only for an amateur level participant. These findings can be explained by the different devices that were used in these studies. Trewartha et al., 2008 used a fixed target with which the accuracy task seems easier because there is no need to anticipate the jumper ascent. Sayers, 2011 measured the throw accuracy under condition more specific to match conditions

For Peer Review Only

(jumper + lifters), but less reproducible, which may also explain this difference. The device and evaluation method proposed in this study therefore seem useful to quantify throw accuracy in specific and reproducible condition, whether to work on the deficits that have been identified in the thrower or to select the throwing zones to be privileged in competition.

To our knowledge, this is the first study to quantify the throw timing parameter to assess lineout throwing performance. The results highlight inter-individual differences on each of the throwing distances, and distinguish the lineout throwing performance in a player group of the same expertise level. In addition, the best performing throwers over one distance are not the best performing over another distance. For example, thrower A has significantly better timing than all the other throwers in Dist. 1 but less efficient than throwers B, C, and E in Dist. 3. Taking this performance factor into account also provides important information for the staff to assess the quality of a thrower over the different distances.

An increase in timing values with distance was also observed, illustrating a deterioration in throwing performance. This performance degradation is not similar for all throwers. Indeed, the increase in timing values is greater for throwers A and E than for thrower B, C and D. The experiment did not include an opponent's lineup, but in match conditions, such a timing deterioration offers more time and opportunities for the opponent to intercept the ball and regain possession. This observation could in part be explained by the anticipatory demands which become more challenging when the distance increases. Throwers may have difficulties to anticipate the target's ascent and adapt their gesture trigger sufficiently early when the distance increases. To verify this hypothesis, we performed a regression analysis (Pearson's correlation) to test the existence of a linear relationship between throw timing and ball flight time for each thrower and over all the distances. A positive correlation appeared between these two factors for thrower A (R=0.84) and to a lesser extent for thrower C (R=0.66), D (R=0.59) and E (R=0.56). It appears that these participants therefore start throwing at the same instant of the automatic robot countdown for all throw distances, without modifying the anticipation parameter. Perceptual training to improve trajectories anticipation seems to be an interesting strategy to optimize this parameter for these players (Faubert and Sidebottom 2012).

Together, the accuracy and timing evaluation has highlighted an overall deterioration in the throwing performance when the distance increases, which may indicate risk-taking to throw in the back of the lineout. Martin et al., 2018, analyzed 126 lineouts in international matches and recorded mean distances of 10m with a min distance of 5m and a max distance of 15m, showing

For Peer Review Only

303 that all the distances were exploited by international teams. It's clear that the throws at the back
304 of the line-up are more challenging but constitute very interesting strategies to restart the play.
305 Optimizing the lineout throwing performance on long distances constitute an interesting
306 strategy to exploit a maximum of opportunities without taking additional risks at the back of
307 the line-up.
308
309 A second objective of this study consisted in analyzing the postural stability of professional
310 rugby players during the lineout throwing phase. The parameters computed in this study were
311 the CoP area, CoP range ML and CoP range AP. The present results showed significant inter-
312 individual differences for all of these parameters, reflecting the presence of postural
313 specificities for each thrower. These characteristics seem to be independent of the position of
314 the throwers' feet because all the throwers adopted the same strategy with parallel feet.
315 Although this is the first study to assess the postural stability of rugby players during the throw,
316 these results are consistent with some kinematics studies. In fact, important differences have
317 also been highlighted concerning certain kinematic parameters in throwers of international level
318 (Trewartha et al., 2008; Sayers, 2011). These results indicate the presence of an individual
319 motor signature which is reflected both in technical/kinematic specificities, but also in postural
320 characteristics, regardless of the performance level. This is a clear illustration that no "perfect"
321 lineout throwing technique exists and that methods which aim to define a definitive
322 performance model can lead to mask the specificities of each player. An individual analysis
323 seems more appropriate.
324
325 Results showed an increase in the CoP surface area at Dist. 3, reflecting a postural performance
326 disturbance over the longest distance. This degradation could in part be explained by the need
327 to eject the ball with greater velocity as the distance increases (Trewartha et al., 2008), which
328 can lead to postural imbalance in the front. This hypothesis is reinforced by the increase in the
329 CoP range AP, which we also saw in Dist. 3. The analysis of the CoP surface area values also
330 revealed that the deterioration in postural stability in Dist. 3, was specifically marked for
331 throwers A, B and D. Interestingly, these participants are the ones for whom we also observed
332 an accuracy drop at the same distance. On the contrary, throwers C and E have a postural
333 stability which remains relatively stable over the different throwing distances, and are not
334 characterized by a decrease in accuracy in Dist. 3. To illustrate these two types of throwers,
335 Figure 6 presents the mean values of CoP surface area and of accuracy over the three throw
336 distance for each participant. This result seems to indicate that there is a link between the

For Peer Review Only

maintenance of dynamic stability as the distance increases and the maintenance of throw accuracy. The link between stability and accuracy has already been demonstrated in various sports: rifle shooting (Ball et al., 2003; Mononen et al., 2007); archery (Hrysomallis, 2011); basketball (Zemkova, 2014; Hudson et al., 1985) but never in rugby. Optimizing balance skills appears to be an interesting strategy to limit the throwing accuracy deterioration over longer distances. Even if it is difficult to identify the contribution of specific balance training to overall throwing performance, coaches should include exercises that aim to improve dynamic balance in their training program. These exercises could be combined with throwing tasks, especially over long distances, which are most challenging for postural stability.

Limits

This analysis focused on the throwing performance and the postural stability under varying distance conditions while highlighting how these parameters may vary between throwers. Given the many inter-individual differences that have been observed, it would be interesting to repeat this study with a larger number of subjects to establish the different throwing profiles that may exist.

The small number of participants sampled here is a clear limit of the article. This study was carried out as part of a thesis work in the environment of a professional rugby team, one of the best in Europe. In such a competitive context, the number of players specialized or selected for their lineout throwing skills is small within the club and is limited to the hooker position. Nevertheless, 5 professional throwers were recruited to participate in this study, which corresponds to the reference works on this subject. Indeed, the research conducted by Trewartha et al., 2008 and Sayers, 2011 included only 3 throwers. Our results are consistent with those of these two studies by showing that no “perfect” lineout throwing technique exists and that methods which aim to define a definitive performance model can lead to mask the specificities of each player. In this context, we opted for a more individual analysis highlighting each subject characteristic, which contributes to the development of individual training tools for sports staff. The next study should also include various expertise levels to characterize the gaps between each group and design training programs adapted to each level.

Finally, the experimental trials took place under usual training conditions and relatively close to game conditions, but without opponents and without the additional pressures that the competition causes, which can have an influence on the throw performance. Moreover, the three

For Peer Review Only

throwing distances proposed in this study (6m, 10m and 15m) provide an overview of the throwing task, but represent a small sample of all possible combinations, especially at the professional level. Indeed, sports staff can define up to 5 throwing zones, and it is possible to see throws over 17m. In addition, many feints are performed by jumpers and lifters within the lineup to deceive the opponent and gain possession. These variables clearly illustrate the complexity and the importance of this play phase. Future studies should try to include these elements to make the throwing task more specific to game conditions. Nevertheless, the experimental system proposed in this study seems to constitute a good compromise to analyze the lineout throwing parameters in reproducible conditions without involving the variability related to the lifters and jumpers.

CONCLUSION (198 words)

This study proposed innovative device and methods to evaluate the lineout throwing performance through two factors: accuracy and timing. At first, the results highlighted many inter-individual differences, providing objective data to the sports staff to quantify and distinguish the throw performance of each player. Then, a throwing performance deterioration was remarked over longer distances, characterized by a degradation in both accuracy and timing of the throw. Improving these two parameters over long distances therefore seem to be a relevant strategy to optimize the team's performance.

This study also presented new data regarding the assessment of dynamic postural stability of players during the throw. The significant inter-individual differences that have been noted illustrate the presence of a postural signature specific to each thrower. Deterioration in stability was also noted over the longer distance, particularly for 3 throwers, distance where their accuracy score is the lowest. Indeed, it seems that the postural balance variation with increasing distance may be associated with a drop in the throwing accuracy. Dynamic balance therefore appears to be a determining parameter in the lineout throwing performance under varying distance conditions, and its optimization must be taken into account in the design of individual training program.

For Peer Review Only

405 **REFERENCES (22 references)**

406 Ball KA, Best RJ, Wrigley TV. 2003. Body sway, aim point fluctuation and performance in
407 rifle shooters: inter- and intra-individual analysis. J Sports Sci. 21(7):559–566.

408 Brown SR, Brughelli M, Lenetsky S. 2018. Profiling Single-Leg Balance by Leg Preference
409 and Position in Rugby Union Athletes. Motor Control. 22(2):183–198.

410 Croft H, Chong A, Wilson B. 2011. Virtual reality assessment of rugby lineout throw
411 kinematics. Sports Technology. 4(1–2):2–12.

412 Faelli E, Strassera L, Pelosin E, Perasso L, Ferrando V, Bisio A, Ruggeri P. 2019. Action
413 Observation Combined With Conventional Training Improves the Rugby Lineout Throwing
414 Performance: A Pilot Study. Front Psychol [Internet]. [accessed 2021 Mar 5] 10.
415 https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6491509/

416 Gosselin G, Fagan MJ. 2014. The Effects of Cervical Muscle Fatigue on Balance – A Study
417 with Elite Amateur Rugby League Players. J Sports Sci Med. 13(2):329–337.

418 Hammami R, Behm DG, Chtara M, Ben Othman A, Chaouachi A. 2014. Comparison of Static
419 Balance and the Role of Vision in Elite Athletes. J Hum Kinet. 41:33–41.

420 Hrysomallis C. 2011. Balance ability and athletic performance. Sports Med. 41(3):221–232.

421 Hudson J. 2013. Prediction of Basketball Skill Using Biomechanical Variables. Research
422 Quarterly for Exercise and Sport. 56:115–121.

423 International Rugby Board. 2013a. Statistical analysis and match review, Six nations 2013.
424 Retrieved 5 May 2014 from:
425 http://www.irb.com/mm/document/newsmedia/mediazone/02/06/63/
426 56/130325sixnations2013statisticalreport.pdf

427 International Rugby Board (2013b) Laws of the game 2013. Retrieved 5 May 2014 from:
428 http://www.rugby.nl/sites/default/files/bestanden/IRB_Laws_2013_EN_0.pdf

429 Martin I, Mira P, Salinas J, Vaz L, Carreras D. 2018. Kinematic analysis of rugby lineout throws
430 in the Six Nations Tournament. [Análisis cinemático de los saques de lateral en el Torneo de
431 Rugby del Seis Naciones]. RICYDE Revista internacional de ciencias del deporte. 14:124–135.

For Peer Review Only

Mason B, Pengrim P. 1986. Body Stability and Performance in Archery. In: [place unknown]; p. 17 to 20.

Mononen K, Konttinen N, Viitasalo J, Era P. 2007. Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. Scand J Med Sci Sports. 17(2):180–185.

Ortega E, Villarejo D, Palao JM. 2009. Differences in Game Statistics Between Winning and Losing Rugby Teams in the Six Nations Tournament. J Sports Sci Med. 8(4):523–527.

Paillard T. 2014. Sport-Specific Balance Develops Specific Postural Skills. Sports Med. 44(7):1019–1020.

Paillard T, Noé F. 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. Biomed Res Int. 2015:891390.

Sayers M. 2004. A three-dimensional analysis of lineout throwing in rugby union. Journal of Sports Sciences. 22:498–499.

Sayers MGL. 2011. Kinematic Analysis of Line-Out Throwing in Elite International Rugby Union. J Sports Sci Med. 10(3):553–558.

Trewartha G, Casanova R, Wilson C. 2008. A kinematic analysis of rugby lineout throwing. J Sports Sci. 26(8):845–854.

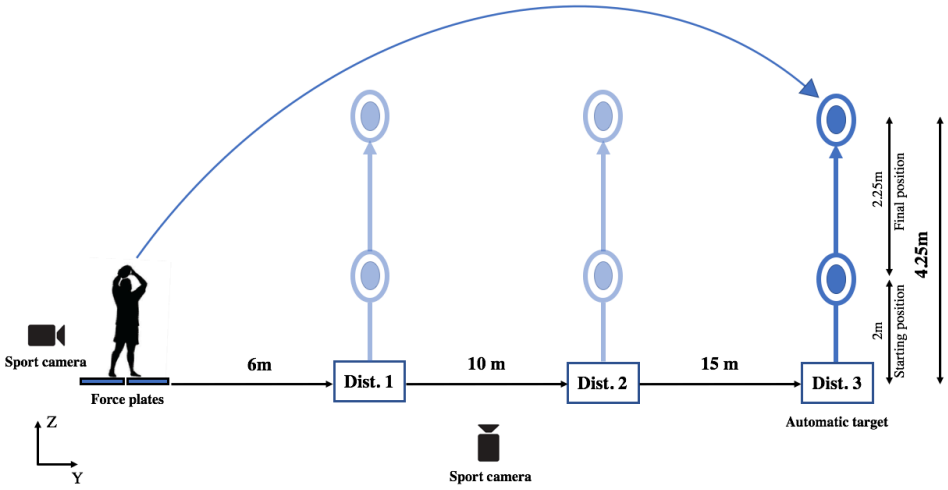
Troester JC, Jasmin JG, Duffield R. 2018. Reliability of Single-Leg Balance and Landing Tests in Rugby Union; Prospect of Using Postural Control to Monitor Fatigue. J Sports Sci Med. 17(2):174–180.

World Rugby Game Analysis .2015. Rugby World Cup 2015 Statistical Report. ed W. Rugby. Dublin: World Rugby House.

Zemková E. 2014. Sport-specific balance. Sports Med. 44(5):579–590.

For Peer Review Only

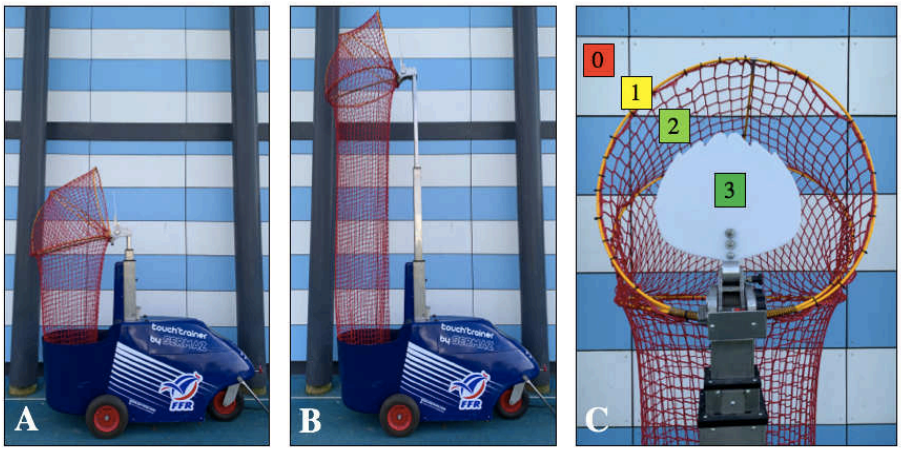
458 **Figure 1**



459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479

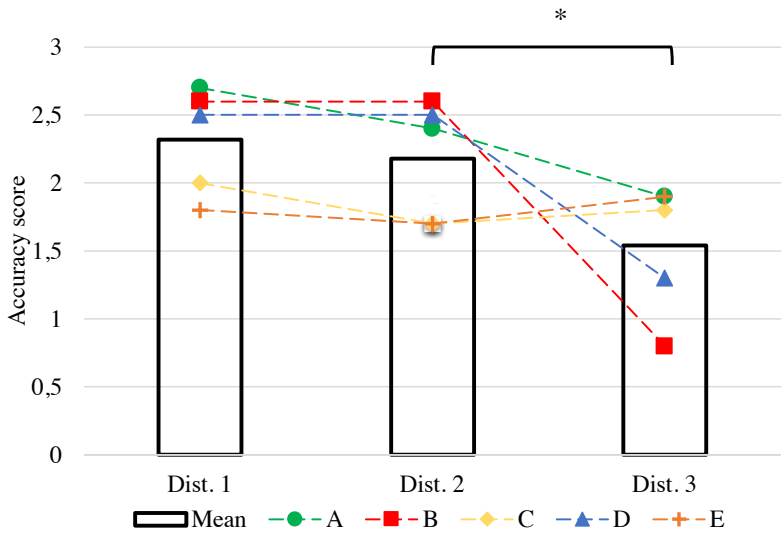
-er Review Only

Figure 2



eer Review Only

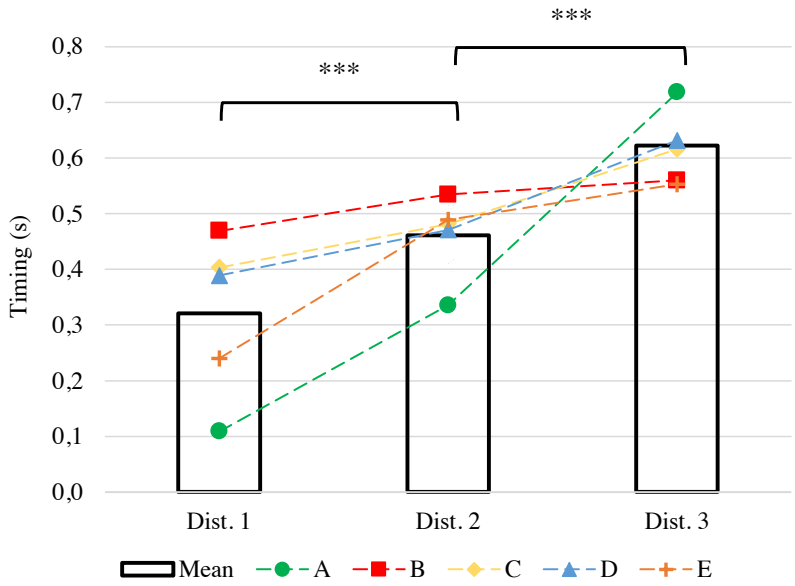
503 **Figure 3**



504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523

For Review Only

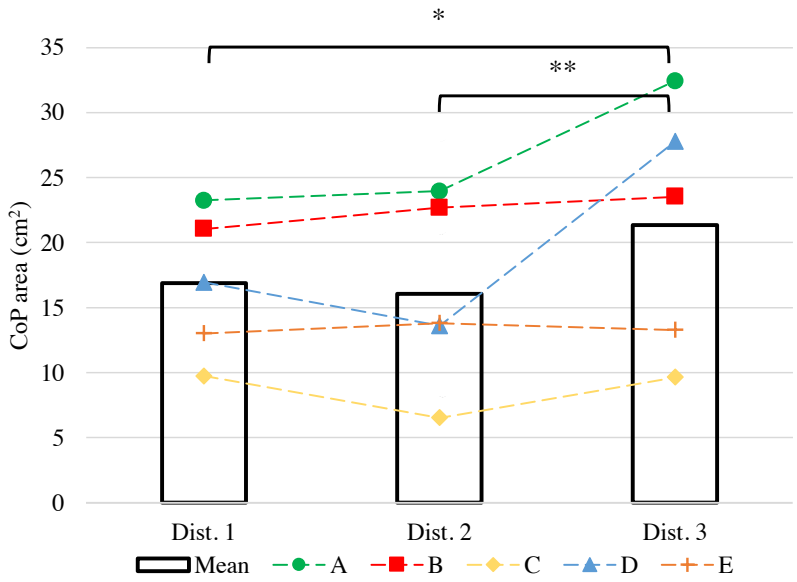
524 **Figure 4**



525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543

For Review Only

544 **Figure 5**

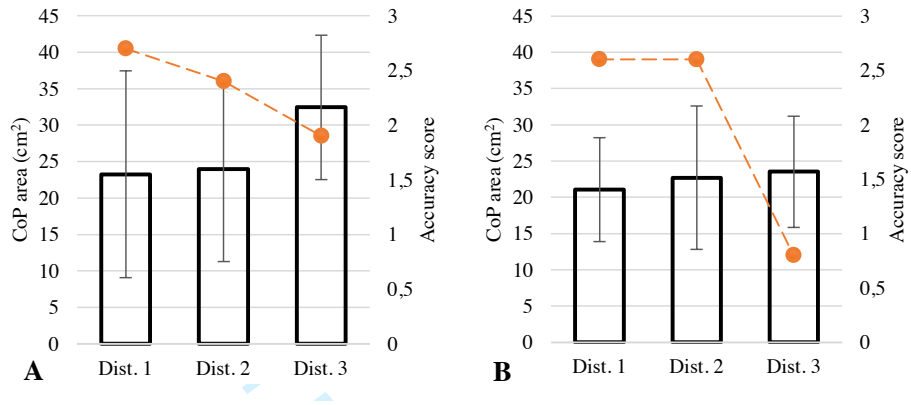


545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563

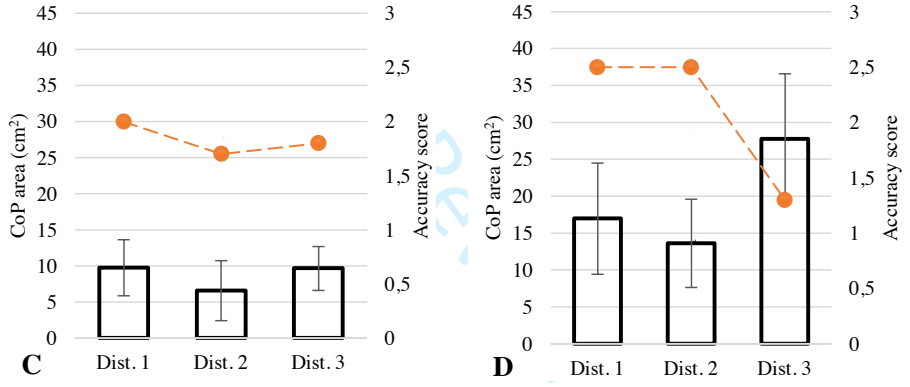
For Review Only

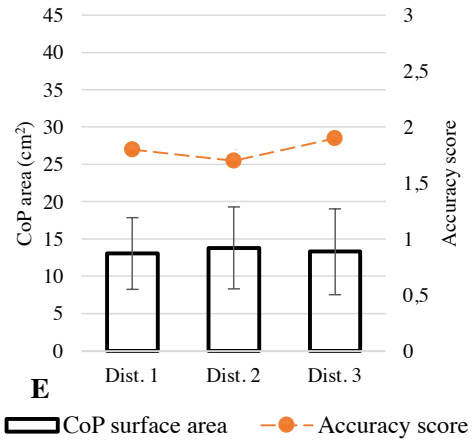
564 **Figure 6**

565



566





567

Figure captions:

- **Figure 1**: schematic representation of the experimental design. Example of a throw at Dist. 3 (15m).
- **Figure 2**: automatic robot (Touch'Trainer). **A**: starting position; **B**: final position (end of the target's ascent); **C**: target and points scale according to the ball impact (3: the ball hits the central part of the target; 2: the ball crosses the circle but doesn't touch the central part; 1: the ball hits the circle but doesn't cross the circle; 0: the ball doesn't touch the circle)..
- **Figure 3**: Accuracy score – Comparison of mean values between Dist. 1, Dist. 2 and Dist. 3. *: $p<0.05$
- **Figure 4**: Throw timing – Comparison of mean values between Dist. 1, Dist. 2 and Dist. 3. ***: $p<0.001$
- **Figure 5**: CoP surface area: Comparison of mean values between Dist. 1, Dist. 2 and Dist. 3. *: $p<0.05$; **: $p<0.01$
- **Figure 6**: CoP surface area and accuracy score - Comparison of mean values for thrower A, B, C, D and E between Dist. 1, Dist. 2 and Dist. 3.

For Peer Review Only

Annexe 4 : Résumé - European College of Sport Science congress

Influence of throwing distance on 3D kinematics of the lineout throwing performance in rugby union – a case study on an international player

Authors:

A. Kneblewski, M. Bourgain, L. Valdes-Tamayo, B. Sandoz, O. Rouillon, Sébastien Laporte, Philippe Rouch

In rugby union, the lineout throw requires several skills so that the ball to be projected at appropriate height, velocity and angle to be caught by a jumper at variable distances. The scientific literature highlighted the importance of the thrower kinematic analysis, but assessed throw accuracy with various method more or less specific to match condition (1, 2). In addition, more information is needed regarding changes to the throwing technique with varying distance. The aim of this study consisted in identify the influence of throwing distance on 3D kinematics parameters of the lineout throwing.

An international level rugby player participated in this study. The throws were made under controlled and reproducible conditions: toward an automatic robot simulating the jumper ascent. An 11-camera motion analysis system was used to record the coordinates of 88 markers positioned on anatomically sites of the subject body and 5 on the ball. After a static acquisition, the participant made a total of 30 throws over 3 distances: 6 m, 10 m and 15 m. Throw accuracy was evaluated depending on the ball impact location on the target. Ball kinematics parameters were evaluated using the ball markers. The body markers of the static acquisition were used to scale a fullbody osteo-articular model (3) processed on OpenSim (4). Then, this model was used to estimate articular kinematics during the ejection phase. The influence of throw distance was identified using analysis of variance.

Results showed a significant decrease in throw accuracy at 15 m ($p<0.05$). The ball kinematics was impacted by the throw distance with an increased ball ejection velocity ($p<0.001$) and ball spin rate ($p<0.01$) at 15 m. We also notice a modification in joint range of motion during the ejection phase. The range of knee flexion, thorax flexion, scapula abduction and elevation, clavicle protraction and elevation and wrist pro-supination all increased during throws at 15 m ($p<0.01$).

The decrease in throw accuracy observed at 15 m indicates that the participant is able to maintain a stable performance level over short and medium distances, but not over the longest distance. Both thrower and ball kinematics were also modified during the throw at 15 m. The

increase of ball ejection velocity and spin rate reflects certain principles of the dynamics, essential for throwing in varying distance conditions. To modify these ball kinematics, the thrower uses an increased articular range of motion from the lower limbs (knee), but also from the upper limbs (thorax, scapula, wrist, clavicle). The 3D kinematics analysis proposed in this study offers a better understanding of the propulsive strategy involved in the throwing phase over various distances, and provides to sport staff important information to design individual training programs.

REFERENCES

1) Sayers, J Sports Sci Med., 2011
2) Threwartha et al., J Sports Sci., 2008
3) Bourgain et al., J Biomech, 2018
4) Delp et al., IEEE Trans Biomed Eng., 2007

Annexe 5 : Tableaux des segments et des marqueurs cinématiques

Segment	Nom (Label)	Localisation	Caractère
Tête	OCCG	Os occipital gauche	Anatomique
	OCCD	Os occipital droit	Anatomique
	TMPG	Os temporal gauche	Anatomique
	TMPD	Os temporal droit	Anatomique
	MTTETE	Entre OCCD et TMPD	Technique
Cou	C7	7ème vertèbre cervicale	Anatomique
Bras	EL (G/D)	Épicondyle latéral droit/gauche	Anatomique
	EML (G/D)	Épicondyle médial droit/gauche	Anatomique
	B (H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs/côté)	Technique
Avant-bras	PSU (G/D)	Processus styloïde ulnaire droit/gauche	Anatomique
	PSR (G/D)	Processus styloïde radial droit/gauche	Anatomique
	MTR (G/D)	Marqueur technique (1 marqueur/côté)	Technique
Main	MC2 (G/D)	2nd métacarpe de la main gauche/droite	Anatomique
	MC5 (G/D)	5ème métacarpe de la main gauche/droite	Anatomique
Épaule	AC(G/D)	Acromion gauche/droit	Anatomique
	CLAV(G/D)	Centre clavicule	Anatomique
	SCAP(L/H/B)	Cluster technique scapula (3 marqueurs/côté)	Technique
Tronc	MAN	Manubrium	Anatomique
	XYP	Processus xyphoïde	Anatomique
	T8	8ème vertèbre thoracique	Anatomique
	COT(G/D)	Marqueur technique costal (1 marqueur / côté)	Technique
Abdomen	T12	12ème vertèbre thoracique	Anatomique
	L5	5ème vertèbre lombaire	Anatomique

Tableau 9. Segments et marqueurs des membres supérieurs et du tronc.

Segment	Nom (Label)	Localisation	Caractère
Bassin	E (A/P)S(G/D)	Processus antérieur/postérieur droit/gauche de l'épine iliaque	Anatomique
	MTBassin	Marqueur technique du bassin	Technique
Cuisse	CL (G/D)	Condyle latéral gauche/droit	Anatomique
	CM (G/D)	Condyle médial gauche/droit	Anatomique
	F (H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs/côté)	Technique
Jambe	ML(G/D)	Malléole latérale gauche/droite	Anatomique
	MM(G/D)	Malléole médiale gauche/droite	Anatomique
	TFIB (G/D)	Tête de la fibula	Anatomique
	T (H/B)(A/P)(G/D)	Cluster technique (4 marqueurs/côté)	Technique
Pied	MT1(G/D)	1er métatarse du pied droit/gauche 5ème	Anatomique
	MT5(G/D)	métatarse du pied droit/gauche	Anatomique
	CAL(G/D)	Calcanéum droit/gauche	Anatomique
	MTP(G/D)	Marqueur technique avant-pied gauche/droite	Technique
	MTCAL(G/D)	Marqueur technique arrière pied gauche/droite	Technique
Ballon	Ballon 01	Pointe du ballon	Technique
	Ballon 02	Couture	Technique
	Ballon 03	Couture	Technique
	Ballon 04	Circonférence	Technique
	Ballon 05	Circonférence	Technique

Tableau 10. Segments et marqueurs des membres inférieurs et du ballon.

Annexe 6 : Exemple d'exercices à composante pliométrique spécifiques au lancer en touche



Figure 71. Exercice ciblé sur la rotation interne/externe de l'épaule. **A** : position initiale ; **B** : première phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction excentrique). **C** : deuxième phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction concentrique réflexe). Le mouvement doit être réalisé à vitesse maximale. Ici, l'exercice est effectué sur une machine à résistance pneumatique fournissant la puissance maximale atteinte pour chaque répétition. L'exercice peut également être réalisé avec des bandes élastiques de différentes résistances.

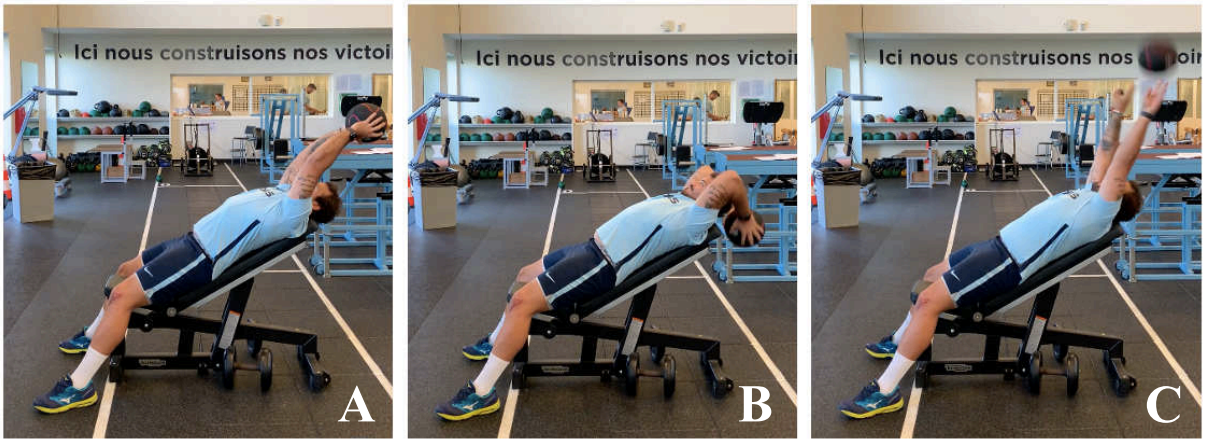
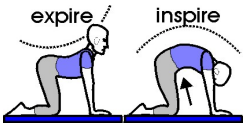
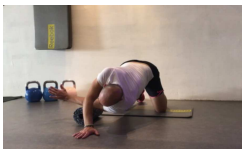


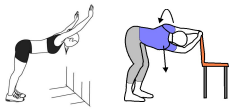
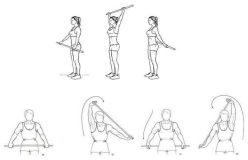
Figure 72. Exercice ciblé sur la flexion/exension du coude. **A** : position initiale. ; **B** : première phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction excentrique). **C** : deuxième phase du cycle d'étirement-raccourcissement (contraction concentrique réflexe) avec projection du medecin ball. L'utilisation du medecin ball (ici 4 kg) permet de surcharger le cycle d'étirement raccourcissement. L'inclinaison du banc à environ 35°, correspondant à l'angle de libération de la balle observé lors des lancers en fond d'alignement.

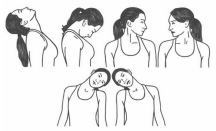
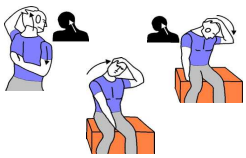
Annexe 7 : Protocole d'échauffement préparatoire aux impacts

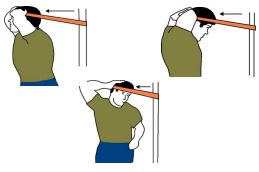
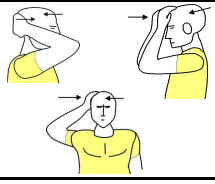
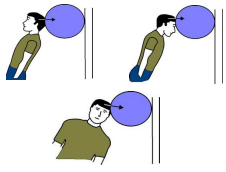
Protocole TackleSimu	Fiche échauffement

RACING 92
LE CLUB DES HAUTS-DE-SEINE

1	Alternance dos creux / dos rond	Fermeture thoracique bras tendu	Ouverture thoracique bras tendu
Mobilisation thoracique			

2	Flexion épaule + rotation thoracique	Alternance flexion / extension rotation interne / externe	Mouvements avec baton
Mobilisation épaule			

3	Flexion / extension - inclinaison - rotation	Flexion / extension - inclinaison - rotation	Mouvements circulaires
Mobilisation cervicale			

4	Résistance élastique	Résistance manuelle	Résistance swiss ball
Renforcement cervical			

Annexe 8 : Abstract - ISEA congress, Purdue University, Indiana, USA

Use of instrumented mouthguards for rugby collisions quantification: a preliminary study on elite players

Max Petetin[1,2], Laura Valdes-Tamayo[3], Thomas Provot[1,3], Antoine Kneblewski[2], Olivier Rouillon[2], Philippe Rouch[1,3], Maxime Bourgain[1,3]

[1] EPF Graduate School of Engineering, 3bis rue Lakanal, 92330 Sceaux, France

[2] Racing 92, 11 Avenue Paul Langevin, 92350 Le Plessis Robinson, France

[3] Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Institute, 151 boulevard de l'hôpital, 75013 Paris, France

Introduction

Rugby is a worldwide played sport involving dynamics events when players' heads could be exposed to impacts. Those can lead to concussions which may have long term harmful effects on brain. In field, decision on concussion is of high interest but remains complex to manage. Currently, independent medical doctor should take the decision of maintening the supposed concussed player on the field based on the Sports Concussion Assessment Tool (SCAT). This tool is mainly based on subjective parameters [1]. Up to now, developed technologies, such as sensors integrated in a headband or over the skin or instrumented helmets [2] have not been able to quantitatively measure concussion occurrence in-field. Thus, developing a way to help doctors to take a decision based on quantitative criteria (count and severity of collisions) and in-field, would be of interest. To that purpose, instrumented mouthguards (iMG) seem to be a good candidate as they measure both linear and rotational accelerations and velocities. By comparing to the video recording, iMG based study has been shown to be of interest for American football to investigate concussion, but it has not been done for rugby.

Thus, the objective of this study was to investigate the feasibility of using instrumented mouthguards for quantifying head impacts during rugby games.

Methods

This study was approved by a local ethical committee and conducted under the supervision of the Racing92 medical doctor. Fourteen players of a French elite rugby team (U21 team of the Racing92) volunteered to wear a thermosettable iMG (Prevent, "boil and bite" technology, Edina MN).They were able to test it and to use it during several training sessions. Each player was asked about the comfort after each session. Constructor recommendations (settings and trainings) were followed. To select events, a threshold should be set, based on

measured linear head acceleration with a minimal value of 5 *g.* In the current study, two were defined: 5 *g* and 10 *g* [3].

Video and iMG data were collected during one match and were manually synchronized. Then they were analysed by a sport data scientist and a strength and conditioning coach. Video analysis combined with on-field visualization was considered as the reference. For each detected impact by the iMG, the corresponding video instant was checked, and reverse. If the considered player had/had not a head acceleration on the video, it was considered as true/false positive.

Results

For this match, only 8 equipped players were playing. Over the match, a total of 111 head accelerations (>5 *g*) were measured. Ninety six out of 111 were verified with the video (45 between 5 and 10 *g*), 9 were not verified at the video (false positive) and 6 undetermined (the camera does not permit to verify). For acceleration over 10 *g*, 56 were measured, 52 were verified on the video, 4 were undetermined and 0 were false positive. Four measured accelerations between 5 and 10 *g*, were assumed as underestimated and 5 noticeable impacts were not detected and were considered as false negative.

Discussion

For this team and this match, the acceptability of the mouthguard was good as no player claimed discomfort. However, before the match, 2 players faced difficulties with their iMG as it usually fell, and one had a compatibility problem with his jaw. Using a custom fit mouthguard may be of interest for them. Those iMG appeared to have a good reliability between 86 % and 93 % of true positive detection. However, caution should be paid as in-field true value is difficult to verify. Regarding the amount of impacts between 5 and 10 *g*, a specific attention should be paid as it may be conducting to a cumulative concussion over the season.

Conclusion

Instrumented mouthguard appeared to be a promising candidate to measure in field head accelerations. However its reliability and acceptability should be better investigated. Its use should be optimized to be a more reliable real time help for coaches and medical staff in a match environment.

1. Tucker R. et al. Sport Concussion Assessment Tool: baseline and clinical reference limits for concussion diagnosis and management in elite Rugby Union (2020), J Sci Med Sport, 24(2):122-128.
2. O' Connor K. L. et al. Head-Impact-Measurement Devices: A Systematic Review (2017), J Athl Train, 52(3):206-227.
3. Fuller G. W. et al. The accuracy and reproducibility of video assessment in the pitch-side management of concussion in elite rugby (2017), J Sci Med Sport, 20(3):246-249.

Antoine KNEBLEWSKI

Analyse biomécanique de la performance en rugby professionnel : optimisation du lancer en touche et prise en charge des commotions cérébrales

Résumé

L'analyse biomécanique du geste sportif s'inscrit dans une double perspective d'optimisation de la performance et de prévention des blessures. Les travaux qui ont été menés au cours de cette thèse s'appliquent au rugby et s'articulent autour de deux axes : l'optimisation de la performance du lancer en touche et l'amélioration de la prise en charge des commotions cérébrales.

Le lancer en touche est à l'origine de 50% des essais qui sont marqués au niveau international et malgré l'importance stratégique de cette phase de jeu, peu d'études biomécaniques sont présentes dans la littérature scientifique. Dans un premier temps, nous avons proposé un dispositif d'évaluation de la performance du lancer qui permet de quantifier simultanément la précision et le timing du lancer. Par la suite, une série d'expérimentations a été réalisée afin de mieux comprendre les facteurs biomécaniques impliqués dans cette phase de jeu. La première a permis de caractériser l'influence potentielle de la stabilité posturale dynamique sur la précision du lancer sur de longues distances, tandis que la seconde a permis de d'identifier les paramètres cinématiques 3D associés à la performance du lancer en touche chez des joueurs de différents niveaux d'expertise.

L'étude des commotions cérébrales revêt un intérêt croissant dans le monde du rugby, notamment en raison de la hausse de son incidence constatée lors des deux dernières décennies. De plus, le plaquage est identifié comme la principale cause de commotion cérébrale et certains facteurs sont susceptibles d'en augmenter le risque. Le travail réalisé dans cette seconde partie de thèse a consisté d'une part, à évaluer l'intérêt du NeuroTracker (outil d'évaluation perceptivo-cognitive) dans la détection et le suivi de retour au jeu des joueurs ayant subi une commotion cérébrale. D'autre part, un dispositif de simulation d'impact a été développé afin de reproduire des plaquages de type « non anticipé » dans des conditions sécuritaires et reproductibles. La réponse biomécanique à ce type d'impact a par la suite été analysée dans un groupe de rugbymen professionnels, mettant en évidence l'influence des caractéristiques morphologiques liées au poste sur le risque de commotion cérébrale.

Toutes les expérimentations réalisées dans le cadre de cette thèse ont été effectuées au centre d'entraînement du Racing 92 afin de favoriser le transfert des résultats vers les équipes médicales et sportives.

Mot clés : biomécanique, rugby, performance, lancer en touche, commotion cérébrale

Performance biomechanical analysis in professional rugby union : lineout throwing optimization and concussions management

Abstract

The biomechanical analysis of the sport movement is a part of a dual perspective of performance optimization and injury prevention. The researches that was carried out during this thesis apply to rugby and center around two axes: the optimization of the lineout throwing performance and the concussion management improvement.

50% of tries scored at international level come from a lineout throwing possession. Despite the strategic importance of this play phase, few biomechanical studies are present in the scientific literature. First, we proposed a throwing performance evaluation system, that allows to simultaneously quantify throwing accuracy and throwing timing. Subsequently, we conducted a series of experiments to better understand the biomechanical factors involved in this play phase. The first one characterized the potential influence of dynamic postural stability on throwing accuracy over long distances, while the second identified the 3D kinematic parameters associated with throwing performance in players of different skills levels.

The concussion study represents a growing interest in the rugby world, in particular because of the increase of its incidence observed over the last two decades. In addition, tackle is identified as the main cause of concussion and some factors are likely to increase the risk. The work produced in this second part of the thesis consisted on the one hand, in evaluating the NeuroTracker interest (perceptual-cognitive tool) in the detection and the return to play monitoring of concussed players. On the other hand, an impact simulation device has been developed in order to reproduce “unanticipated” tackles under safe and reproducible conditions. Then, the biomechanical response to this type of impact was analyzed in a professional rugby players group, highlighting the influence of morphological characteristics specific to position on the concussion risk.

All experiments were realized in the Racing 92 training center to promote the results transfer to the medical and sport staff.

Key words: biomechanics, rugby, performance, lineout throwing, concussion