Analyse de critères mécaniques de la performance en plongeon sur tremplin à l'aide d'un modèle d'interaction plongeur plongeoir

Louise Demestre

▶ **To cite this version:**

Louise Demestre. Analyse de critères mécaniques de la performance en plongeon sur tremplin à l'aide d'un modèle d'interaction plongeur plongeoir. Automatique / Robotique. École normale supérieure de Rennes, 2022. Français. NNT : 2022ENSR0036 . tel-03884225

HAL Id: tel-03884225
https://theses.hal.science/tel-03884225

Submitted on 5 Dec 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.

THÈSE DE DOCTORAT DE

École normale supérieure de Rennes

ÉCOLE DOCTORALE N° 601
Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication
Spécialité : *Automatique, Productique et Robotique – Signal, Image, Vision – Télécommunications*

Par
Louise DEMESTRE

«Analyse de critères mécaniques de la performance en plongeon sur tremplin à l'aide d'un modèle d'interaction plongeur-plongeoir»

Thèse présentée et soutenue à l'École normale supérieure de Rennes, le « 28 Novembre 2022 »
Unité de recherche : IRISA - UMR 6074
Thèse N° :

Rapporteurs avant soutenance :

Laurence Chèze	Professeure des Universités à l'Université Claude Bernard Lyon 1
Julien Morlier	Professeur des Universités à l'Université de Bordeaux

Composition du Jury :

Attention, en cas d'absence d'un des membres du Jury le jour de la soutenance, la composition du jury doit être revue pour s'assurer qu'elle est conforme et devra être répercutée sur la couverture de thèse

Président :	Prénom Nom	Fonction et établissement d'exercice *(à préciser après la soutenance)*
Examinateurs :	Christophe Clanet	Directeur de recherche au CNRS, École polytechnique
	Delphine Chadefaux	Maître de Conférence à l'Université Paris 13
Dir. de thèse :	Charles Pontonnier	Maître de Conférence à l'École normale supérieure de Rennes
Dir. de thèse :	Georges Dumont	Professeur des Universités à l'École normale supérieure de Rennes
Encadrant de thèse :	Nicolas Bideau	Maître de Conférence à l'Université de Rennes 2
Encadrant de thèse :	Guillaume Nicolas	Maître de Conférence à l'Université de Rennes 2

Invité(s) :

Stéphane Grange	Professeur des Universités à l'Institut national des sciences appliquées de Lyon
Clémence Monnery	Cadre Technique Sportive à la Fédération Française de Natation

Remerciements

En écrivant ces remerciements, je pense à une discussion que j'ai eu pas plus tard qu'hier, et qui consistait à répondre à la question suivante : "la thèse constitue-t-elle un travail d'équipe ou un travail en solitaire ?". Dans le cas de ma thèse, la réponse est très simple : je ne me suis jamais sentie seule pendant ces trois ans. La thèse m'a beaucoup apporté, que ce soit sur le plan scientifique ou sur le plan humain, et c'est grâce aux nombreuses personnes avec qui j'ai eu la chance d'échanger. Et c'est justement ces personnes que je souhaite remercier ici.

Merci tout d'abord aux membres de mon jury : Laurence Chèze, Julien Morlier, Delphine Chadefaux et Christophe Clanet. Merci d'avoir pris le temps de lire mon manuscrit et d'assister à ma soutenance. Vos questions et remarques, toujours dites avec bienveillance, nous ont permis d'avoir des échanges très intéressants.

Je voudrais également remercier mes quatre encadrants pour leur soutien aussi bien technique que moral tout au long de la thèse. Ce fut un réel plaisir de travailler avec vous. Merci pour votre pédagogie, votre écoute, votre patience, votre humour et votre disponibilité. Je suis (enfin) fière du travail que j'ai fourni pendant cette thèse, et c'est en grande partie grâce à vous.

Ma thèse est le fruit de plusieurs collaborations, qui ont fait de ma thèse ce qu'elle est aujourd'hui. Tout d'abord, je voudrais remercier Yohann Audoux pour avoir permis à Poupoutre de rencontrer Plaplaque. Ce fut un réel plaisir de réfléchir sur cette modélisation avec toi. Pour la collaboration suivante, je voudrais commencer par dire : "waiting for trigger, semelles, top, squat, squat". Pauline Morin, c'était super de répéter 400 fois cette phrase avec toi. Je voudrais ensuite remercier Stéphane Grange, qui m'a apporté une solution à un problème que je cherchais à résoudre depuis plus d'un an. Merci pour ces échanges qui nous ont permis d'aboutir à un modèle central dans ma thèse. Enfin, je voudrais remercier Clémence Monnery qui a permis de donner un caractère applicatif à ma thèse. Merci à toutes ces personnes pour ces nombreux échanges très enrichissants et pour leur soutien jusqu'à la dernière ligne droite. Merci également à Anthony et Antoine pour leur aide précieuse lors de toutes les expérimentations de ma thèse.

La thèse m'a également amenée à encadrer des projets et stages qui ont contribué à l'avancement de ma thèse. Je remercie François May, Cécile Dubois, Esteban Valdecasa et Elyse Larribau pour leurs contributions. C'était vraiment très intéressant de partager mes travaux de recherche avec vous et de voir ce que vous arriviez à en faire.

Merci également à toutes les personnes que j'ai rencontrées, aussi bien à l'ENS qu'à l'IRISA, et qui m'ont permis d'évoluer dans une super ambiance tout au long de la thèse : Guénolé, Damien, Anas, Marvin, Nappe (dit le H), Briac, Thibault L. G., Patron, Gurvan, Pierre-Antoine,

Simon, Alexandre, Béatrice, Youen, Bastien, Zinédine, Quentin, Olivier, Roman, Dave, Jesse James, Anne, Sébastien G., Sébastien H., Régis, Florence, Martinus, Lucas, Moura, Lancelot, Bastien, Sara, Théo R., Marielle, Pierre P., Rébecca C., Diane H., Erwan, Thomas (le blond, paraît-il), Thomas, Elodie, Bharat, Maxime, Lev, Diane D., Rebecca F., Salomé, Benjamin, Nils, Ludovic, Katja, Alberto, Adèle, Julien, Anthony, Tairan, Pierre R., Maé, Yuliya, Thibault N., Théo G., Franck, Nathalie, Axel et Stéphane.

Parmi toutes les personnes que j'ai rencontrées à l'ENS et à l'IRISA, je voudrais remercier plus particulièrement mes co-bureaux : Claire, Aly, Ibra, Olfa, Hasnaa et Pauline. C'était super de partager avec vous au quotidien mes moments d'enthousiasme comme mes moments de doute. Vous étiez des collègues, vous êtes maintenant des amis. Je voudrais avoir un mot particulier pour Claire, qui a vraiment passé beaucoup de temps à me soutenir, que ce soit techniquement ou moralement. Tu m'as beaucoup apporté pendant ma thèse, je t'en suis très reconnaissante.

Je voudrais remercier également les personnes avec qui j'ai partagé mon quotidien pendant ces trois ans de thèse. Félix, merci beaucoup pour ton soutien lors de la première moitié de la thèse, qui s'est avérée plus difficile que la seconde. La seconde moitié de la thèse a été très mouvementée et pleine de rebondissements. Merci à mes colocs, Florian et Thomas, d'avoir su être autant à la bourre que moi en toute circonstance. Merci pour tous ces beaux moments passés ensemble.

Et pour finir, je remercie le Malouin avec qui j'ai eu cette discussion hier soir au sujet du travail en équipe ou du travail solitaire en thèse. Merci à toi pour toutes ces discussions et débats qui m'ont beaucoup apporté. Merci pour ton écoute et ton soutien.

TABLE DES MATIÈRES

Liste des acronymes **9**

Table des figures **10**

Liste des figures **13**

Liste des tableaux **14**

Liste des tableaux **14**

Introduction **15**

1 État de l'art **19**
1.1 Généralités sur le déroulement d'un plongeon 19
1.2 Objectifs principaux en plongeon sur tremplin et variables d'intérêt associées . . 21
1.3 Démarches d'analyse du plongeon sur tremplin, modèles et méthodes associés . . 23
1.3.1 Données expérimentales 24
1.3.2 Modélisations du plongeur et du plongeoir et prise en compte de leur interaction 25
Modélisations du plongeoir 25
Modélisations du plongeur 27
Prise en compte de l'interaction 29
1.3.3 Approches basées sur l'analyse de mouvement 30
1.3.4 Approches basées sur la génération de mouvement 31
1.4 Contributions à l'étude de la performance en plongeon sur tremplin 35
1.4.1 Phase de vol 35
1.4.2 Impulsion 36
1.4.3 Hurdle 39
1.5 Synthèse 40
1.6 Positionnement et structure de la thèse 42

2 Estimation des efforts d'interaction **47**
2.1 Introduction 47
2.2 Méthode de prédiction générique 49

2.2.1 Procédure expérimentale . . . 49
2.2.2 Méthode de prédiction des GRF&M . . . 51
2.2.3 Analyse des données . . . 55
2.2.4 Résultats . . . 56
2.2.5 Discussion . . . 62
Précision de la méthode . . . 62
Limites et perspectives . . . 63
2.3 Méthode de prédiction pour le plongeon sur tremplin . . . 65
2.3.1 Procédure expérimentale . . . 65
2.3.2 Méthode de prédiction des F&MI . . . 66
2.3.3 Analyse des données . . . 67
2.3.4 Résultats et discussion . . . 67
2.4 Conclusion du deuxième chapitre . . . 70

3 Simulation du comportement du plongeoir 73
3.1 Introduction . . . 73
3.2 Méthode . . . 74
3.2.1 Procédure expérimentale . . . 74
3.2.2 Modèle de plongeoir . . . 75
3.2.3 Application des F&MI . . . 76
3.2.4 Méthode de caractérisation . . . 77
3.2.5 Analyse des données . . . 78
3.3 Résultats . . . 79
3.4 Discussion . . . 80
3.4.1 Précision de la méthode . . . 80
3.4.2 Limites et perspectives . . . 83
3.5 Conclusion du troisième chapitre . . . 84

4 Contributions à l'étude de la performance en plongeon sur tremplin : analyse de mouvement d'un plongeur de niveau international 87
4.1 Introduction . . . 87
4.2 Procédure expérimentale . . . 89
4.3 Méthode d'analyse de la performance . . . 91
4.3.1 Étude 1 : analyse de la poussée du plongeur sur le tremplin lors de l'impulsion 92
Démarche . . . 92
Instants clés . . . 92
Flexion maximale des genoux . . . 93
Amplitude de l'extension des genoux . . . 93

Couple maximal des genoux 93
4.3.2 Étude 2 : analyse de l'effet de l'amplitude des F&MI sur la performance . 94
Démarche 94
Altitude du CdM du plongeur au décollage 94
Altitude maximale de l'extrémité libre du plongeoir 94
Durées des phases de rappel avec plongeur et de rappel total 95
4.3.3 Étude 3 : analyse des transferts d'énergies 95
Démarche 95
Énergies cinétique, potentielle et mécanique du plongeur 95
Énergies potentielle, cinétique et mécanique du plongeoir 96
Critères énergétiques 96
4.4 Résultats et discussion 97
4.4.1 Prédiction des F&MI 97
4.4.2 Caractérisation du plongeoir 100
4.4.3 Études de la poussée lors de l'impulsion, des F&MI et des transferts d'énergie 104
Étude 1 : analyse de la poussée du plongeur sur le tremplin lors de l'impulsion 104
Étude 2 : analyse de l'effet de l'amplitude des F&MI sur la performance . 110
Étude 3 : analyse des transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir 115
4.5 Conclusion du chapitre 119

Conclusion et perspectives **121**

Liste des publications **124**

Annexe **126**

Bibliographie **127**

Liste des acronymes

JO	Jeux Olympiques
GRF&M	Ground Reaction Forces and Moments (Forces et moment de réaction au sol)
BW	Body Weight (Poids du corps)
DDL	Degré De Liberté
CdP	Centre de Pression
RMS	Root Mean Square
F&MI	Forces et Moments d'Interaction
EF	Éléments Finis
PP	Points de Prédiction
SCP	Surface de Contact Potentiel
SCE	Sans Course d'Elan
ACE	Avec Course d'Elan
CTS	Conseiller/ère Technique Sportif/ve
FFN	Fédération Française de Natation

TABLE DES FIGURES

1.1 Positions carpées (en haut) et groupée (en bas) lors de la phase aérienne du plongeon. Issue de FINA (2017) 20

1.2 Phases d'un plongeon avec élan (d'après Sayyah *et al.* (2020); Sinclair *et al.* (2012)) 21

1.3 Support pour comprendre l'impact de la direction de la force de projection sur la génération des énergies de translation et de rotation du plongeur. Le CdM est le point O. Issu de Stroup et Bushnell (1969) 22

1.4 Définition de la hauteur du saut et de la distance plongeur-plongeoir. Issu de Kong (2005) 23

1.5 a) Modèle masse-ressort (issu de Kooi et Kuipers (1994)). b) Modèle de poutre en rotation (issu de Kooi et Kuipers (1994)). c) Modèle à 3 DDL (issu de Kong (2005)). d) Modèle discrétisé (issu de Kooi et Kuipers (1994)). m_1 représente la masse du plongeur, m_2 celle du plongeoir et m_3 celle d'un élément du plongeoir . 26

1.6 Démarche d'analyse du mouvement basée sur la dynamique inverse 31

1.7 Démarche de génération du mouvement basée sur la dynamique directe 32

1.8 Synthèse des variables de contrôle, fonctions objectif, contraintes et algorithmes de résolution utilisés dans la littérature pour générer des performances optimales en plongeon sur tremplin 34

1.9 Synthèse d'une partie des critères de performance lors de la phase d'impulsion. CdM en rouge, vitesses en vert, force de poussée en violet, durée du contact et instants clés en gris, distance entre les pieds du plongeur et l'extrémité libre du plongeoir en jaune, angle d'inclinaison au décollage en beige 39

1.10 Synthèse d'une partie des critères de performance lors du hurdle : Vitesse du plongeoir en vert, durée de la phase aérienne du hurdle et instants clés en gris, distance entre les pieds du plongeur et l'extrémité libre du plongeoir en jaune . . 40

1.11 Modèle d'interaction plongeur-plongeoir et méthodes associées 45

2.1 Plateformes d'effort fixées sur le dispositif mobile 50

2.2 Détails des quatre combinaisons de mouvement étudiées 51

2.3 PP définis sur le modèle biomécanique. Issu de Muller *et al.* (2020a) 52

2.4 Référentiel mobile (O_m, $\boldsymbol{X_m}$, $\boldsymbol{Y_m}$, $\boldsymbol{Z_m}$) lié à la structure mobile 53

2.5 Processus de détection de contact en référentiel mobile (seuil en position - ligne en pointillé, PP actifs - carrés verts, PP inactifs - losanges rouges, marqueurs de la structure mobile - ronds gris 53
2.6 Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Translation Squat (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques. Le décalage dû à la phase statique est visible dans la surface colorée 59
2.7 Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Translation Pas (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques 60
2.8 Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Orientation Squat (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques. Le décalage dû à la phase statique est visible dans la surface colorée 60
2.9 Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Orientation Pas (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques. Le décalage dû à la phase statique est visible dans la surface colorée 61
2.10 Marqueurs du plongeoir et base des données expérimentales 65
2.11 Création du repère mobile lié à la SCP (en orange). Surface supérieure du plongeoir en bleu, marqueurs en blanc, PP en vert, vecteurs intermédiaires en noir . . 66
2.12 Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon ACE2 68
2.13 Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon SCE1 69

3.1 Dimensions et positions de l'appui pour le Maxiflex 'B'. Issu de Miller (2000) . . 74
3.2 Section d'un plongeoir Duraflex. Issu de Sprigings *et al.* (1989) 74
3.3 Aperçu de la méthode de caractérisation basée sur les mouvements du plongeur et du plongeoir 75
3.4 Modèle de plongeoir et bases expérimentale et numérique 75
3.5 Identification du point d'application des F&MI (dans le carré orange). PP actifs en vert, PP inactifs en rouge, marqueurs de la SCP en contact avec les PP actifs en orange, autres marqueurs en blanc, CdP en violet 76
3.6 Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon ACE2. La ligne continue rouge correspond à la valeur moyenne et la forme grise autour de la ligne continue à l'écart-type 80
3.7 Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) e à l'appui (en bas) pour le plongeon ACE2. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage 81

3.8 Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon ACE1. La ligne continue rouge correspond à la valeur moyenne et la forme grise autour de la ligne continue à l'écart-type 81
3.9 Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) e à l'appui (en bas) pour le plongeon ACE1. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage 82

4.1 Marqueurs du plongeoir et base des données expérimentales 90
4.2 Sujet et plongeoir équipés à la fosse à plongeon de l'INSEP 90
4.3 Instants clés et phases définis pour l'étude énergétique de l'impulsion du plongeon sur tremplin 96
4.4 Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon 101C 3 98
4.5 Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon 105C 3 99
4.6 Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon 107C 1 99
4.7 Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon 105C 1 102
4.8 Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) e à l'appui (en bas) pour le plongeon 105C 1. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage 103
4.9 Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon 105C 2 103
4.10 Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) e à l'appui (en bas) pour le plongeon 105C 2. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage 104
4.11 Évolution de l'angle de flexion des genoux droit (en bleu) et gauche (en rouge) lors de la phase d'impulsion pour les 3 101C (en haut), les 3 105C (au milieu) et les 3 107C (en bas). La ligne verticale noire correspond à la flèche maximale du plongeoir 105
4.12 Évolution du couple de flexion-extension des genoux droit (en bleu) et gauche (en rouge) lors de la phase d'impulsion pour les 3 101C (en haut), les 3 105C (au milieu) et les 3 107C (en bas). La ligne verticale noire correspond à la flèche maximale du plongeoir 106
4.13 Durées entre la flexion maximale des genoux et la flèche maximale du plongeoir et entre le couple maximal des genoux et la flèche maximale du plongeoir en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 107

4.14 Angle de flexion maximale, l'amplitude maximale de l'extension et la valeur du couple maximal des genoux en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 108
4.15 Valeurs maximales de FX, FZ et MY lors du hurdle en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 110
4.16 Valeurs maximales de FX, FZ et MY lors de la phase d'impulsion en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 111
4.17 Durées des phases de contact et aériennes du hurdle et de l'impulsion en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 112
4.18 Altitude du CdM au décollage, durée entre la flèche maximale du plongeoir et le décollage du plongeur, et "ratio rappel" en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 114
4.19 Évolutions au cours du temps des énergies potentielles (bleu), cinétiques (rouge) et mécaniques (vert) du plongeur (à gauche) et du plongeoir (à droite) 115
4.20 Critères énergétiques en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 117
4.21 Énergies mécaniques maximales atteintes par le plongeur et le plongeoir lors de la phase d'impulsion en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune) 118

LISTE DES TABLEAUX

1.1 Critères de performances cinématiques en plongeon sur tremplin issus de la littérature 41
1.2 Critères de performances dynamiques en plongeon sur tremplin issus de la littérature 41

2.1 Moyennes des RMSE/m, rRMSE, et ρ globaux, et écarts-types associés entre parenthèses 56
2.2 Moyennes des RMSE/m, rRMSE et ρ, et écarts-types associés entre parenthèses pour les forces 57
2.3 Moyennes des RMSE/m, rRMSE, RMSE CdP et ρ, et écarts-types associés entre parenthèses pour les moments 58
2.4 Moyennes des RMSE/m, rRMSE et ρ, et écarts-types associés entre parenthèses pour chaque type d'essais 61
2.5 F&MI maximaux observés pendant les 4 essais de plongeons 68
2.6 F&MI maximaux moyens pour les plongeons avec course d'élan 69

4.1 F&MI maximaux observés pendant les 9 essais de plongeons 97
4.2 F&MI maximaux moyens pour les plongeons avec course d'élan 98
4.3 Métriques associées à la méthode de caractérisation pour les 9 essais de plongeons 101

INTRODUCTION

Pour réaliser sa performance, le sportif doit interagir avec son environnement. Pour de nombreuses disciplines, la stratégie motrice du sportif a été étudiée afin de déterminer des critères permettant de la rendre optimale (Morlier, 2010; King et Yeadon, 2015). Cette stratégie est dépendante de l'interaction du sportif avec son environnement, et notamment avec son équipement. Les performances actuelles doivent beaucoup à l'évolution du matériel sportif. En effet, l'amélioration des vêtements sportifs et l'évolution des procédés de fabrication du matériel sportif (perche de saut, javelot, vélo, combinaisons de natation par exemple) ont toujours eu un impact sur la performance sportive et sont encore vues comme des moyens de continuer d'améliorer la performance (Haake, 2009; Berthelot *et al.*, 2015). L'interaction entre le sportif et son matériel est donc déterminante pour la performance dans de nombreuses disciplines.

Comprendre comment s'opère cette interaction, comment le sportif impacte son matériel et inversement, est donc une démarche à suivre pour déterminer comment le sportif doit s'adapter à son équipement. Par exemple pour certaines disciplines, le sportif interagit avec une structure déformable (plongeon sur tremplin, saut à la perche, tir à l'arc, ...). Dans ces disciplines, le matériel utilisé fournit un moyen efficace de convertir l'énergie cinétique du sportif en énergie potentielle, par la faculté des structures à fléchir et stocker de l'énergie élastique restituable. L'athlète doit donc adapter sa technique en utilisant au maximum les propriétés élastiques de son matériel. Ceci passe par une adaptation de la stratégie motrice de l'athlète aux caractéristiques (longueur, raideur, etc.) de son matériel.

Les sciences, au travers d'outils expérimentaux avancés combinés à des approches par modélisation numérique peuvent permettre d'objectiver, voire optimiser, les ajustements que doit réaliser le sportif pour s'adapter à son matériel. Les chercheurs peuvent se mettre au service des sportifs en développant des nouveaux outils de mesure, en vérifiant des intuitions formulées par les acteurs du monde sportif ou en déterminant des optimums. De nouveaux outils de mesure permettent en effet d'aller plus loin dans l'analyse de la performance en apportant de nouvelles données (Arc, 2018; Southgate *et al.*, 2016). Cela permet à terme de fournir des outils d'aide à la décision pour l'ensemble des acteurs du monde sportif (athlètes et cadres techniques). L'accueil des Jeux Olympiques (JO) en France en 2024 est propice à la recherche de l'amélioration des performances sportives. A cet égard, l'ANR a débloqué des fonds pour la préparation des sportifs dans le but d'augmenter le nombre de médailles obtenues par la France aux JO.

Cette thèse s'inscrit dans ce contexte en se focalisant sur une discipline olympique en particulier : le plongeon sur tremplin. Cette discipline fait appel à l'interaction entre le plongeur et

une structure déformable élancée, à savoir le tremplin. Le plongeur va tirer profit de la déformation du tremplin lors de sa prise d'impulsion, avec ou sans course d'élan, de façon à réaliser les sauts périlleux et vrilles annoncés. Le plongeon est devenu une discipline olympique en 1904 pour les hommes et 8 ans plus tard pour les femmes (Miller, 2000). Le plongeon sur tremplin est à différencier du plongeon sur plateforme, qui consiste à s'élancer d'une plateforme rigide située à 10 m au-dessus de l'eau. Lors d'un plongeon sur tremplin, le plongeur s'élance d'un plongeoir déformable situé à 1 m ou 3 m au-dessus de l'eau. Cette thèse se propose d'aborder uniquement le plongeon sur tremplin. C'est pourquoi les termes plongeoir et tremplin seront utilisés indifféremment pour désigner le même objet. Le tremplin est articulé à son origine et repose sur un appui à position réglable. La position de l'appui est repérée par des valeurs allant de 1 à 9. Un réglage à 1 correspond à un plongeoir le plus raide possible tandis qu'un réglage à 9 correspond à un plongeoir le plus souple possible.

Le plongeon sur tremplin est une discipline évaluée par des juges qui prennent en compte la technique et la grâce de la position de départ, de l'élan, du décollage, de la phase aérienne et de l'entrée dans l'eau. Ce score déterminé par les juges est ensuite multiplié par un coefficient de difficulté dépendant de la position du plongeur lors de la phase aérienne, du nombre de sauts périlleux et vrilles réalisés et du groupe du plongeon (voir chapitre 1) (FINA, 2017). La recherche de l'amélioration des performances en plongeon sur tremplin amène donc à se demander comment maximiser la hauteur du saut et le nombre de rotations effectuées. C'est d'ailleurs l'objectif de nombreuses études précédentes visant à étudier la performance en plongeon sur tremplin (ce point sera développé dans la revue bibliographique du chapitre 1). La phase de contact entre le plongeur et le plongeoir est déterminante dans la performance finale. C'est en effet lors de cette phase que le plongeur va générer le moment cinétique nécessaire pour effectuer le nombre de rotations souhaité, la vitesse horizontale nécessaire pour s'écarter du plongeoir ainsi que la vitesse verticale nécessaire pour sauter le plus haut possible et ainsi maximiser le temps de vol (Miller et Munro, 1985b; Cheng et Hubbard, 2008). Lors de cette phase de contact, divers échanges énergétiques s'opèrent entre le plongeur et le plongeoir. Ces derniers sont à l'origine de la performance et sont donc un point clé à étudier. Ces échanges énergétiques peuvent être optimisés via une amélioration de la technique du plongeur vis-à-vis du comportement du plongeoir (Sinclair *et al.*, 2012; Sanders et Gibson, 2000). Cela nous conduit à nous poser la question d'une synchronisation temporelle optimale entre le plongeur et le plongeoir visant à optimiser leurs transferts énergétiques et ainsi améliorer la performance. L'objectif de cette thèse est donc de développer un modèle d'interaction plongeur-plongeoir dans le but de déterminer des critères dynamiques de la performance, notamment lors de la phase de contact. L'idée est de fournir de nouveaux outils aux athlètes et entraîneurs leur permettant de savoir comment optimiser la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir, en se basant notamment sur des considérations énergétiques.

Le développement d'un modèle d'interaction plongeur-plongeoir ainsi que son exploitation dans un objectif d'amélioration de la performance amène à se placer à l'interface entre trois mondes : la biomécanique fournissant des outils pour modéliser le plongeur, la dynamique des structures permettant l'étude du comportement du plongeoir, et l'analyse du geste sportif permettant d'utiliser à bon escient les deux outils précédents au service de la performance. Cette thèse sera structurée autour de ces 3 domaines. Après une revue de littérature justifiant les outils utilisés dans cette thèse, le chapitre 2 sera dédié à une méthode permettant d'estimer les efforts d'interaction entre le plongeur et le plongeoir à partir d'outils issus de la biomécanique. Dans le chapitre 3, un modèle de plongeoir sera proposé ainsi qu'une méthode permettant de le caractériser. Ce chapitre fera donc appel à des outils issus de la dynamique des structures. Ces deux chapitres (2 et 3) permettront donc de présenter les différents modèles et méthodes développés pour l'étude de l'interaction plongeur-plongeoir. Le chapitre 4 présentera une application de ce modèle d'interaction à l'étude de plongeons réalisés par un plongeur élite, dans le but de déterminer des nouveaux critères de la performance. Pour finir, une synthèse du travail réalisé sera proposée ainsi qu'une mise en perspective scientifique et applicative.

Chapitre 1

État de l'art

Cette revue bibliographique a pour but de présenter les différentes contributions apportées par la littérature concernant l'analyse de la performance en plongeon sur tremplin, ainsi que les différentes démarches qui ont été mises en œuvre pour y parvenir. Dans un premier temps, le déroulement d'un plongeon est décrit afin de permettre au lecteur de visualiser la performance étudiée. La réalisation d'un plongeon sur tremplin nécessite de répondre à des objectifs régis par la mécanique du plongeur. Ces objectifs constituent une base de raisonnement commune à l'ensemble des études présentées dans cette revue bibliographique. Ces objectifs principaux sont donc présentés dans un premier temps. Cela permet d'appréhender les démarches d'analyse de la performance en plongeon sur tremplin qui sont présentées dans la section suivante. Les contributions apportées par les démarches d'analyse présentées sont ensuite détaillées puis synthétisées. L'ensemble de ces informations permettent de dresser dans une dernière section les objectifs de la thèse ainsi que sa structure.

1.1 Généralités sur le déroulement d'un plongeon

Lors d'un plongeon sur tremplin, le plongeur effectue une figure acrobatique après une prise d'impulsion sur un tremplin. Les figures réalisées ainsi que la façon avec laquelle le plongeur prend son impulsion dépendent du type de plongeon à réaliser. La classification des différents plongeons ainsi que leurs déroulements sont donc présentés dans cette section.

Les plongeons sur tremplin sont identifiés par un code à 3 ou 4 chiffres. Le premier chiffre distingue les 5 groupes de plongeons (FINA, 2017) :

— avant (1) ;
— arrière (2) ;
— renversé (3) ;
— retournés (4) ;
— avec vrilles (5).

Pour les 4 premiers groupes, le second chiffre du code vaut 1 lorsque la position est prise au vol, c'est à dire que le premier demi-saut périlleux est effectué en position droite (Miller, 2000). Ce chiffre vaut 0 sinon. Pour les plongeons avec vrilles, le second chiffre indique le groupe du plongeon conformément à la liste ci-dessus. Le troisième chiffre indique le nombre de demi-sauts

périlleux. Pour les sauts avec vrilles, le quatrième chiffre indique le nombre de demi-vrilles. Ce code est suivi d'une lettre indiquant la position du plongeon en l'air (FINA, 2017) :

— droit (A) ;
— carpé (B) ;
— groupé (C) ;
— libre (D).

Les positions A, B et C sont illustrées dans la figure 1.1.

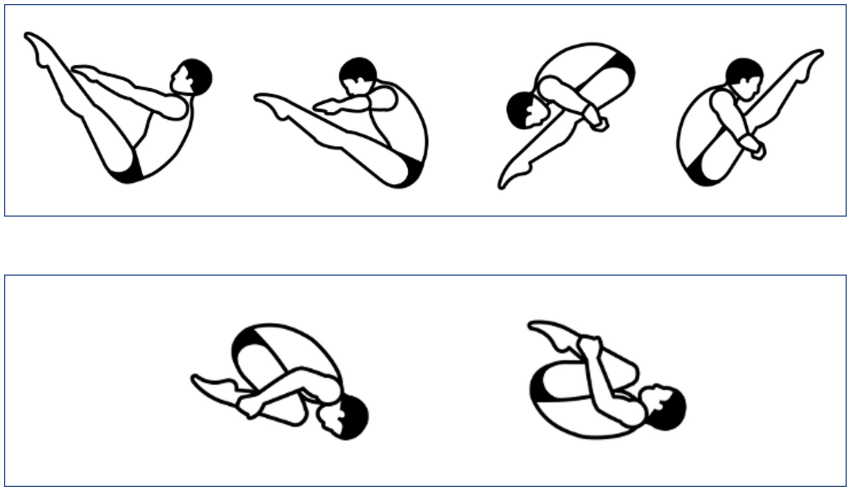


FIGURE 1.1 – Positions carpées (en haut) et groupée (en bas) lors de la phase aérienne du plongeon. Issue de FINA (2017)

On peut considérer deux familles de plongeons :

— les plongeons sans élan, avec une position de départ à l'extrémité libre du plongeoir ;
— les plongeons avec élan, précédés d'une marche ou course d'élan.

Les plongeons en avant et renversés sont précédés d'une course d'élan, ce qui n'est pas le cas des plongeons en arrière ou retournés. Miller (2000) décrit le déroulement d'un plongeon en 2 étapes : une étape de préparation avant de décoller du plongeoir et la phase aérienne entre le décollage et l'entrée du plongeur dans l'eau. La phase de préparation diffère pour les plongeons avec et sans élan. Les différentes phases pour un plongeon avec élan sont illustrées dans la Figure 1.2 ci-dessous. Lors d'un plongeon avec élan, le plongeur commence par une marche ou une course d'élan de l'origine du plongeoir avant d'atteindre l'étape du « hurdle ». Lors du hurdle, le plongeur effectue un saut vers le haut avant d'atteindre la dernière phase de contact avec le plongeoir. Cette dernière phase de contact commence par le « touchdown » et se termine par le décollage. Lors d'un plongeon sans élan, la prise d'impulsion s'effectue de l'extrémité libre du plongeoir en effectuant un mouvement vers le bas puis vers le haut avant le décollage. L'ensemble de ces phases seront regroupées en 3 grandes étapes dans la suite du manuscrit : le hurdle allant de l'atterrissage du hurdle au touchdown, l'impulsion allant du touchdown au

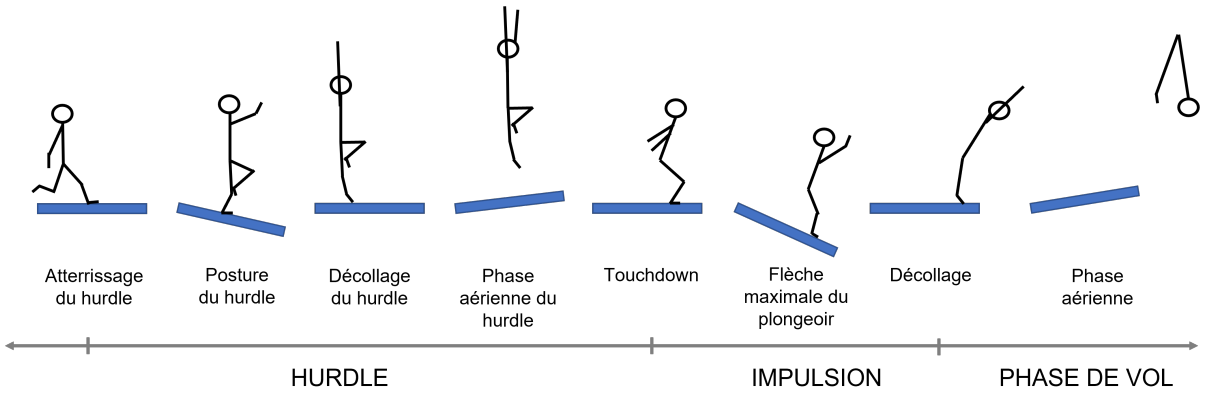


FIGURE 1.2 – Phases d'un plongeon avec élan (d'après Sayyah *et al.* (2020); Sinclair *et al.* (2012)).

décollage, et la phase aérienne allant du décollage à l'entrée dans l'eau.

1.2 Objectifs principaux en plongeon sur tremplin et variables d'intérêt associées

L'étude de Stroup et Bushnell (1969) est intéressante pour appréhender à l'aide d'un modèle simple les différentes problématiques inhérentes au plongeon. Le plongeur est modélisé comme un unique segment rigide 2D. L'étude s'intéresse au déplacement de son CdM (point O sur la Figure 1.3) ainsi qu'à la force de projection au niveau du contact avec le plongeoir. Le moment cinétique responsable de la rotation du plongeur lors de la phase aérienne est généré si la direction de la force de projection passe par un point en avant du CdM (par exemple le point E), ou en arrière du CdM (par exemple le point F) (Figure 1.3). Si la direction de la force est colinéaire à la ligne AC passant par le CdM du plongeur, alors toute l'énergie est appliquée à la translation. Plus l'angle entre la direction de la force et la ligne AC est élevé, plus l'énergie contribue à la rotation au détriment de la translation. Cela expose une des problématiques principales en plongeon sur tremplin : un compromis doit être réalisé entre la translation du plongeur (nécessaire verticalement pour sauter plus haut et horizontalement pour s'écarter du plongeoir) et sa rotation (nécessaire pour effectuer les sauts périlleux et vrilles). Le plongeur va chercher à générer le moment cinétique nécessaire pour sa rotation tout en sautant le plus haut possible et en s'écartant suffisamment du plongeoir (Miller et Munro, 1985b). Il doit également faire en sorte d'avoir une position la plus verticale possible à l'entrée dans l'eau (Yeadon, 1993). Cet élément est pris en compte dans la notation des juges et contribue donc à l'obtention d'un meilleur score (Sayyah *et al.*, 2018).

Le moment cinétique, la hauteur du saut, la distance horizontale entre le plongeur et le plon-

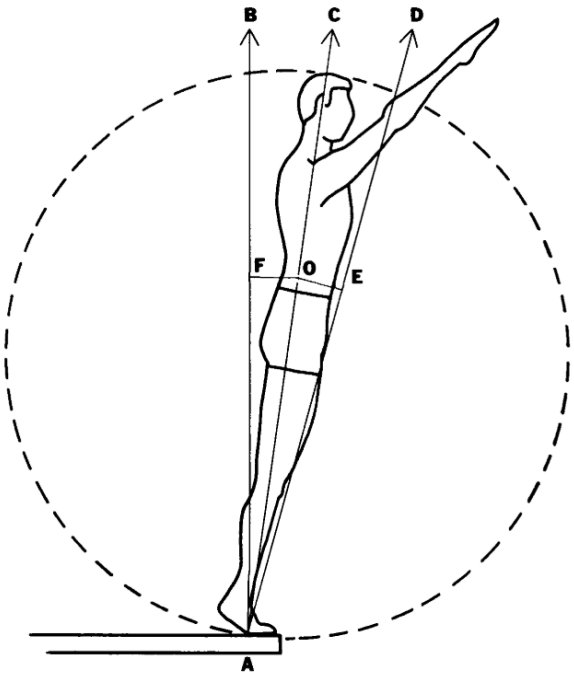


FIGURE 1.3 – Support pour comprendre l'impact de la direction de la force de projection sur la génération des énergies de translation et de rotation du plongeur. Le CdM est le point O. Issu de Stroup et Bushnell (1969).

geoir et l'orientation à l'entrée dans l'eau sont donc souvent utilisés pour apprécier la qualité d'un plongeon. Miller et Munro (1985b) ont proposé une méthode de calcul du moment cinétique du plongeur par rapport à son CdM prenant en compte les contributions locales (moment d'inertie multiplié par la vitesse de rotation) et à distance (quantité de mouvement par rapport au CdM multipliée par la distance au CdM) de chaque segment. Sanders et Wilson (1987) ont proposé deux autres méthodes de calcul du moment cinétique. Une première méthode se base sur le couple appliqué sur le plongeur déterminé à partir des données de mouvement du CdM. La seconde méthode considère le corps comme étant dans une position rigide entre deux instants et calcule le moment cinétique à partir de données inertielles et cinématiques. La hauteur du saut H et la distance horizontale entre le plongeur et le plongeoir d sont définies sur la Figure 1.4. Ces deux quantités sont calculées en considérant uniquement le CdM du plongeur et en négligeant les frottements de l'air.. H est calculée comme la hauteur maximale atteinte par le CdM pendant la phase de vol (Kong, 2005; Cheng et Hubbard, 2004, 2005) :

$$\begin{aligned} h_2 &= \frac{v_z^2}{2g} \\ H &= 1,0 + h_2 + h_1 \end{aligned} \tag{1.1}$$

avec v_z la vitesse verticale du CdM au décollage (l'axe z est la verticale ascendante), g =

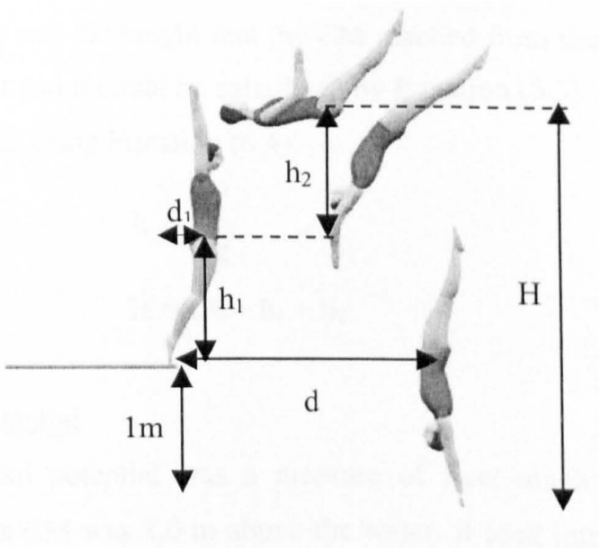


FIGURE 1.4 – Définition de la hauteur du saut et de la distance plongeur-plongeoir. Issu de Kong (2005).

$9,81$ m.s^{-2} l'accélération de la pesanteur et h_1 la hauteur du CdM au décollage. d est définie comme la somme de la position horizontale du CdM au décollage et de la vitesse horizontale du CdM au décollage multipliée par le temps de vol t (Kong, 2005).

$$t = \frac{v_z + \sqrt{v_z^2 - 2gh_1}}{g} \tag{1.2}$$

Enfin, Sanders (1999) s'est focalisé sur l'angle de la hanche à l'entrée dans l'eau pour étudier l'orientation du corps à cet instant. Cette orientation peut également être considérée comme l'angle entre la verticale et une ligne allant du milieu des centres des genoux à un point de la colonne vertébrale correspondant à 60 % de la distance entre le milieu des hanches et le milieu des épaules (Sayyah *et al.*, 2018).

1.3 Démarches d'analyse du plongeon sur tremplin, modèles et méthodes associés

Le compromis entre génération de la vitesse verticale, de la vitesse horizontale ainsi que du moment cinétique nécessaires au décollage est une base de travail sur laquelle se base l'ensemble des études de la littérature pour étudier le plongeon sur tremplin. Diverses démarches ont été mises en place pour déterminer des critères de performance, à savoir des quantités influant sur les variables d'intérêt associées à ce compromis.

On peut considérer deux grandes approches pour l'analyse du plongeon sur tremplin :

— l'analyse du mouvement, qui a pour but d'analyser une performance enregistrée éven-

tuellement associée à d'autres mesures expérimentales ;
— la génération de mouvement, qui a pour but de générer des performances régies par un jeu de paramètres donné pour étudier l'impact de leur variation sur le mouvement.

Pour mettre en place ces démarches d'analyse du geste sportif, que ce soit pour l'analyse ou la génération de mouvement, des données expérimentales sont requises. En effet, l'analyse de mouvement nécessite l'enregistrement d'une performance et la génération de mouvement se base sur des données expérimentales pour valider le mouvement simulé. De plus, des modèles sont souvent nécessaires pour estimer des quantités mécaniques nécessaires qui ne peuvent pas être mesurées. Les données expérimentales et modèles utilisés pour l'analyse de la performance en plongeon sur tremplin sont présentés dans la suite de cette section. Ensuite, les approches basées sur l'analyse et la génération de mouvement qui ont été utilisées pour l'étude du plongeon sur tremplin sont présentées.

1.3.1 Données expérimentales

La majorité des études en plongeon sur tremplin se basent sur des vidéos 2D dans le plan sagittal pour lesquelles des points anatomiques du plongeur et des points spécifiques du plongeoir (souvent appui et extrémité libre) sont repérés et numérisés manuellement. Le caractère manuel de cette méthode la rend sujette aux erreurs ce qui peut avoir des répercussions sur les quantités mécaniques calculées à partir de ces données (Kong, 2005; Sanders et Wilson, 1987). Sanders et Wilson (1987) ont proposé une méthode pour corriger ces erreurs pour le déplacement du centre de masse (CdM). La numérisation prend beaucoup de temps et souvent peu d'images sont traitées (fréquence d'échantillonnage faible). Néanmoins, des déplacements très rapides sont observés à différents instants du plongeon (notamment au touchdown) et cette méthode peut donc entraîner des erreurs élevées à ces instants du fait de l'imprécision dans le repérage de ces derniers (Miller et Munro, 1985a). Enfin, les vidéos 2D sont inadaptées dans le cas d'étude avec des mouvements hors plan (vrilles par exemple).

Cheng et Hubbard (2005) ont utilisé des données de capture de mouvement issues d'un système de capture optique. Cette technologie est réputée pour sa précision mais est très rarement utilisée pour l'étude du plongeon. En effet, cette technologie est très sensible aux reflets qui sont très présents à l'approche de la surface de l'eau. Cela nécessite de coller des marqueurs sur la peau, qui peuvent se décoller à l'entrée dans l'eau. C'est pourquoi lors de cette étude les plongeurs ont atterri sur un matelas.

Walker *et al.* (2017, 2019) montrent que l'utilisation de centrales inertielles placées sur les épines iliaques du plongeur permettent l'étude de la phase aérienne du plongeon. Les données des centrales inertielles sont synchronisées avec des données vidéos par l'intermédiaire d'une tape sur les centrales au début de l'essai. La vitesse et le déplacement angulaires sont obtenus par intégration des données des centrales inertielles. Une analyse de la variance effectuée sur des

variables cinématiques pour des plongeons avec des coefficients de difficultés croissants a permis d'observer les changements opérés sur ces variables en fonction de la difficulté des plongeons (Walker *et al.*, 2017). La variabilité dans les courbes représentant l'évolution des vitesses angulaires obtenues à partir des données inertielles pour deux plongeurs de niveaux différents a été étudiée à l'aide d'une analyse en composantes principales (Walker *et al.*, 2019). La variabilité en question a été étudiée en utilisant l'écart-type d'un score associé aux 5 premières composantes principales. Ce score a été déterminé en pondérant chaque courbe temporelle étudiée par la composante principale considérée et en l'intégrant sur un un intervalle donné. Cela a montré une plus faible variabilité chez le plongeur de plus haut niveau.

Jones et Miller (1996) ont montré que des données d'accéléromètres placées à l'extrémité libre du plongeoir permettaient d'obtenir des informations plus précises sur l'accélération du plongeoir que ce que l'on peut obtenir par différenciation des données de positions issues de vidéos. Néanmoins ces informations ne sont pas utilisables directement pour guider les entraîneurs sur l'amélioration de la performance.

Les mesures expérimentales pour l'analyse du geste sportif doivent être écologiques, à savoir ne pas perturber la réalisation de la performance que l'on cherche à étudier. En effet, l'étude de la performance via des outils perturbant sa réalisation peut biaiser les résultats (Jones et Miller, 1996; Cheng et Hubbard, 2005). C'est pourquoi des outils de mesure sont encore développés pour obtenir des résultats précis tout en contraignant le moins possible les athlètes dans leurs mouvements. Il s'agit par exemple d'outils spécifiques à des sports en particulier, des technologies sans marqueurs ou encore des dispositifs portables (Southgate *et al.*, 2016).

Principalement des données issues de vidéos 2D, éventuellement associées à des données de centrales inertielles et d'accéléromètres ont donc été utilisées pour analyser la performance en plongeon sur tremplin. La capture de mouvement à l'aide d'un système optoélectronique est plus rarement utilisée du fait de sa difficulté d'utilisation en dehors d'un laboratoire de mesure. L'ensemble de ces données peuvent être utilisées telles qu'elles pour analyser la performance. Elles peuvent également être associées à des modèles permettant d'avoir accès à d'autres quantités mécaniques que celles qui sont directement mesurées (coordonnées articulaires, accélérations angulaires, ...) ou obtenues par différentiation de ses dernières.

1.3.2 Modélisations du plongeur et du plongeoir et prise en compte de leur interaction

Modélisations du plongeoir

Différents modèles de plongeoir ont déjà été proposés dans la littérature (voir Figure 1.5). Le plongeoir a tout d'abord été modélisé par un système masse-ressort (Sprigings *et al.*, 1989) (Figure 1.5 a)). Ce modèle ne représente que l'extrémité du plongeoir pour un réglage de l'appui

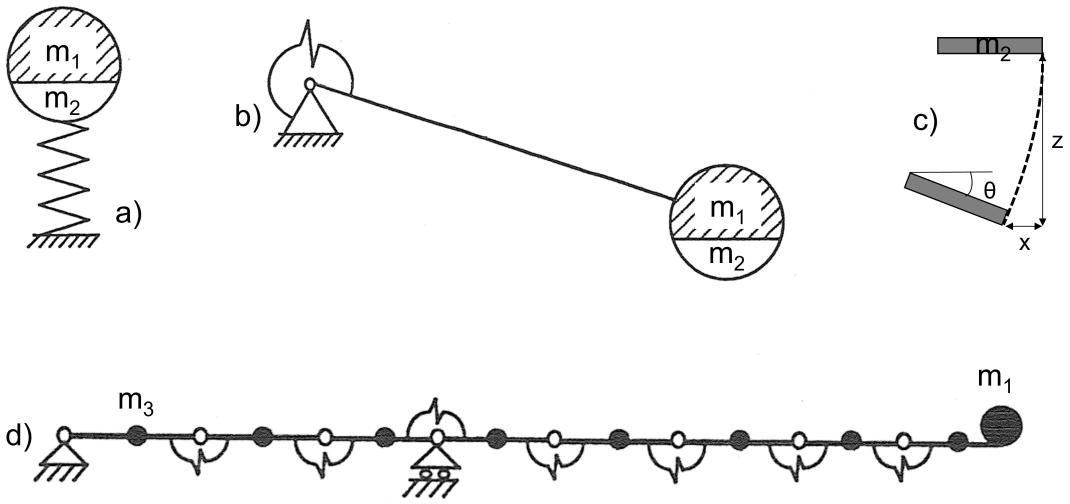


FIGURE 1.5 – a) Modèle masse-ressort (issu de Kooi et Kuipers (1994)). b) Modèle de poutre en rotation (issu de Kooi et Kuipers (1994)). c) Modèle à 3 DDL (issu de Kong (2005)). d) Modèle discrétisé (issu de Kooi et Kuipers (1994)). m_1 représente la masse du plongeur, m_2 celle du plongeoir et m_3 celle d'un élément du plongeoir.

donné. Des essais statiques ont été réalisés pour déterminer la raideur du modèle représentée par la loi de Hooke. La masse effective et l'amortissement du modèle masse-ressort ont été estimés à partir d'essais dynamiques lors desquels ont été disposés des accéléromètres à différentes distances de l'extrémité libre du plongeoir. Les effets de l'amortissement sur le mouvement du plongeoir ont été considérés comme négligeables, c'est pourquoi un modèle masse-ressort non amorti a été conseillé. La démarche de détermination des paramètres effectifs a été appliquée à un plongeoir Duraflex (Sprigings *et al.*, 1989) puis Maxiflex (Sprigings *et al.*, 1990). Cela a permis de comprendre pourquoi à cette époque la planche Maxiflex était souvent préférée par les plongeurs : cette dernière comportait des perforations à son extrémité à l'origine d'une souplesse plus importante. Cette caractéristique est d'ailleurs retrouvée dans les plongeoirs utilisés de nos jours. Miller et Jones (1999) ont proposé une procédure basée sur des essais dynamiques pour améliorer l'estimation de la raideur effective du modèle masse-ressort. Cette méthode établit une relation linéaire entre une masse ajoutée à l'extrémité du plongeoir lors des essais, la raideur et la masse effective du plongeoir. Différentes améliorations du modèle masse-ressort non amorti ont ensuite été proposées. Sprigings et Miller (2004) ont permis au modèle de plongeoir de s'incliner et ainsi produire une composante horizontale de la force de projection appliquée aux pieds du plongeur. Haake *et al.* (2010) ont ajouté des oscillations amorties au comportement oscillatoire du modèle pour suivre au mieux le déplacement observé expérimentalement à l'extrémité libre du plongeoir.

Kooi et Kuipers (1994) ont comparé le modèle masse-ressort non amorti (Figure 1.5 a)) à deux autres modèles : un modèle discrétisé du plongeoir complet (Figure 1.5 d)) et une poutre

rigide avec un ressort en torsion à son origine et une masse liée à son extrémité (Figure 1.5 b)). Dans le modèle discrétisé, chaque élément a une masse associée et les éléments sont liées entre eux par des ressorts de torsion. Dans le modèle de poutre rigide en rotation, la raideur du ressort et la masse à l'extrémité sont déterminées en se basant sur des considérations énergétiques (énergie cinétique pour la masse et énergie potentielle pour la raideur). L'ensemble de ces modèles ne prend pas en compte le contact unilatéral au niveau de l'appui. Cette étude a montré que le modèle discrétisé était le plus précis mais présentait un temps de calcul élevé. Il a également été montré que le modèle masse-ressort n'était pertinent qu'en petits déplacements. Le modèle de poutre a été présenté comme le meilleur compromis entre temps de calcul et précision.

Kong *et al.* (2004) ont proposé un modèle de plongeoir à 3 DDL dans le plan sagittal du plongeur (translation verticale, translation horizontale, rotation dans le plan) (Figure 1.5 c)). Il s'agit d'une barre rigide de 30 cm dont le comportement vertical est celui d'un système masse ressort non amorti. Le déplacement horizontal et la rotation sont définis comme des fonctions du déplacement vertical déterminées à partir d'une étude expérimentale. La raideur effective de cette portion de plongeoir dépend linéairement de la distance entre le point d'observation (là où se situent les pieds du plongeur) et l'extrémité libre du plongeoir.

L'ensemble de ces modèles ne considère jamais le plongeoir dans son ensemble. Cet aspect serait intéressant si l'on souhaite étudier l'évolution des énergies mécanique, potentielle et cinétique du plongeoir (Sinclair *et al.*, 2012), notamment pour les mettre en regard de la stratégie motrice du plongeur (Sanders et Wilson, 1988). En effet, peu d'études se sont intéressées à l'évolution de ces énergies. Kooi et Kuipers (1994) a calculé les énergies potentielle et cinétiques maximales du plongeoir pour différents cas de chargement et ce pour différentes modélisations du plongeoir. Mais cette étude ne s'intéresse pas aux échanges énergétiques avec le plongeur tout au long d'un plongeon.

Modélisations du plongeur

Le plongeur a également été modélisé de différentes façons. Si l'on s'intéresse principalement au comportement du plongeoir, le plongeur peut être représenté par une masse ponctuelle liée au modèle de plongeoir (Kooi et Kuipers, 1994). Le plus souvent, des modèles constitués de solides rigides polyarticulés sont utilisés pour décrire la cinématique du plongeur (ces modèles sont décrits dans la suite du paragraphe). La plupart des modèles sont plans, ce qui est adapté pour l'étude de l'ensemble des phases précédents la phase de vol. Néanmoins, des mouvements hors plan peuvent être observés pendant la phase de vol, notamment dans le cas de plongeons avec vrilles. Yeadon *et al.* (1990) ont utilisé un modèle 3D à 11 segments suivant une consigne en déplacement pour étudier des mouvements aériens dans divers sports (King et Yeadon, 2015), et notamment en plongeon sur tremplin (Sayyah *et al.*, 2018; Yeadon, 1993; Yeadon et Hiley, 2018, 2019). Le niveau de complexité du modèle dépend de la problématique à laquelle on cherche

à répondre. Les autres modèles utilisés pour l'étude du plongeon sur tremplin sont plans et sont composés de 2 (Cheng et Hubbard, 2004; Kong, 2010) à 14 segments (Sanders et Wilson, 1987, 1988). Kong (2005) a proposé une méthode basée sur les données de mouvement 2D et des mesures anthropométriques pour estimer des coordonnées 3D dans le cas de mouvements symétriques. Le modèle à 2 segments de Cheng et Hubbard (2004) considère uniquement les membres inférieurs comme des segments sans masse propre liés à leur extrémité haute à une masse ponctuelle correspondant à la masse du plongeur. Miller et Sprigings (2001) ont étudié l'effort nécessaire pour maintenir une position quasi-rigide carpée ou groupée en modélisant le plongeur comme un anneau avec une masse et un rayon donné tournant autour de son CdM. Le plus souvent, chaque segment est considéré comme ayant une masse propre. Les données inertielles du plongeur sont issues de données de la littérature comme celles issues de Dempster (1955); Dempster et Gaughran (1967); De Leva (1996), de mesures anthropométriques effectuées sur les sujets étudiés (Cheng et Hubbard, 2005) éventuellement associées à des méthodes comme celle de Yeadon (1990). Cette méthode considère 40 solides dans le corps humain qui sont définis grâce à 95 mesures anthropométriques. Elle permet d'estimer la masse et la position du CdM de chaque segment.

Certains modèles sont pilotés en effort en se basant sur les propriétés des muscles humains connues dans la littérature. Cela nécessite souvent de connaître des informations spécifiques au sujet comme le couple maximal que peut fournir chaque articulation. Ces informations peuvent être estimées empiriquement (Cheng et Hubbard, 2004) ou mesurées à l'aide d'un dynamomètre isocinétique (Kong, 2005). King *et al.* (2009) ont proposé une méthode d'optimisation permettant de déterminer des paramètres d'effort spécifiques au sujet étudié. L'erreur RMS (racine de l'erreur quadratique moyenne) entre des critères cinématiques et cinétiques de la simulation et ceux de performances filmées est minimisée. Le modèle de Kong (2005) comporte des masses oscillantes liées aux segments du corps par des systèmes ressorts-amortisseurs pour représenter les tissus mous. Ces masses oscillantes sont définies par des paramètres déterminés à partir de données issues de la littérature et de mesures anthropométriques associées à des modèles de la littérature. Ce modèle de plongeur est lié au plongeoir par des systèmes ressorts-amortisseurs dont les paramètres doivent également être déterminés. Ces paramètres sont déterminés par une méthode d'optimisation permettant de minimiser l'écart entre des quantités cinématiques et cinétiques d'une version de ce modèle asservie en déplacement et celles de plongeons filmés (Yeadon *et al.*, 2006). Cette méthode a également été utilisée pour déterminer les paramètres viscoélastiques des masses oscillantes et des paramètres du modèle de plongeoir associé (Kong *et al.*, 2004).

Même si ces modèles ont permis d'apporter de nombreuses contributions qui seront exposées dans les parties suivantes, ils présentent quand même des limites. Les seuls modèles 3D de plongeur proposés dans la littérature sont dédiés à l'étude de la phase de vol. Aucun modèle

3D n'est utilisé pour l'étude du hurdle et de l'impulsion. La courbure du tronc peut faciliter la génération du moment cinétique (Kong, 2005). Les modèles présentés ici considèrent tous le tronc comme un unique segment rigide, et ne prennent donc pas en compte cet effet. Lors de la phase de vol, les différents segments du corps sont en contact et exercent des efforts les uns sur les autres. Ces efforts sont très difficiles à prendre en compte. Or, le fait de ne pas les prendre en compte entraîne des erreurs dans l'estimation des couples articulaires nécessaires pour le maintien de la position en vol (Miller et Sprigings, 2001; Kong, 2010). L'utilisation d'un moment d'inertie constant lors de la phase de vol dès le décollage dans le modèle de Cheng et Hubbard (2008) tend à augmenter artificiellement le nombre de rotations effectuées par le modèle.

Prise en compte de l'interaction

Comme évoqué dans l'introduction de cette thèse, l'interaction entre le plongeur et le plongeoir est au cœur de la performance. La façon dont est prise en compte cette interaction est donc cruciale dans les modèles utilisés pour analyser la performance en plongeon sur tremplin. Le plongeur et le plongeoir exercent un effort d'interaction l'un sur l'autre. Cet effort est une image de l'interaction entre le plongeur et le plongeoir, il est donc important de l'estimer avec précision. L'amplitude, la direction et le point d'application (sur le plongeur comme sur le plongeoir) de cet effort d'interaction évoluent au cours du temps. Les hypothèses faites sur ces 3 caractéristiques de l'effort d'interaction ont une influence sur la précision de son estimation, ainsi que celle des quantités mécaniques calculées à partir de l'effort d'interaction en question (Sanders et Wilson, 1987).

L'évolution du point d'application au cours du temps est rarement prise en compte. Si le comportement du plongeoir est principalement étudié, alors le plongeur est modélisé comme une masse fixée à l'extrémité libre du plongeoir (Kooi et Kuipers, 1994). Lorsque le plongeur est modélisé dans son ensemble (modèle multi-corps), il est parfois fixé à l'extrémité libre du plongeoir (Cheng et Hubbard, 2004, 2005). Le modèle de plongeoir proposé par Kong *et al.* (2004) permet de faire varier la position du point de contact entre le plongeur et le plongeoir.

Certaines hypothèses sont parfois faites sur la direction de l'effort. Cet effort d'interaction entre le plongeur et le plongeoir possède 6 composantes. Les modèles traitant du hurdle et de l'impulsion sont des modèles 2D qui ne considèrent donc plus que 3 composantes maximum (force horizontale, force verticale, rotation dans le plan). La modélisation du plongeoir comme un système masse-ressort (Kooi et Kuipers, 1994) ne génère que la composante verticale de l'effort d'interaction. Or on sait qu'une force de projection horizontale est nécessaire pour générer le déplacement horizontal entre le plongeur et le plongeoir ainsi que le moment cinétique du plongeur.

Les hypothèses concernant le point d'application et la direction de l'effort d'interaction ont

une influence sur la précision de l'amplitude calculée. De plus, certains modèles ne prennent pas en compte les effets dynamiques des contacts intermittents entre le plongeur et le plongeoir ce qui peut modifier l'activation musculaire (Sprigings et Miller, 2004), tout comme la considération de liaisons sans frottement (Cheng et Hubbard, 2008).

1.3.3 Approches basées sur l'analyse de mouvement

Différentes démarches basées sur l'analyse de mouvement ont été utilisées pour déterminer des critères de performance en plongeon sur tremplin. Certaines comparent des plongeons similaires effectués par des plongeurs de différents niveaux et de genres différents (Miller et Munro, 1984, 1985a; Miller *et al.*, 1998; Sanders et Wilson, 1988; Jones et Miller, 1996; Sanders, 1999; Sanders et Gibson, 2000; Sanders, 2002; Sanders et Gibson, 2003; Sanders et Burnett, 2007). Une méthode d'analyse de la variance peut notamment être utilisée dans ce cas (Jones et Miller, 1996; Sanders et Gibson, 2000). Des comparaisons peuvent également être effectuées entre des plongeons avec des coefficients de difficultés différents, souvent réalisés par des plongeurs élites (Miller et Munro, 1985b; Miller *et al.*, 1998; Miller et Sprigings, 2001; Sanders et Wilson, 1988; Sayyah, 2017). Cela revient à chercher comment augmenter le nombre de rotations ou comment les effectuer dans une position plus difficile (carpé plutôt que groupé). Des comparaisons ont également été faites entre des plongeons similaires avec et sans vrilles (Sanders et Wilson, 1987). Il est également possible d'étudier la corrélation entre les variables que l'on souhaite étudier et l'objectif que l'on souhaite atteindre (par exemple une hauteur maximale du saut ou une orientation verticale à l'entrée dans l'eau (Sinclair *et al.*, 2012; Sayyah, 2017)) ou un critère que l'on souhaite étudier (par exemple la position des pieds sur le plongeoir au touchdown et au décollage du hurdle (Sayyah, 2017) ou la durée de la phase aérienne du hurdle (Miller *et al.*, 1998)). La prise en compte du score des juges fournit une analyse qualitative des plongeons étudiés et est intéressante pour les comparer entre eux (Miller et Munro, 1985b; Sanders et Wilson, 1988; Sanders, 1999). Néanmoins, cette information n'est disponible que lors de compétitions (Sanders, 1999) et dépend de nombreux facteurs (Miller et Munro, 1985b) ce qui la rend difficile à prendre en compte. Des alternatives comme la demande aux plongeurs étudiés d'évaluer leurs propres plongeons (Jones et Miller, 1996), ou à un coach observant les performances de les évaluer Barris *et al.* (2013), peuvent être utilisées.

Ces approches d'analyse de la performance utilisent des méthodes couramment utilisées pour l'analyse du mouvement humain. En effet, ces outils sont très utiles au domaine de l'analyse du geste sportif, car ils permettent de mieux comprendre comment améliorer la performance et prévenir les blessures (Zatsiorsky, 2000). En fonction des données d'entrée disponibles, l'analyse de mouvement peut se baser sur deux méthodes différentes :

— la dynamique directe, qui consiste à déterminer le mouvement résultant de forces connues ;
— la dynamique inverse, qui utilise comme données d'entrée les données cinématiques et

permet de déterminer les forces à l'origine du mouvement étudié.

Chèze (2014) présente les outils communément utilisés pour l'analyse du mouvement humain basée sur la dynamique inverse. Pour suivre le mouvement au cours d'une tâche que l'on souhaite étudier, on peut utiliser des vidéos, des systèmes à capture optique, des systèmes à cellules photosensibles et capteurs actifs, de la capture magnétique ainsi que des centrales inertielles. L'ensemble des données collectées à partir de ces différents outils permettent de réaliser une étape dite de cinématique inverse, visant à déterminer l'évolution des coordonnées articulaires au cours de la tâche étudiée. Pour ce faire, on considère le corps humain comme un système mécanique de solides rigides polyarticulés. On détermine ensuite l'évolution des efforts inter-segmentaires par une étape de dynamique inverse. Cette étape se base sur la résolution de l'équilibre dynamique du sujet et impose donc de connaître les efforts extérieurs qui s'appliquent sur ce dernier. Ces efforts sont souvent les efforts au sol et peuvent être mesurés en utilisant des plateformes d'effort par exemple. À l'issue de l'étapde de dynamique inverse, il est également possible de faire appel à la modélisation musculo-squelettique pour aller plus loin dans l'analyse en s'intéressant à la contribution des différents muscles dans la réalisation de la tâche étudiée. Cette démarche est synthétisée dans la Figure 1.6 ci-dessous :

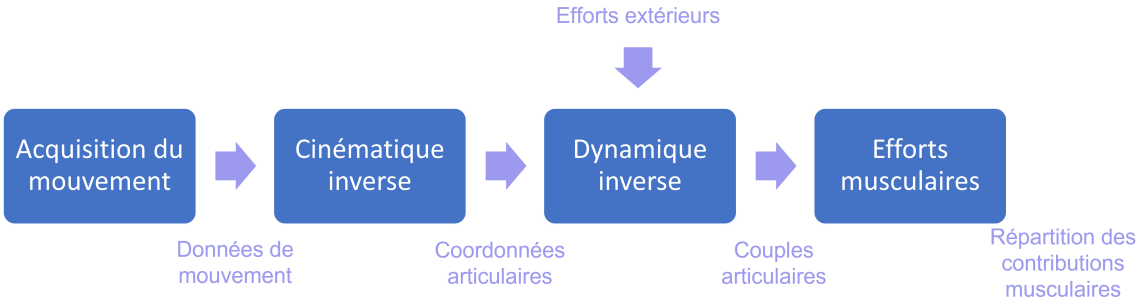


FIGURE 1.6 – Démarche d'analyse du mouvement basée sur la dynamique inverse.

1.3.4 Approches basées sur la génération de mouvement

L'analyse de mouvement permet donc de déterminer diverses informations utiles pour mieux comprendre la performance sportive. La génération de mouvement est également une démarche intéressante pour l'étude de la performance, notamment pour la recherche d'un mouvement optimal. En effet, cela permet de réaliser des expériences dans lesquelles l'ensemble des paramètres sont contrôlés. Chacun des paramètres peut alors être modifié séparément pour étudier son impact sur la tâche considérée, ce qui n'est pas le cas lors d'expérimentations réelles (Yeadon et King, 2008). Pour mettre en œuvre une démarche de génération de mouvement, on commence par développer un modèle dont le comportement sera régi par ses couples articulaires. La géné-

ration de mouvement utilise des méthodes de dynamique directe. Le modèle peut éventuellement être asservi en déplacement, comme le modèle de Yeadon *et al.* (1990) présenté dans une section précédente pour l'étude de la phase de vol de plongeons avec vrilles. De façon générale, les modèles utilisés pour la génération de mouvement permettent de simuler le mouvement d'une performance dont on connaît tous les paramètres d'entrée (Yeadon et King, 2008). Dans le cas d'un modèle biomécanique, les paramètres rendant le modèle spécifique au sujet étudié sont déterminés soit en se basant sur des données de la littérature, soit en effectuant des mesures sur l'individu étudié. Il est important d'évaluer le modèle développé avant de l'utiliser pour les applications visées, ce qui n'est pas toujours aisé à réaliser. L'évaluation nécessite de recueillir les données relatives à une performance réelle, de préférence réalisée par un sportif élite capable de réaliser une performance proche de l'optimale. Il faut ensuite définir une métrique prenant en compte toutes les caractéristiques de la performance à laquelle on veut faire correspondre le modèle. Un processus d'optimisation est utilisé pour déterminer les paramètres permettant de minimiser la métrique en question. Le modèle développé pourra ensuite être utilisé pour réaliser des simulations, notamment pour déterminer les paramètres d'une performance optimale. King et Yeadon (2015) présentent les modèles de simulation développés à l'Université de Loughborough au cours des 20 années précédant sa publication. Ces derniers sont des modèles biomécaniques éventuellement associés à des structures (comme le plongeoir par exemple). Ces modèles ont permis de mieux comprendre les performances associées à différentes activités sportives (sauts en hauteur et en longueur, triple saut ...) en comparant différentes techniques, en dissociant différents aspects de la performance pour évaluer les contributions de chacun d'entre eux, ou en simulant des performances optimales pour en déterminer les paramètres associés. La démarche de génération de mouvement est synthétisée dans la Figure 1.7 :

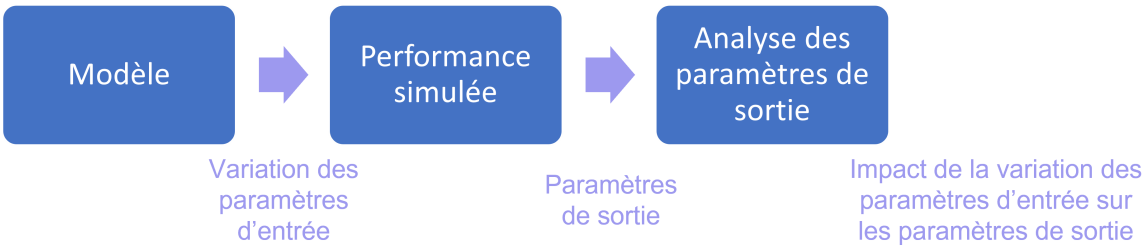


FIGURE 1.7 – Démarche de génération du mouvement.

La plupart des démarches d'analyse de la performance en plongeon sur tremplin basées sur la génération de mouvement a pour but de simuler une performance optimisée. Un jeu de paramètres à faire varier est défini pour atteindre la performance optimale, en partant généralement du jeu de paramètres permettant d'obtenir une simulation la plus proche possible de la perfor-

mance enregistrée. Des paramètres liés à l'activation musculaire font donc tout le temps partie des paramètres que l'on fait varier pour obtenir une performance optimale. Des paramètres cinématiques au touchdown comme l'orientation du corps (Sprigings et Miller, 2004) et la vitesse angulaire (Kong, 2005) peuvent aussi faire partie des variables de contrôle. Précédemment, nous avons présenté l'importance de la génération du moment cinétique et des vitesses verticale et horizontale au décollage. Les études cherchant à simuler des phases d'impulsion optimales se sont donc basées sur ces éléments. Le déplacement angulaire total lors de la phase de vol a été utilisé comme la fonction objectif à maximiser de façon à prendre en compte à la fois la hauteur et la rotation (Sprigings et Miller, 2004). Lorsque seul le critère de hauteur est pris en compte, c'est altitude maximale du CdM qui est maximisée (Cheng et Hubbard, 2004, 2005; Kong, 2005). Pour l'étude de la rotation, différentes fonctions objectifs ont été définies. (Cheng et Hubbard, 2008) ont proposé une fonction objectif dépendant de l'angle d'inclinaison du corps au décollage, du temps de vol, du moment d'inertie (supposé constant dès le décollage) et du moment cinétique par rapport au CdM au décollage. King *et al.* (2019) ont cherché à maximiser une fonction dépendant du potentiel de rotation et de l'orientation du corps au touchdown (instant initial dans la simulation). Le potentiel de rotation est une mesure du nombre de rotations effectuées quand le CdM atteint 1 m au-dessus de l'eau. Il prend en compte le moment cinétique et l'orientation du corps au décollage ainsi que le temps disponible pour effectuer les rotations (Kong, 2005).

Des contraintes permettant d'éviter des mouvements non réalistes sont souvent appliquées par des pénalités ajoutées dans la fonction objectif (Sprigings et Miller, 2004). Les contraintes appliquées peuvent produire des résultats très différents et doivent donc être considérées si l'on veut obtenir des résultats réalistes (King *et al.*, 2019). Des contraintes anatomiques comme l'amplitude articulaire sont souvent appliquées (Cheng et Hubbard, 2004, 2005, 2008; King *et al.*, 2019). D'autres contraintes cinématiques ont été utilisées comme une position du pied toujours au-dessus du plongeoir (Sprigings et Miller, 2004) ou une distance horizontale entre le plongeur et le plongeoir égale à celle observée expérimentalement (Kong, 2005; King *et al.*, 2019). Cheng et Hubbard (2004, 2005, 2008) ont également contraint le temps de contact entre le plongeur et le plongeoir. Cheng et Hubbard (2005) ont rajouté une contrainte sur le signe de la force de projection (vers le haut). Enfin, lorsque l'on considère une optimisation de la performance basée sur la hauteur du saut, le potentiel de rotation peut être contraint à rester égal à celui observé expérimentalement (Kong, 2005).

La plupart des méthodes basées sur la génération de mouvement utilisent des algorithmes de résolution évitant les problèmes de minimas locaux (algorithme génétique couplé à un simplex (Cheng et Hubbard, 2005, 2004), simplex avec différents points de départ (Cheng et Hubbard, 2008), recuit simulé (Kong, 2005; King *et al.*, 2019)). Les variables de contrôle, fonctions objectifs, contraintes et algorithmes de résolution utilisés pour générer des performances optimales en

plongeon sur tremplin sont récapitulés dans la Figure 1.8.

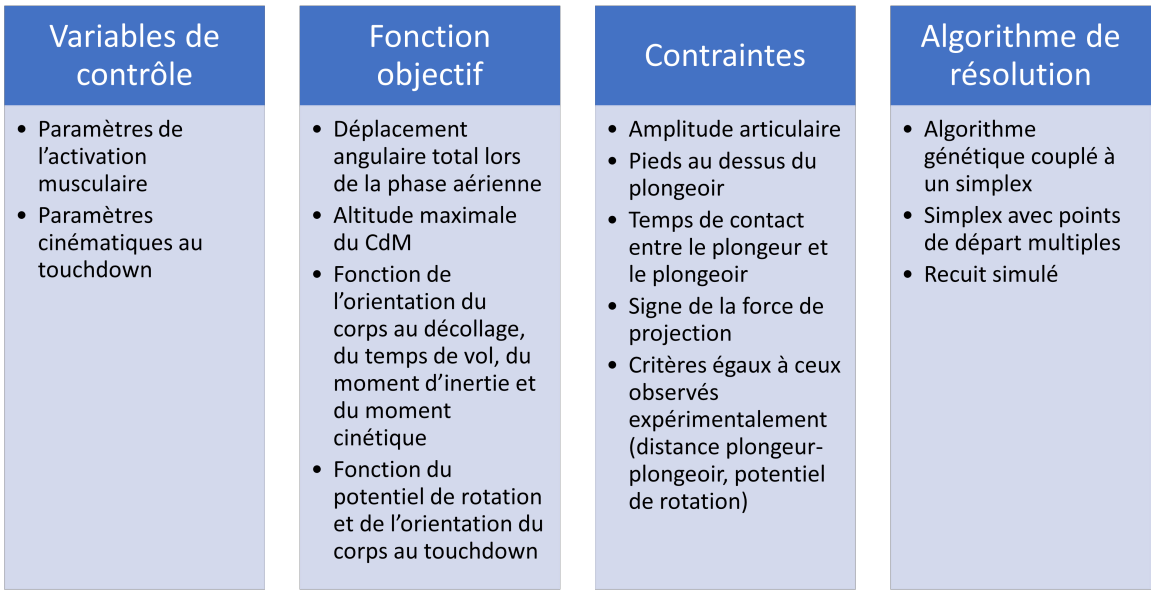


FIGURE 1.8 – Synthèse des variables de contrôle, fonctions objectif, contraintes et algorithmes de résolution utilisés dans la littérature pour générer des performances optimales en plongeon sur tremplin.

Des études ont aussi exploité la génération de mouvement pour étudier la variabilité lors de la phase d'impulsion (King *et al.*, 2019; Sayyah *et al.*, 2020). Ces démarches se basent sur les modèles de plongeur et de plongeoir proposés dans Kong (2005). King *et al.* (2019) ont réalisé des optimisations incluant des variations dans les profils d'activation musculaires pour savoir si une technique pré-planifiée au touchdown ou une technique d'anticipation lors de la phase de rappel du plongeoir (lors de l'impulsion) pouvaient être bénéfiques. Sayyah *et al.* (2020) ont perturbé les conditions initiales en se basant sur la moyenne et l'écart type des paramètres étudiés dans les performances enregistrées. L'impact de ces perturbations sur les variables en sortie sont étudiées (en termes de moyenne et d'écart type). Si ces perturbations amènent à de moins bonnes performances que celles enregistrées, alors cela montre que le plongeur a effectué des ajustements pour pallier ces variations. Pour la phase de déflexion du plongeoir (lors de l'impulsion), les vitesses verticale et horizontale du CdM ainsi que la vitesse angulaire du tronc au touchdown ont varié. Leur impact sur la vitesse horizontale du CdM et la vitesse angulaire du tronc au moment de la flèche maximale a été étudié. Pour la phase de rappel, la vitesse horizontale du CdM et la vitesse angulaire du tronc à l'instant de la flèche maximale ont varié. Leur impact sur le potentiel de rotation et la vitesse horizontale au décollage a été étudié.

Enfin, la génération de mouvement permet également de réaliser des simulations en donnant plusieurs évolutions au cours du temps aux paramètres d'entrée pour mieux comprendre leur

impact sur la performance. Kong (2010) a appliqué cette méthode à un modèle 2D à 2 segments, pilotable en couple et en déplacement, pour étudier les sauts en position carpée. Cela a permis d'étudier le comportement de la hanche lors de la phase de sortie (fin de la position carpée pour atteindre la position avant l'entrée dans l'eau).

Ces différentes démarches basées sur la génération de mouvement sont couramment utilisées car elles permettent d'étudier l'influence de paramètres d'intérêt sur la performance. Elles présentent tout de même des limites. Les performances optimisées sont dépendantes de la façon dont on définit le problème d'optimisation, notamment la fonction objectif et les contraintes (Kong, 2005; Cheng et Hubbard, 2008). Ces modèles dépendent des propriétés musculaires prises en compte. Cela peut être limitant et amener à des profils d'activation différents de la réalité (Sprigings et Miller, 2004).

1.4 Contributions à l'étude de la performance en plongeon sur tremplin

Les démarches présentées précédemment ont permis de déterminer de nombreux critères de performance en plongeon sur tremplin. Ces critères sont présentés pour chacune des 3 étapes définies au début de la revue de littérature (phase de vol, impulsion et hurdle).

1.4.1 Phase de vol

L'étude des plongeons avec vrille a montré les différentes techniques mises en œuvre pour les réaliser. Un tiers de la contribution à la réalisation de vrille provient de la phase de contact avec le plongeoir, le reste provient de techniques aériennes réalisées après le décollage (Yeadon, 1993). Les techniques aériennes sont réalisées à partir de mouvements asymétriques des bras, de flexion des hanches et de torsion du tronc (Yeadon et Hiley, 2018). Yeadon et Hiley (2019) ont confirmé que les techniques de contact (réalisées lors de la phase de contact entre le plongeur et le plongeoir) apportaient moins à la réalisation de vrilles que les techniques aériennes. Cette étude a également montré que les techniques de contact avaient un impact négatif sur l'orientation du corps à l'entrée dans l'eau, qui doit être la plus verticale possible.

Pour ce qui est des plongeons en position groupée ou carpée, un effort musculaire est nécessaire pour maintenir la position pendant la phase de vol. Cet effort est fonction de la vitesse angulaire du plongeur au carré (Miller et Sprigings, 2001). Le couple généré au niveau de la hanche est nécessaire pour permettre le maintien en position carpée et contrôler l'extension pendant la phase de sortie qui prépare l'entrée dans l'eau (Kong, 2010). Une position carpée plus serrée permet de minimiser le moment d'inertie du plongeur (Sanders et Gibson, 2000). Néanmoins cela nécessite un peu plus de temps et tend à écourter la période de préparation à l'entrée dans l'eau. Des recherches supplémentaires seraient nécessaires pour comprendre si la

difficulté à obtenir une position carpée plus serrée est due à la force nécessaire, à la structure anatomique ou à la capacité à gérer la position pendant la rotation.

Sayyah *et al.* (2018) ont montré que le plongeur effectuait des ajustements temporels des hanches et des bras pour réduire l'impact de la variabilité des conditions de décollage sur l'orientation à l'entrée dans l'eau.

1.4.2 Impulsion

Cette phase de contact entre le plongeur et le plongeoir est cruciale pour permettre au plongeur de générer les énergies de translation et de rotation nécessaires au décollage. Par exemple, l'augmentation de la vitesse verticale au décollage par rapport à celle au touchdown montre l'apport de l'interaction entre le plongeur et le plongeoir lors de la phase d'impulsion (Miller, 2000). La phase d'impulsion peut être divisée en deux phases : la phase de déflexion du plongeoir jusqu'à sa flèche maximale et sa phase de rappel après sa flèche maximale. Le plongeur va chercher à stocker un maximum d'énergie lors de la phase de déflexion (Sanders et Wilson, 1988). Cette dernière lui sera restituée lors de la phase de rappel, phase lors de laquelle le plongeur va donc chercher à minimiser la dissipation d'énergie (Miller et Munro, 1985b).

Un critère de performance souvent énoncé dans la littérature est la vitesse verticale du CdM du plongeur au touchdown (Miller et Munro, 1984, 1985b; Sanders et Wilson, 1988; Sinclair *et al.*, 2012; Sayyah, 2017). Cette dernière est liée à la hauteur du hurdle. Elle peut également être maximisée en adoptant une posture accroupie avant le touchdown, ce qui est souvent observé chez des plongeurs élites Miller (2000). Cette posture retarde l'instant de contact entre le plongeur et le plongeoir ce qui permet au plongeur d'atteindre une vitesse plus élevée au moment du touchdown (Sanders et Wilson, 1988). La position accroupie permet au plongeur d'avoir une extension plus importante lors de la phase de déflexion du plongeoir pour augmenter le travail effectué sur la planche lors de cette phase. Le travail considéré dans cette étude est celui contribuant à la hauteur du saut. Il est calculé en effectuant la différence entre les énergies potentielles et cinétiques du CdM au décollage et de ces mêmes énergies au touchdown. L'apport d'une extension importante est également avancé par Sinclair *et al.* (2012); Jones et Miller (1996) au sujet de la cheville et Sayyah (2017); Sanders et Gibson (2000); Sanders (2002); Sanders et Gibson (2003) au sujet de la hanche. Cette extension plus importante nécessite cependant un couple plus important dans les articulations du plongeur. Cette notion d'amplitude articulaire importante est aussi avancée comme un critère de performance par Miller et Munro (1985a) pour les genoux, les hanches et les épaules. Cette amplitude articulaire plus importante est permise par un temps de contact plus long avec le plongeoir, étant en partie permis par un réglage de l'appui amenant à un plongeoir plus souple (Jones et Miller, 1996). Ce type de réglage permet notamment d'obtenir une vitesse verticale responsable de la hauteur du saut plus importante au décollage, sans changer le profil d'activation musculaire (Jones et Miller, 1996; Cheng et

Hubbard, 2004, 2005). Néanmoins, l'apport d'un plongeoir plus souple est dépendant de la force que peut générer le plongeur à l'aide de ses membres inférieurs. Ce type de réglage est surtout bénéfique au plongeurs plus grands et plus lourds.

Une activation la plus lente possible pendant la phase de déflexion permet d'amplifier l'oscillation du plongeoir (Cheng et Hubbard, 2005). La synchronisation entre le touchdown et le début du mouvement de rotation des bras vers le haut est aussi annoncé comme un facteur favorisant la déflexion du plongeoir et donc le stockage d'énergie potentielle (Miller et Munro, 1984), mais cette contribution est moins importante que celle apportée par les membres inférieurs (Miller, 2000). Cheng et Hubbard (2004) ont confirmé l'importance de la contribution des membres inférieurs lors de la phase d'impulsion. Le plongeur stocke de l'énergie dans le plongeoir lors de sa phase de déflexion notamment grâce à une accélération verticale ascendante du plongeur relativement au plongeoir grâce à la contribution de ses membres inférieurs (Miller et Munro, 1984). Cette accélération verticale du CdM relativement au plongeoir a été calculée en représentant le corps humain par 3 segments (membres supérieurs, membres inférieurs, tronc et tête). Pour chaque segment, des contributions "actives" (isolées des deux autres segments) et "passives" (contribution provenant des autres segments) ont été calculées.

Théoriquement, la poussée des plongeurs sur le plongeoir lors de l'impulsion devait être synchronisée avec la flèche maximale du plongeoir. Miller et Munro (1985a) a cependant observé une poussée effectuée par des plongeurs élites lors de la phase de déflexion. (Sprigings et Miller, 2004; Cheng et Hubbard, 2004, 2005) ont montré que le couple maximal responsable de l'extension du genou devait être généré juste avant la flèche maximale du plongeoir pour des plongeons en arrière et renversés. L'effort maximal généré sur le plongeoir augmente (Kong, 2005) et l'extension du genou au décollage diminue (Sprigings et Miller, 2004) quand le degré de difficulté augmente, pour des plongeons du même groupe. Une position trop fléchie du genou à l'instant de la flèche maximale du plongeoir rend impossible la génération du couple nécessaire pour fléchir au maximum le plongeoir et maximiser la force de réaction du plongeoir (Sprigings et Miller, 2004).

C'est lors de la phase de rappel qu'une grande majorité du moment cinétique sera généré notamment grâce à la contribution à distance des segments (Miller et Munro, 1985b; Jones et Miller, 1996), notamment celle des bras (Cheng et Hubbard, 2008). Cette phase est donc cruciale étant donné que le moment cinétique restera constant après le décollage (Frohlich, 1979). L'amplitude de l'accélération descendante du plongeur relativement au plongeoir lors de la phase de rappel reflète la dissipation d'énergie du système composé du plongeur et du plongeoir (Miller et Munro, 1984).

L'instant du décollage est également un instant clé dans la performance en plongeon sur tremplin. Sanders et Wilson (1988) ont montré qu'une synchronisation entre une flexion minimale de la hanche (pour les plongeons en avant) et du genou (pour les plongeons en arrière)

avec l'instant du décollage était un facteur permettant de maximiser la hauteur du saut. Une diminution de l'activation musculaire du genou a été observée à l'approche du décollage (Cheng et Hubbard, 2005). La réalisation d'une vrille, pour un même nombre de sauts périlleux et un plongeon du même groupe, entraînent une flexion de la hanche plus importante au décollage (Sanders et Wilson, 1987). Ce phénomène est notamment dû au fait de vouloir initier le plus tôt possible une posture droite (Sanders, 1999). Les plongeurs expérimentés initient la vrille avant d'avoir une posture totalement droite, ce qui tend à réduire ce phénomène. Sinclair *et al.* (2012) ont montré qu'une position plus verticale au décollage permettait de maximiser la hauteur du saut, tout en rappelant le compromis avec un angle d'inclinaison important qui permet d'augmenter le moment cinétique nécessaire à la rotation. Il a d'ailleurs été observé que la phase d'impulsion durait plus longtemps pour des plongeons plus faciles du fait de l'obtention d'une posture plus droite au décollage (Miller *et al.*, 1998). En effet, la génération du moment cinétique est moins problématique et la hauteur du saut est donc priorisée. Sanders et Wilson (1988); Miller et Sprigings (2001) ont montré qu'augmenter la hauteur du saut peut également aider à maximiser le nombre de rotations, malgré le compromis entre ces deux problématiques énoncé en début de section. En effet la hauteur du saut et le temps de vol sont liés. Il est donc possible d'augmenter le nombre de rotations possibles en augmentant la hauteur du saut, même si cela tend à diminuer le moment cinétique. Cela permet également d'avoir plus de temps pour préparer l'entrée dans l'eau et la rendre plus esthétique (Sanders, 1999; Sayyah, 2017). Néanmoins, du fait de ce phénomène, Sayyah (2017) a observé une hauteur de saut plus faible pour des plongeons comportant plus de sauts périlleux. Cette observation est notamment importante si l'on s'intéresse à un même plongeon effectué en position carpée ou groupée. Pour réaliser un plongeon en position carpée plutôt que groupée (coefficient de difficulté plus élevé pour un même nombre de sauts périlleux), les vitesses verticales et angulaires sont plus faibles et le moment cinétique plus élevé. L'entraînement doit donc se focaliser sur une augmentation de la vitesse verticale au décollage pour un même moment cinétique de façon à augmenter le temps de vol (Miller et Sprigings, 2001).

Concernant l'étude de la variabilité, le plongeur utilise des stratégies d'adaptation pour compenser les variabilités observées lors de la phase d'impulsion (King *et al.*, 2019). Ces ajustements ont lieu lors de la phase de déflexion et lors de la phase de rappel (Sayyah *et al.*, 2020). Sayyah (2017) a montré qu'une plus grande variabilité était observée dans la cinématique du plongeur pour des plongeons plus difficiles. De plus, une plus grande variabilité au touchdown qu'au décollage du hurdle a été observée pour la distance entre les pieds du plongeur et l'extrémité libre du plongeoir.

Une partie des quantités mécaniques liées aux critères de performances lors de la phase d'impulsion est synthétisée sur la Figure 1.9. L'évolution des coordonnées et couples articulaires (notamment leurs amplitudes) aux différents instants clés sont également des critères de

performance de la phase d'impulsion.

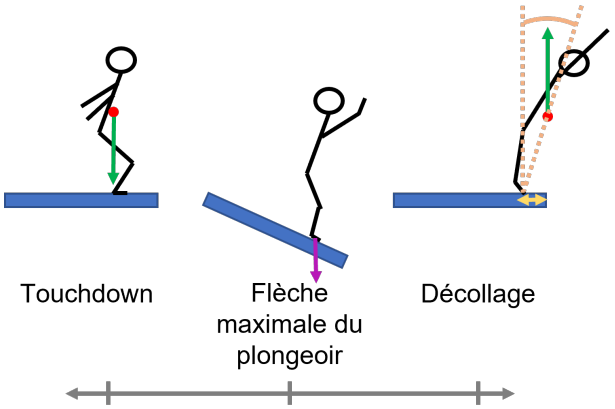


FIGURE 1.9 – Synthèse d'une partie des critères de performance lors de la phase d'impulsion. CdM en rouge, vitesses en vert, force de poussée en violet, durée du contact et instants clés en gris, distance entre les pieds du plongeur et l'extrémité libre du plongeoir en jaune, angle d'inclinaison au décollage en beige.

1.4.3 Hurdle

Sanders et Gibson (2000); Sanders et Burnett (2007) ont montré que le travail effectué sur le plongeoir lors du hurdle était un critère de la performance en plongeon sur tremplin, notamment lors du décollage du hurdle. Cependant peu d'études portent sur cette phase. Il est en effet difficile de modéliser le plongeoir lors de cette phase car, du fait de la proximité avec l'appui, seule une partie de la masse effective du plongeoir interagit avec une partie du poids du plongeur (Jones et Miller, 1996).

Lors du hurdle, le plongeoir rebondit sur l'appui entraînant des oscillations à l'extrémité libre du plongeoir différentes de celles observées lorsque le plongeoir est en contact avec l'appui (Miller *et al.*, 1998). Lors de la phase aérienne du hurdle, le plongeoir rebondit deux fois sur l'appui. C'est lors du troisième rebond que le touchdown a lieu. Le plongeur doit tenter de rentrer en contact avec le plongeoir au moment où ce dernier a sa vitesse maximale descendante (Jones et Miller, 1996; Miller *et al.*, 1998). Une régression linéaire a montré que la durée de la phase aérienne du hurdle était corrélée à la hauteur du premier rebond et au réglage de l'appui. En effet, plus le plongeur saute haut, plus le hurdle dure longtemps et plus le rebond du plongeoir est important. Le réglage de l'appui modifie la raideur du plongeoir et donc sa fréquence propre. C'est donc un facteur déterminant du temps optimal pour la phase aérienne du hurdle. Un réglage de l'appui avec une valeur plus élevée amenant à un plongeoir plus souple entraîne une vitesse verticale plus importante. Pour pouvoir bénéficier de cette caractéristique, le plongeur doit effectuer un hurdle plus haut et donc plus long pour atteindre le plongeoir au moment optimal. Une comparaison entre des plongeons similaires effectués par des hommes et des femmes a montré qu'en effet les hommes qui avaient tendance à effectuer des hurdles plus

longs, avaient également tendance à régler leur appui plus loin de l'extrémité libre. Un décollage du hurdle plus près de l'extrémité du plongeoir permet de sauter plus haut mais tend également à ralentir les oscillations du plongeoir.

Miller *et al.* (2002) ont étudié l'apport d'une période aérienne précédent le hurdle avec des plongeurs expérimentés dans cette technique. Cette dernière permet d'augmenter la durée du hurdle mais très peu la phase aérienne du plongeon. Cette technique étant plus complexe à réaliser et impactant négativement l'esthétisme du plongeon (pris en compte par les juges), il a été conclu qu'elle n'était pas pertinente.

Sayyah (2017) a étudié la variabilité du positionnement des pieds par rapport à l'extrémité libre du plongeoir au touchdown. Il a été montré que les plongeons plus difficiles demandaient un ajustement du plongeur lors du hurdle entre les différentes itérations d'un même plongeon. Le plongeur tend à réaliser un touchdown (et donc un décollage) le plus près possible de l'extrémité libre du plongeoir. La longueur du hurdle est ajustée en jouant sur la vitesse horizontale du CdM au décollage du hurdle en fonction de la position des pieds à cet instant.

Une partie des critères de performances lors du hurdle est synthétisée sur la Figure 1.10. Le travail du plongeur effectué sur le plongeoir est également un critère de performance lors du hurdle.

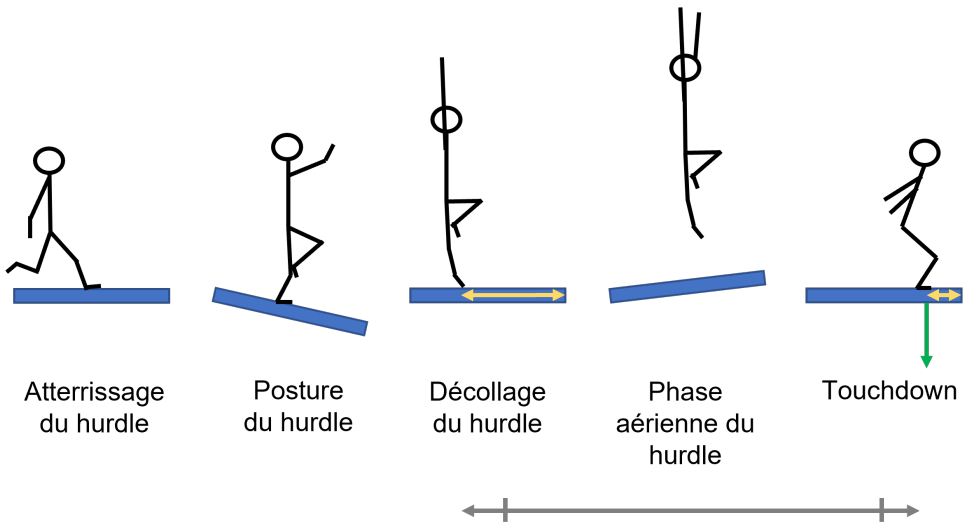


FIGURE 1.10 – Synthèse d'une partie des critères de performance lors du hurdle : Vitesse du plongeoir en vert, durée de la phase aérienne du hurdle et instants clés en gris, distance entre les pieds du plongeur et l'extrémité libre du plongeoir en jaune.

1.5 Synthèse

L'ensemble des outils présentés et des résultats qu'ils ont permis d'obtenir montre l'importance de l'étude des phases de contact entre le plongeur et le plongeoir. C'est en effet à partir

de ce contact, notamment lors de la phase d'impulsion, que le plongeur va acquérir le moment cinétique et les vitesses verticale et horizontale nécessaires au décollage pour réaliser les figures annoncées. C'est d'ailleurs pourquoi la phase d'impulsion est celle qui a été le plus étudiée pour déterminer des critères de performance en plongeon sur tremplin. Les conditions initiales de cette phase cruciale proviennent du hurdle, qui lui a été beaucoup moins étudié du fait de la complexité de sa modélisation.

Les résultats obtenus à ce jour permettent déjà d'en savoir plus sur une stratégie motrice optimale du plongeur. Des considérations sur la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir ont été abordées dans ces études. Les principaux critères de performance détaillés dans cette revue bibliographique sont récapitulés dans les Tableaux 1.1 et 1.2. On remarque que peu de critères énergétiques ont été étudiés. En effet, seul le travail du plongeur sur le plongeoir fait appel à des considérations énergétiques. Cela vient du fait que peu d'études ont été faites dans la littérature concernant les transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir. Il serait possible d'aller plus loin sur l'étude de ces transferts d'énergie en s'intéressant notamment à la vitesse du plongeoir et en allant plus loin sur l'étude de sa synchronisation avec la cinématique du plongeur (Sanders et Wilson, 1988; Sinclair *et al.*, 2012).

Tableau 1.1 – Critères de performances cinématiques en plongeon sur tremplin issus de la littérature

Phase de vol	Mouvements asymétriques des bras Flexion des hanches Torsion du tronc
Impulsion	Vitesse verticale du CdM au touchdown Amplitude articulaire des membres inférieurs Flexion minimale au décollage
Hurdle	Synchronisation touchdown - vitesse max du plongeoir Distance pieds - extrémité du plongeoir au décollage Distance pieds - extrémité du plongeoir au touchdown

Tableau 1.2 – Critères de performances dynamiques en plongeon sur tremplin issus de la littérature

Phase de vol	Couples articulaires pour le maintien en position
Impulsion	Synchronisation couple max du genou - flèche max Amplitude des efforts articulaires
Hurdle	Travail du plongeur sur le plongeoir

À ce jour, une unique portion du plongeoir (extrémité libre seulement, ou variable dans le temps) est considérée. Les caractéristiques de cette portion de plongeoir dépendent de facteurs qui peuvent varier d'un plongeon à l'autre, voire au cours d'un même plongeon (réglage de l'appui, distance avec l'extrémité libre du plongeoir). Une modélisation du plongeoir complet

permettrait d'avoir une vision d'ensemble du plongeoir permettant de dépasser ces limites. Cela permettrait d'étudier la réponse du plongeoir à la sollicitation issue du plongeur dans son ensemble, notamment lors d'un plongeon avec élan. Cela permettrait ainsi d'aller plus loin sur les considérations énergétiques que l'on cherche à étudier dans cette thèse.

Une grande partie des modèles utilisés considèrent le contact entre le plongeur et le plongeoir en un point unique du plongeoir, très souvent à l'extrémité libre du plongeoir. Le modèle de Kong (2005), qui est aujourd'hui un des modèles couramment utilisé pour l'étude du plongeon sur tremplin, permet l'étude de l'interaction du plongeur et du plongeoir à différents points du plongeoir. Ce point est important pour l'étude des plongeons avec élan (point de contact variable dans le temps) ainsi que pour prendre en compte la variabilité du positionnement des pieds du plongeur par rapport à l'extrémité libre du plongeoir. La force de projection sous les pieds du plongeur, au cœur de l'interaction à laquelle on s'intéresse dans cette thèse, est modélisée à partir de nombreuses hypothèses. Un nombre limité de points d'application sous les pieds du plongeur ont été définis, et ces derniers sont les mêmes tout au long du plongeon. S'intéresser à une modélisation de cet effort de projection plus proche de la réalité permettrait d'aller plus loin dans l'étude de l'interaction plongeur-plongeoir.

En ce qui concerne la génération de mouvement, les performances simulées sont très dépendantes de la définition du problème. Cela peut rendre difficile l'interprétation des résultats obtenus à partir de ces simulations. Les démarches basées sur l'analyse de mouvement ne permettent pas d'étudier d'autres performances que celles enregistrées. La comparaison entre différentes performances réalisées est donc nécessaire pour l'analyse de la performance basée sur l'analyse de mouvement.

Enfin, la grande majorité des études présentées ici basent leur analyse sur des vidéos 2D de plongeons. Cet outil présente des limitations pour l'étude des mouvements hors plan ainsi que des imprécisions due au caractère manuel de leur traitement. L'arrivée dans un milieu aquatique ainsi que le caractère déformable du plongeoir et son interaction avec le plongeur rendent cependant difficile l'utilisation d'autres technologies. De plus, les modèles de plongeur utilisés pour le hurdle et l'impulsion sont également 2D. Même si cette hypothèse semble pertinente aux vues du mouvement réalisé, aucune étude n'a validé la pertinence de cette hypothèse, notamment pour des quantités dynamiques.

1.6 Positionnement et structure de la thèse

L'objectif de cette thèse consiste à déterminer des critères de la performance en plongeon sur tremplin. L'idée est de se focaliser sur des notions de synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir notamment en se basant sur des considérations énergétiques. Dans ce but, un nouveau modèle d'interaction plongeur-plongeoir est proposé. Ce dernier repose sur ce

que nous appellerons par la suite un couplage faible entre un modèle de plongeur et un modèle de plongeoir. Ce couplage faible consiste à considérer de façon indépendante les modèles du plongeur et du plongeoir. Un modèle biomécanique du plongeur est utilisé pour reproduire le comportement d'un plongeur étudié expérimentalement, sans prendre en compte le modèle du plongeoir. Il en est de même pour le plongeoir vis-à-vis du plongeur. Cela permet d'exploiter des outils de la biomécanique pour le modèle du plongeur et des outils de la dynamique des structures pour modéliser le plongeoir sans se contraindre en liant les deux. Il faut donc fournir une image de l'interaction entre le plongeur et le plongeoir à chacun des modèles envisagés. Cela peut se faire en considérant les forces et moments d'interaction (F&MI) entre le plongeur et le plongeoir. Lorsque l'on s'intéresse au plongeur, le plongeoir est réduit à l'effort qu'il applique sur le plongeur au cours du temps, et réciproquement pour le plongeoir.

Le plongeur est modélisé par un système de solides rigides polyarticulés en 3D. Ce même modèle est utilisé pour l'étude de plongeons complets. Les F&MI sont calculés en plusieurs points discrets répartis sous les pieds du sujet. Le modèle comporte deux segments pour modéliser le tronc (alors qu'un unique segment était utilisé dans les modèles présentés précédemment), ce qui peut améliorer la prise en compte de la courbure de ce dernier lors de la phase de vol. Les efforts dûs au contact entre les différents segments du corps lors de la phase de vol ne sont pas pris en compte, amenant aux mêmes limitations que les modèles existants déjà dans la littérature. Cette thèse se focalisant sur l'interaction entre le plongeur et le plongeoir, qui a lieu avant le décollage du plongeur, cette limite présente un impact mineur sur l'analyse proposée. Le modèle du plongeur est implémenté dans la librairie Matlab (Release R2021a, MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States) CusToM dédié à la modélisation musculo-squelettique (Muller *et al.*, 2019). Même si ce logiciel permet la prise en compte des muscles dans le modèle, cela ne sera pas pris en compte et seul un modèle ostéo-articulaire associé à des données inertielles sera défini.

Comme évoqué dans la revue bibliographique, Kooi et Kuipers (1994) ont conclu qu'une modélisation du plongeoir complet comme une succession d'éléments discrets présentait un temps de calcul très élevé, notamment si l'on souhaitait le coupler à un modèle du plongeur. Cette étude date des années 90 et depuis ce type de modélisation n'a pas été étudié de nouveau. Or les ressources informatiques ont beaucoup évolué depuis et permettent donc de considérer cette approche pour un temps de calcul raisonnable. De plus, le couplage faible avec le modèle de plongeur évite la complexité de couplage avancée par Kooi et Kuipers (1994). Un modèle éléments finis (EF) du plongeoir complet est donc proposé dans cette thèse. Le plongeoir est une structure déformable élancée qui amène à le modéliser par une poutre. Le modèle proposé est 2D et ne prend donc pas en compte la torsion du plongeoir, tout comme l'ensemble des études précédentes. Le modèle du plongeoir est implémenté en utilisant le logiciel Matlab ATL4S dédiée à la modélisation par EF (Grange, 2021).

L'analyse proposée ici se base sur les outils de l'analyse du mouvement. L'utilisation des modèles proposés pour effectuer de la génération de mouvement est envisageable mais constitue des perspectives de la thèse. On cherche donc ici à faire en sorte que les modèles utilisés reproduisent le comportement de performances enregistrées. Le plongeoir est difficile à instrumenter du fait de son caractère déformable et de son interaction avec le plongeur. La modélisation du plongeoir proposée nécessite cependant de capturer le mouvement du plongeoir complet. L'utilisation d'un outil de capture de mouvement commun pour le plongeur et le plongeoir est appropriée pour pouvoir suivre avec un même système le mouvement du plongeur et celui du plongeoir. Pour l'étude du mouvement humain, les systèmes de capture optique sont la référence en termes de précision pour collecter des données de mouvement (Southgate *et al.*, 2016). Cette technologie nécessite de coller des marqueurs réfléchissants sur le sujet étudié. Il est donc nécessaire de prendre des précautions lors de l'étude d'une performance en partie aquatique pour limiter les pertes de marqueurs. De plus, la capture de mouvement à partir de systèmes optiques très sensible aux reflets, ce qui est difficile à gérer lors d'études hors laboratoire. Ce phénomène est d'autant plus important lorsque que le sujet étudié s'approche de la surface de l'eau. Dans cette thèse, nous avons fait le choix d'utiliser cette technologie pour étudier le plongeon sur tremplin afin de tirer profit de sa précision. Des précautions ont été prises pour limiter la perte de marqueurs. Elles seront détaillées dans le chapitre 2 de ce manuscrit. De plus, comme évoqué précédemment, cette thèse se focalise sur l'interaction entre le plongeur et le plongeoir. L'arrivée dans l'eau, très problématique à cause des reflets, est donc un problème secondaire.

Les données de capture de mouvement sont utilisées pour obtenir un modèle de plongeur spécifique au sujet étudié et un modèle de plongeoir caractérisé de sorte à reproduire le comportement du plongeoir réel. Pour obtenir un modèle de plongeur et un modèle de plongeoir reproduisant le mouvement de ceux étudiés expérimentalement, il est nécessaire de leur appliquer les F&MI. L'utilisation de plateformes d'effort sur le plongeoir n'est cependant pas possible pour déterminer l'évolution des F&MI. Dans les études portant sur l'analyse du mouvement humain, la question du caractère non écologique de la mesure des efforts au sol a déjà été discutée. Cela a amené à des méthodes permettant d'estimer les efforts au sol en se basant sur les données de mouvement. Muller *et al.* (2020a) ont proposé une méthode pour prédire les efforts au sol qui sera réutilisée dans cette thèse. Cette dernière sera toutefois modifiée pour prendre en compte l'interaction avec le plongeoir.

Les outils utilisés dans cette thèse pour étudier l'interaction plongeur-plongeoir sont récapitulés dans le Figure 1.11. Pour résumer, on commence par collecter des données de capture de mouvement du plongeur et du plongeoir. Les données de mouvement du plongeur sont utilisées pour réaliser le modèle de plongeur. Ce dernier est ensuite utilisé en association avec les données de mouvement du plongeoir pour estimer les F&MI. Parallèlement, on utilise les données de mouvement du plongeoir pour réaliser un modèle de plongeoir. Les F&MI précédemment

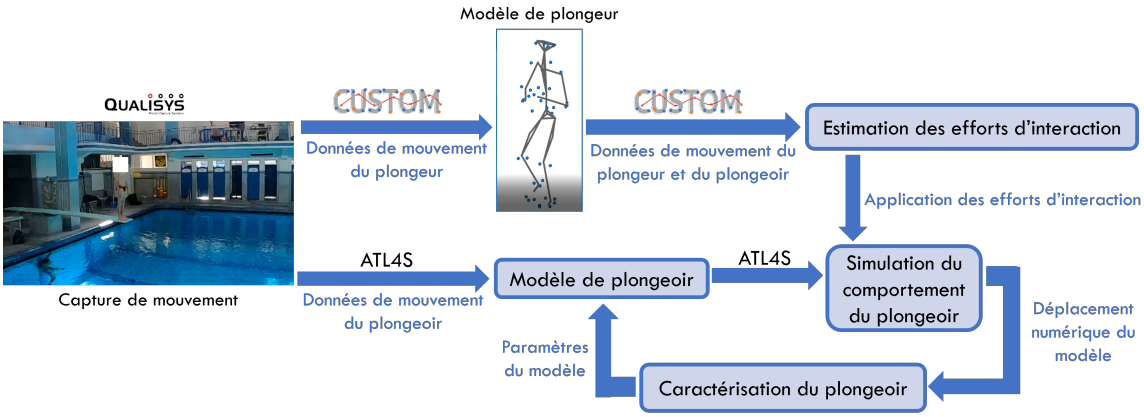


FIGURE 1.11 – Modèle d'interaction plongeur-plongeoir et méthodes associées.

estimés sont appliqués au modèle de plongeoir pour étudier son comportement en réponse à la sollicitation issue du plongeur. Une méthode de caractérisation a été développée pour déterminer les paramètres du modèle de plongeoir permettant d'obtenir un déplacement numérique les plus similaire possible au déplacement observé expérimentalement.

À ce stade nous avons donc tous les outils nécessaires pour répondre à la problématique de cette thèse. Ces outils permettent de calculer les quantités mécaniques d'intérêt utilisées dans la littérature pour analyser la performance en plongeon sur tremplin. Ils permettent, de plus, d'étudier le comportement du plongeur en 3D et le comportement du plongeoir complet en 2D tout au long du plongeon. Cela permet d'aller plus loin sur les considérations énergétiques tout en les mettant en regard de la cinématique du plongeur dans l'optique de déterminer une stratégie motrice optimale. Comme énoncé dans l'introduction, une des spécificités du plongeon sur tremplin est l'interaction entre un athlète et une structure élancée déformable. Cette spécificité se retrouve également dans le saut à la perche. C'est pourquoi nous nous sommes également intéressés aux outils utilisés pour étudier cette discipline. Par exemple, Morlier (1999) considère le perchiste comme un système de solides rigides polyarticulés et la perche comme une poutre 2D modélisée grâce à la méthode des EF. Ces similitudes nous ont conduit à réfléchir à chercher si des études s'étaient intéressées plus particulièrement aux échanges énergétiques qui s'opèrent entre la perche et le perchiste. C'est le cas de l'étude de Arampatzis *et al.* (2004) qui définit des critères énergétiques permettant d'étudier la stratégie motrice du perchiste. Une étude analogue est proposée dans cette thèse pour l'application au plongeon sur tremplin. Les modèles utilisés dans cette thèse permettent de calculer l'évolution des énergies du plongeur et du plongeoir au cours d'un plongeon enregistré, ce qui permettra de mettre cette méthode en œuvre dans notre cas. Les différents instants clés présentés dans la Figure 1.2 seront calculés et mis en regard des différentes quantités mécaniques énoncées pour analyser des notions de synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir.

La démarche suivie lors de cette thèse a maintenant été présentée et permet d'appréhender le plan détaillé de cette dernière. Le chapitre 2 traitera de la méthode de prédiction des F&MI. Cette méthode s'appuie sur une méthode d'estimation des GRF&M basée sur le mouvement du sujet étudié Muller *et al.* (2020a), et la modifie de façon à prendre en compte le caractère déformable du plongeoir. Le modèle du plongeur utilisé sera donc détaillé dans ce chapitre. Cette méthode a été validée à partir d'une expérimentation de capture de mouvement faisant évoluer plusieurs sujets sur une plateforme mobile instrumentée permettant la mesure de l'effort à prédire.

Le chapitre 3 sera dédié à la modélisation du plongeoir. Le modèle en lui-même ainsi que la méthode d'application des F&MI précédemment prédits seront détaillés. Une méthode de caractérisation du modèle en question sera proposée. Cette dernière sera validée à partir d'essais de capture de mouvement de plongeons réalisés par un plongeur amateur.

Les outils présentés aux chapitres 2 et 3 seront appliqués à l'étude de plongeons réalisés par un plongeur de niveau international. L'analyse de ces données aura pour but de déterminer les critères de performance qui constituent l'objectif de cette thèse. Les méthodes de calcul des quantités mécaniques d'intérêt ainsi que des instants clés seront détaillées. Une comparaison entre des plongeons en avant (avec course d'élan) comportant des nombres de sauts périlleux différents sera utilisée pour déterminer les critères en question. 3 études seront menées : une portant sur la poussée du plongeur sur le plongeoir lors de l'impulsion, une portant sur l'amplitude des F&MI lors du hurdle et de l'impulsion, et une portant sur les transferts d'énergies entre le plongeur et le plongeoir.

Chapitre 2

Estimation des efforts d'interaction

2.1 Introduction

Les F&MI sont nécessaires pour pouvoir réaliser le couplage faible entre les modèles de plongeur et de plongeoir. Les plateformes de force sont couramment utilisées pour mesurer les forces et moments de réaction au sol (GRF&M). Il n'est cependant pas possible d'instrumenter le plongeoir avec des plateformes de forces du fait de son caractère déformable et de son interaction avec le plongeur, notamment pour les plongeons avec course d'élan. Les F&MI, qui sont les GRF&M dans le cas d'un plongeon sur tremplin, doivent donc être estimés. Des études se sont déjà intéressées aux 3 composantes des F&MI dans le plan sagittal du plongeur. Ainsi, Sprigings et Miller (2004) et Kong (2005) se basent sur le modèle de plongeoir, assimilé à un système masse-ressort, pour estimer les F&MI. Après avoir déterminé les paramètres du modèle de plongeoir, l'observation de son déplacement permet ainsi d'estimer les F&MI. De plus, Sprigings et Miller (2004) considèrent un unique point de contact situé sous les pieds du plongeur à l'extrémité libre du plongeoir. Cela ne permet donc pas l'étude d'un plongeon avec course d'élan. Ce n'est pas le cas du modèle de Kong (2005) qui considère 3 points de contact sous les pieds du sujet (talon, articulation métatarso-phalangienne et extrémité des orteils) dans le plan sagittal liés au plongeoir par des systèmes ressorts-amortisseurs. Les paramètres de la portion du plongeoir en contact avec les pieds du plongeur sont déterminés. Ces paramètres dépendent de la position des pieds sur le plongeoir ce qui permet d'étudier un contact en tout point du plongeoir. Cette méthode entraîne cependant des oscillations dans la composante horizontale de l'effort si les 3 points de contact sous les pieds du plongeur ne sont pas en contact avec le plongeoir. Sanders et Wilson (1987) ont basé le calcul des F&MI sur le déplacement du CdM du plongeur. Les F&MI sont considérés comme agissant en un unique point sous les pieds du plongeur. Ces différentes méthodes ont permis d'étudier les F&MI dans le plan uniquement. En basant le calcul des F&MI sur un modèle 3D du plongeur, les 6 composantes des F&MI pourraient être estimées, et ce pour chaque pied indépendamment l'un de l'autre. De plus, les modèles proposés dans la littérature considèrent un nombre limité de points de contact sous les pieds du plongeur, qui restent les

mêmes tout au long du plongeon. La prise en compte de points de contact plus nombreux sous les pieds du sujet pouvant varier au cours du temps pourraient permettre d'aller plus loin sur l'étude des F&MI et ainsi en savoir plus sur l'interaction entre le plongeur et le plongeoir.

C'est pourquoi nous nous sommes intéresses aux méthodes de prédiction des GRF&M basées sur le mouvement du sujet humain. En analyse du mouvement, les méthodes basées sur la dynamique inverse sont couramment utilisées pour calculer des variables biomécaniques à partir de données de mouvement (Erdemir *et al.*, 2007). Les GRF&M sont nécessaires pour résoudre l'équilibre dynamique du modèle biomécanique associé au sujet étudié. Les plateformes de force contraignent le mouvement du sujet à un espace de capture très limité. C'est pourquoi des méthodes de prédiction des GRF&M basées sur le mouvement du sujet ont été développées.

Les problèmes de dynamique inverse impliquant des contacts multiples sont sous-déterminés. Trois approches basées sur le mouvement du sujet ont été proposées dans la littérature pour résoudre ce problème : les approches analytiques, celles basées sur le machine learning et les approches par optimisation.

Les approches analytiques distribuent les GRF&M globaux parmi plusieurs points de contact ou prédisent les GRF&M à chaque point de contact (Jung *et al.*, 2016) en utilisant des relations analytiques entre les forces extérieures et les variables cinématiques. Les GRF&M globaux sont distribués entre les deux pieds pendant les phases de contacts multiples en se basant sur le déroulement du cycle de marche (Koopman *et al.*, 1995; Karatsidis *et al.*, 2017) ou la position du CdP (Dijkstra et Gutierrez-Farewik, 2015). Cette approche a été appliquée à l'étude de la marche uniquement.

Les approches basées sur le machine learning utilisent des théories statistiques d'apprentissage, et le plus souvent des réseaux de neurones. Un réseau de neurones est entraîné à partir de données de capture de mouvement et de capteurs d'efforts pour reproduire les relations entre des paramètres cinématiques et les GRF&M (Oh *et al.*, 2013). Néanmoins, ces approches nécessitent une grande quantité de données (Johnson *et al.*, 2019) et chaque modèle est entraîné pour une tâche spécifique. Les modèles moyens déterminés sont indépendants des spécificités des sujets étudiés. De plus, les données d'entrée sélectionnées dépendent de l'étude réalisée. Par exemple, une étude 2D limitée aux membres inférieurs nécessite des données d'entrée restreintes (Lim *et al.*, 2020).

Enfin, les approches par optimisation distribuent les GRF&M en minimisant une fonction de coût qui dépend des forces extérieures et qui est contrainte par l'équilibre dynamique du sujet. Des surfaces de contact (Van Hulle *et al.*, 2020) ou un ensemble de points de contact discrets (Fluit *et al.*, 2014; Skals *et al.*, 2017; Muller *et al.*, 2020b,a; Jung *et al.*, 2014, 2016) sont considérés pour modéliser le contact. Ces approches ont montré leur capacité à prédire les efforts extérieurs pour l'étude de sujets et de mouvements variés.

Toutes ces méthodes font l'hypothèse d'un sol statique et horizontal, ce qui n'est pas le

cas lors de l'interaction avec un tremplin. Beaucoup d'autres sports et de tâches professionnelles impliquent une interaction avec une structure mobile et/ou non-horizontale (travail sur plateforme élévatrice, skateboard, ski sur une pente). Les études du contrôle postural humain nécessitent également l'utilisation de structures mobiles (Preuss et Fung, 2004; Roberts *et al.*, 2019). C'est pourquoi une méthode de prédiction des GRF&M adaptée aux tâches impliquant une interaction entre un sujet humain et une structure mobile et/ou non-horizontale pourrait permettre d'ouvrir l'analyse biomécanique à ces applications. La prédiction des GRF&M pour ces applications présente deux challenges : la prise en compte de la dynamique de la structure pendant le processus de prédiction des GRF&M (Preuss et Fung, 2004; Roberts *et al.*, 2019) et la détection de contact entre la structure et les pieds du sujet.

La problématique de l'interaction entre un sujet humain et une structure mobile et/ou non horizontale se retrouve dans d'autres applications que le plongeon sur tremplin. C'est pourquoi une méthode générique applicable à des structures mobiles et/ou non-horizontales quelconques a tout d'abord été développée. Cette dernière se base sur une méthode de prédiction des GRF&M utilisant une approche par optimisation (Muller *et al.*, 2020a) (désignée comme "méthode originale" dans la suite de ce chapitre). L'étape de détection de contact de cette méthode a été modifiée pour prendre en compte l'interaction avec une structure mobile et/ou non horizontale. Pour évaluer la précision de la méthode proposée, une structure mobile équipée avec des plateformes de force, mesurant les GRF&M appliqués sous les pieds du sujet, a été utilisée en synchronisation avec un système de capture de mouvement optoélectronique. Les GRF&M mesurés ont été comparés à ceux prédits avec la méthode proposée dans ce chapitre pour évaluer sa précision et donc l'impact de la modification de l'étape de détection de contact. Cette méthode générique de prédiction des GRF&M a été publiée dans Demestre *et al.* (2022b). Dans un second temps, des modifications ont été appliquées à cette méthode générique pour permettre son application à des essais de plongeons. Ces modifications ont été détaillées dans Demestre *et al.* (2022a).

2.2 Méthode de prédiction générique

2.2.1 Procédure expérimentale

Les données de capture de mouvement ont été enregistrées à l'aide du système optoélectronique Qualisys (composé de 22 caméras 12 Mpixels OQUS 7+ à 200 Hz). 20 sujets (6 femmes et 14 hommes) âgés de 29 ± 9 ans, mesurant 180 ± 10 cm et pesant 70 ± 10 kg ont participé à cette étude. Cette dernière a été approuvée par le Comité Opérationnel d'Evaluation des Risques Légaux et Éthiques (2021/06, 02/22/2021). Tous les sujets ayant participé à cette étude ont signé un formulaire de consentement éclairé.

Pendant cette expérimentation, les sujets ont réalisé différentes tâches lors desquelles ils

étaient debout sur deux plateformes d'effort (une par pied). Ces plateformes d'effort étaient composées d'un plateau inférieur en alliage d'aluminium (le même pour les deux plateformes), un capteur d'effort à 6 composantes (MCS10 5 KN, 200 Hz, précision jusqu'à une classe de précision de 0,1, HBM, Allemagne) pour chaque plateforme et un plateau supérieur en alliage d'aluminium pour chaque plateforme. Les deux plateaux supérieurs étaient recouverts d'un revêtement anti-dérapant. Les plateformes d'effort étaient fixées sur un dispositif mobile fourni par l'entreprise CL corporation (SASU, France) (Figure 2.1).

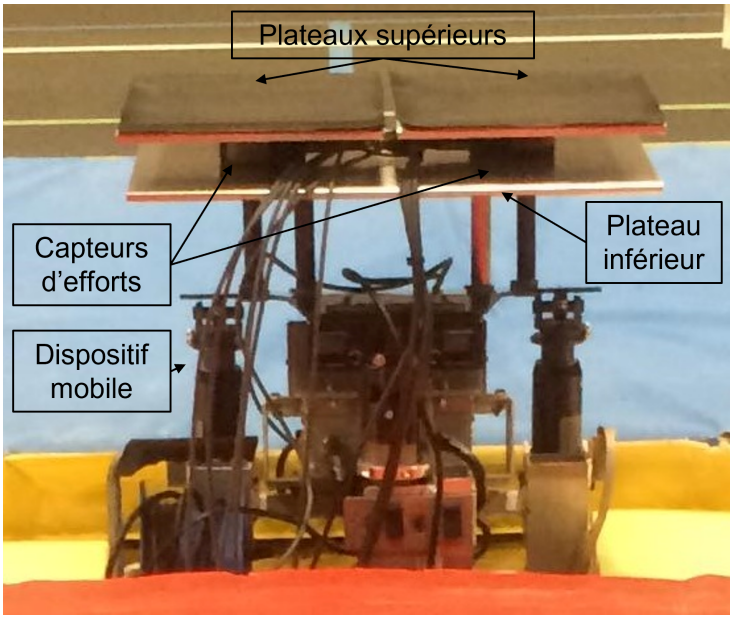


FIGURE 2.1 – Plateformes d'effort fixées sur le dispositif mobile.

45 marqueurs réfléchissants ont été disposés sur des repères anatomiques standardisés comme recommandé par l'International Society of Biomechanics (Wu *et al.*, 2002, 2005). 3 marqueurs supplémentaires ont été disposés dans des coins du plateau inférieur des plateformes d'effort pour pouvoir reconstruire le repère local associé aux plateformes.

Une gamme de mouvements (activation séquentielle de chacune des articulations) a été réalisée dans le but d'être utilisée pour mettre à l'échelle le modèle du sujet.

Après une phase d'entraînement permettant aux sujets de se sentir à l'aise sur la structure mobile, les sujets ont réalisé 20 essais (5 répétitions de 4 combinaisons de mouvement, Fig. 2.2). La structure mobile a été programmée pour effectuer les deux mouvements décrits ci-après. Pour le premier mouvement, la structure mobile effectuait une translation verticale vers le haut puis vers le bas avec un déplacement maximal de 0,032 m atteint après 2,5 s (mouvement appelé Translation). Le mouvement de la structure mobile suivait une loi de contrôle de vitesse trapézoïdale pour atteindre une vitesse maximale de 0,016 $m.s^{-1}$. Pour le second mouvement,

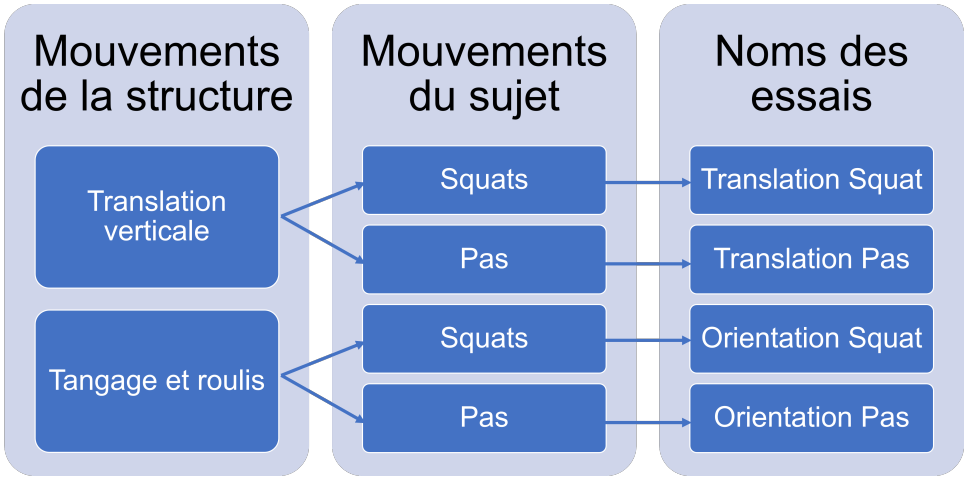


FIGURE 2.2 – Détails des quatre combinaisons de mouvement étudiées.

la structure mobile était programmée pour effectuer un mouvement combinant tangage et roulis (mouvement appelé Orientation). La structure mobile répétait le même mouvement d'aller et retour entre sa position initiale et sa position finale sur une période de 7 s.

En association avec les mouvements programmés de la structure mobile, les sujets devaient réaliser deux types de tâches. La première, appelée Pas, consistait à lever chaque pied successivement deux fois pendant le mouvement de la structure mobile. La seconde tâche, appelée Squat, consistait à effectuer deux squats pendant le mouvement de la structure mobile.

La combinaison des mouvements de la structure mobile et du sujet amène à 4 combinaisons de mouvements : Translation Pas, Translation Squat, Orientation Pas et Orientation Squat.

Six des 400 essais expérimentaux réalisés ont été retirés de l'étude à cause de dysfonctionnements des capteurs ou de marqueurs de la structure mobile non visibles.

2.2.2 Méthode de prédiction des GRF&M

Les GRF&M ont été prédits à partir d'une version de la méthode présentée par Muller *et al.* (2020a) modifiée pour prendre en compte l'interaction avec une structure non-horizontale et/ou mobile. Un modèle biomécanique à 18 segments, 18 articulations et 43 degrés de liberté a été utilisé. La calibration géométrique spécifique au sujet étudié a été réalisée à partir de la méthode proposée par Muller *et al.* (2015). Les paramètres inertiels des segments du corps ont été calculés à l'aide de Dumas *et al.* (2007). Une approche par optimisation a été utilisée pour effectuer l'étape de cinématique inverse visant à déterminer les coordonnées articulaires $\boldsymbol{q}$. La distance au sens des moindres carrés entre les marqueurs expérimentaux et ceux du modèle a été minimisée à l'aide de l'algorithme de Levenberg-Marquardt (Lu et O'Connor, 1999). Les positions des marqueurs du sujet et de la structure mobile ont été filtrées avec un filtre passe-bas de Butterworth sans

décalage de phase et des fréquences de coupures de 10 Hz et 4 Hz respectivement. En effet, une fréquence de coupure de 10 Hz est généralement adaptée pour des mouvements humains courants ou moyennement rapides (Skogstad *et al.*, 2013) et une fréquence de coupure de 4 Hz a été récemment utilisée pour étudier les mouvements de translation et rotation d'une plateforme mobile dans Roberts *et al.* (2019). L'erreur de reconstruction (calculée selon l'expression proposée par Fohanno *et al.* (2014), à savoir la moyenne temporelle de l'erreur RMS entre la position des marqueurs expérimentaux et ceux du modèle) moyennée sur les 394 essais était de 1,42 ± 0,3 cm. Les coordonnées articulaires ont été filtrées avec le même type de filtre que celui utilisé pour filtrer les données de mouvement mais avec une fréquence de coupure de 5 Hz (Muller *et al.*, 2020b).

Le contact sous les pieds du sujet a été considéré possible sur un ensemble de 28 (14 par pied, comme proposé par Fluit *et al.* (2014)) points de contact discrets sur le modèle biomécanique, appelés points de prédiction (PP) (Fig. 2.3). La prédiction des GRF&M consistait en deux étapes successives à chaque instant : la détection du contact et la distribution des forces.

FIGURE 2.3 – PP définis sur le modèle biomécanique. Issu de Muller *et al.* (2020a).

Tout d'abord, un repère mobile (O_m, $\boldsymbol{X_m}$, $\boldsymbol{Y_m}$, $\boldsymbol{Z_m}$) lié à la structure mobile a été créé à partir des déplacements 3D des 3 marqueurs placés sur le plateau inférieur des plateformes d'effort, appelés $PL1$, $PL2$, et $PL3$ (Fig. 2.4). Le marqueur $PL1$ a défini l'origine du repère mobile O_m. L'axe $\boldsymbol{X_m}$ a été défini comme le vecteur normalisé allant de $PL2$ à $PL1$. Le vecteur allant de $PL3$ au marqueur de la structure mobile le plus proche (ici $PL2$) a été utilisé pour définir le plan de la structure mobile et sa largeur W. $\boldsymbol{Z_m}$ a été obtenu à partir du produit vectoriel entre les deux vecteurs précédents, et a ensuite été normalisé. $\boldsymbol{Y_m}$ a été défini comme le résultat du produit vectoriel entre $\boldsymbol{X_m}$ et $\boldsymbol{Z_m}$. La matrice de transformation $\boldsymbol{T}$ permettant de passer du repère global au repère mobile a été calculée à chaque instant. La position de chaque PP a ensuite été exprimée dans le repère mobile en utilisant $\boldsymbol{T}$. La vitesse relative de chaque PP

dans le repère mobile a été définie comme la différence des vitesses absolues du PP et de O_m. Cette vitesse relative était donc exprimée dans le repère global.

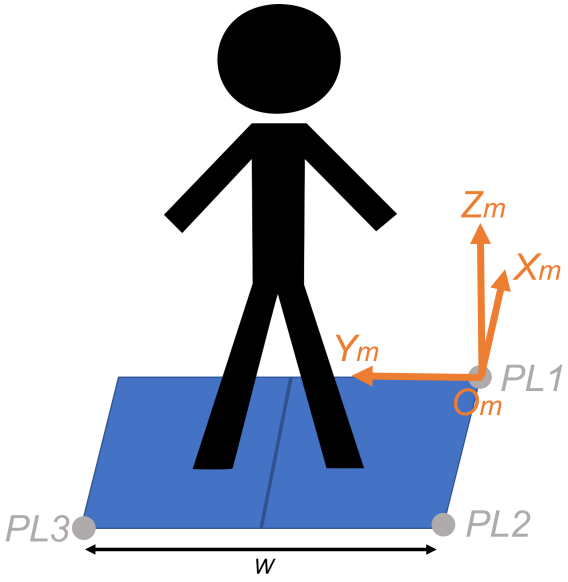


FIGURE 2.4 – Référentiel mobile (O_m, $\boldsymbol{X_m}$, $\boldsymbol{Y_m}$, $\boldsymbol{Z_m}$) lié à la structure mobile.

Le contact a été considéré actif quand le PP considéré respectait les conditions suivantes (Fig. 2.5).

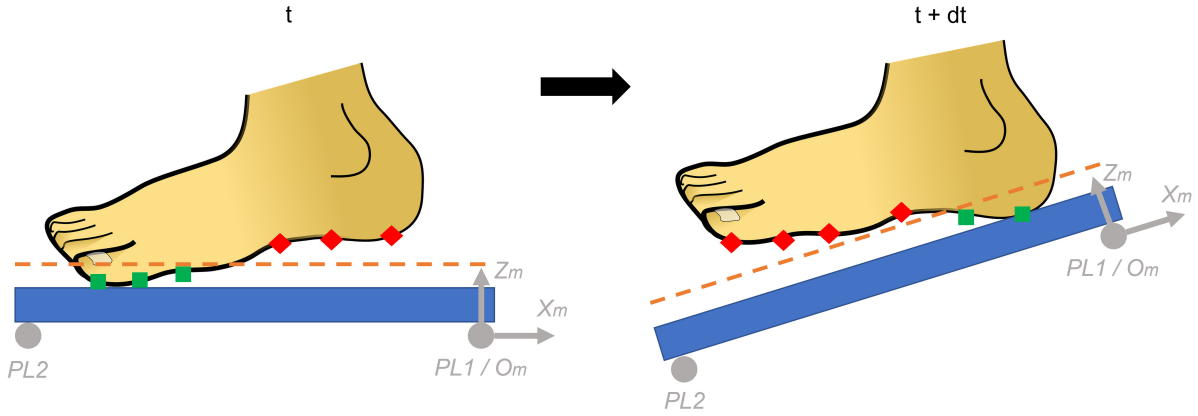


FIGURE 2.5 – Processus de détection de contact en référentiel mobile (seuil en position - ligne en pointillé, PP actifs - carrés verts, PP inactifs - losanges rouges, marqueurs de la structure mobile - ronds gris.

- une position selon $\boldsymbol{Y_m}$ entre 0 m et W,
- une position selon $\boldsymbol{Z_m}$ inférieure à 0,02 m (pour assurer que le PP soit suffisamment proche

de la structure),

- une norme de vitesse relative inférieure à 0,8 m.s^{-1} (pour assurer que le PP soit quasiment immobile par rapport à la surface de contact) (Fluit *et al.*, 2014).

Pour chaque PP actif, une force à 3 composantes a été considérée. Cette force a été limitée à 0,4 BW (poids du sujet) (Fluit *et al.*, 2014) et devait respecter la loi de frottement de Coulomb (coefficient de frottement de 0,5) (Skals *et al.*, 2017).

Dans un second temps, la somme quadratique des efforts extérieurs appliqués à chaque PP a été minimisée de façon à respecter l'équilibre dynamique du sujet. À chaque instant, le problème d'optimisation présenté en Eqn. (2.1) a été résolu à l'aide de la méthode de points intérieurs (Muller *et al.*, 2020a) :

$$\begin{aligned} &\min_{\boldsymbol{F}} \quad \sum_{i=1}^{i=28} ||\boldsymbol{F_i}||^2 \\ &\textbf{s. t.} \quad \begin{cases} \boldsymbol{M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q}) + G(q) + \lambda + E} = 0 \\ \forall i \in [\![1, 28]\!], \boldsymbol{F_i} \leq \boldsymbol{F_i^{max}} \end{cases} \end{aligned} \tag{2.1}$$

Où, en isolant le modèle biomécanique, $\boldsymbol{M(q)}$ est la matrice d'inertie, $\boldsymbol{C(q,\dot{q})}$ est le vecteur des forces centrifuges et de Coriolis, $\boldsymbol{G(q)}$ est le vecteur des forces de gravité, $\boldsymbol{\lambda}$ est le vecteur des forces internes généralisées, $\boldsymbol{E}$ est le vecteur des forces externes généralisées, et $\boldsymbol{F_i^{max}}$ est le vecteur contenant les forces maximales disponibles pour le PP i. Le vecteur des forces extérieures $\boldsymbol{E}$ contient les efforts extérieurs $\boldsymbol{F_i}$ appliqués sur le PP i.

La méthode de prédiction adaptée pour les référentiels mobiles et/ou non-horizontaux a été implémentée dans la librairie Matlab CusToM (Muller *et al.*, 2019). Les GRF&M calculés ont été filtrés avec un un filtre passe-bas de Butterworth sans décalage de phase et une fréquence de coupure de 5 Hz (Muller *et al.*, 2020a).

Chaque plateau supérieur de la plateforme mobile avait une masse $m = 2,6$ kg. Pour les essais Translation, le profil de vitesse verticale a été considéré comme un trapèze parfait. Une accélération verticale de $\gamma = 0.032$ m.s^{-2} a été obtenue. Une estimation de l'accélération angulaire autour de l'axe $\boldsymbol{X_m}$ lors des essais Orientation a été calculée. Les autres accélérations angulaires ont été considérées comme étant du même ordre de grandeur. Chaque plateau supérieur de la plateforme mobile avait un moment d'inertie $I = 0.013$ kg.m^2. Le mouvement du dispositif mobile provenait de 3 actionneurs en translation. Les deux actionneurs dans le plan (O_m, $\boldsymbol{Y_m}$, $\boldsymbol{Z_m}$) ont été considérés comme ayant un mouvement dans des directions opposées avec une accélération verticale γ. Une accélération angulaire de $\omega = 0.18$ rad.s^{-2} a été obtenue à partir de ces hypothèses. À partir de toutes ces quantités, les résultats suivants ont été calculés :

- $m\gamma = 0,08$ N,
- $I\omega = 0,002$ Nm.

Ainsi, les composantes inertielles de la structure mobile ont été considérées négligeables par rapport à celles des sujets (masses et inerties).

2.2.3 Analyse des données

Les GRF&M prédits et mesurés ont été comparés en utilisant la racine de l'erreur quadratique moyenne divisée par la masse du sujet (RMSE/m), la RMSE relative (rRMSE) (Ren *et al.*, 2008) et le coefficient de corrélation de Pearson ρ. La RMSE entre les positions du CdP prédites et mesurées (RMSE CdP) a également été calculée. Pour ce faire, les GRF&M prédits et mesurés ont été exprimés dans le repère lié à la structure mobile. Dans ce repère, le CdP a été considéré comme le point d'altitude nulle où les moments frontal et sagittal s'annulent. Les positions du CdP ont été calculées seulement quand la norme des GRFs était supérieure à 10 % du BW pour éviter les résultats inexploitables quand le contact entre le sol et le pied était perdu. Toutes les métriques considérées ont été calculées pour chaque sujet, chaque essai, chaque composante des GRF&M et chaque pied. Les RMSE et rRMSE ont été définies comme dans Eqn. (2.2) et Eqn. (2.3) respectivement :

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{T}\sum_{t=0}^{t=T}(u_1(t) - u_2(t))^2} \tag{2.2}$$

$$\text{rRMSE} = \frac{\text{RMSE}}{\frac{1}{2}\sum_{i=1}^{i=2}\left(\max_{t\in[0,T]} u_i(t) - \min_{t\in[0,T]} u_i(t)\right)} \tag{2.3}$$

Où T est la durée de l'essai, $u_1(t)$ et $u_2(t)$ sont les forces ou moments prédits et mesurés respectivement. Les valeurs absolues du coefficient de Pearson ρ ont été catégorisées comme étant faibles pour $\rho \leq 0.35$, modérées pour $0.35 < \rho \leq 0.67$, fortes pour $0.67 < \rho \leq 0.9$ et excellentes pour $0.9 < \rho$ (Fluit *et al.*, 2014; Taylor, 1990). Les RMSE/m, rRMSE, ρ et RMSE CdP calculées ont été moyennées sur l'ensemble des sujets, des essais et des pieds pour fournir une vue d'ensemble de la précision de la méthode. Les moyennes et écart-types des RMSE/m, rRMSE et ρ ont également été calculés séparément pour chaque type d'essai.

Pour valider la précision de la méthode présentée, des comparaisons avec des résultats similaires issus de la littérature ont été effectuées. Certaines tâches étudiées dans la littérature n'ont pas été prises en compte car elles ont été supposées trop différentes de celle étudiées dans la présente étude. Ainsi, Muller *et al.* (2020a) ont étudié des tâches de manutention asymétriques avec différents cas de chargement, mais seuls les cas sans aucune charge ont été pris en compte. Fluit *et al.* (2014) ont étudié la marche à différentes vitesses, la marche au-dessus de différents obstacles, le début et la fin du cycle de marche, les squats et la montée et descente de marche.

Seuls la marche à différentes vitesses, les squats et la montée et descente de marche ont été pris en compte. De même, Jung *et al.* (2016) ont étudié la marche à différentes vitesses et la course, mais seules la marche à différentes vitesses a été prise en compte. Enfin, Skals *et al.* (2017) ont étudié la course, la course en arrière, la course avec changement de direction, le saut vertical et l'accélération à partir d'une posture statique. Seule la course a été prise en compte.

Les différentes composantes des forces et moments ont été appelées comme suit dans la suite du chapitre (voir Figure 2.4) :

- AP pour les forces antero-postérieures (selon $\boldsymbol{X_m}$),
- ML pour les forces medio-laterales (selon $\boldsymbol{Y_m}$),
- L pour les forces longitudinales (selon $\boldsymbol{Z_m}$),
- F pour les moments frontaux (autour de $\boldsymbol{X_m}$),
- S pour les moments sagittaux (autour de $\boldsymbol{Y_m}$),
- T pour les moments transverses (autour de $\boldsymbol{Z_m}$).

2.2.4 Résultats

Les moyennes sur l'ensemble des essais des RMSE/m, rRMSE et ρ (métriques globales) sont présentées dans le Tableau 2.1. Les plus petites rRMSE (8 % et 9 %) et les meilleures corrélations (0,94 pour les deux pieds) ont été observées pour la composante L. Cette composante peut atteindre jusqu'à 12 N/kg ce qui en fait la composante avec la plus grande amplitude (Figure 2.7). Pour cette composante, les RMSE/m valent 0,57 N/kg et 0,65 N/kg. Les plus grandes rRMSE (0,29 et 0,34) et les moins bonnes corrélations (0,27 et 0,21) ont été observées pour la composante T. Cette composante ne dépasse jamais 0,15 Nm/kg (valeurs mesurées) ce qui en fait la composante avec la plus petite amplitude (Figure 2.6). Pour cette composante, les RMSE/m valent 0,03 Nm/kg pour les deux pieds. Pour les autres composantes, les corrélations sont modérées et les rRMSE entre 0,19 % et 0,28 %.

Tableau 2.1 – Moyennes des RMSE/m, rRMSE, et ρ globaux, et écarts-types associés entre parenthèses

	Pied gauche			Pied droit		
Composantes	RMSE/m N/kg or Nm/kg	rRMSE	ρ	RMSE/m N/kg or Nm/kg	rRMSE	ρ
AP	0,14 (0,07)	0,19 (0,06)	0,58 (0,23)	0,13 (0,06)	0,20 (0,07)	0,58 (0,25)
ML	0,27 (0,08)	0,22 (0,10)	0,64 (0,32)	0,30 (0,09)	0,28 (0,14)	0,63 (0,31)
L	0,57 (0,26)	0,08 (0,05)	0,94 (0,07)	0,65 (0,24)	0,09 (0,06)	0,94 (0,08)
F	0,06 (0,02)	0,23 (0,08)	0,54 (0,27)	0,06 (0,02)	0,21 (0,09)	0,61 (0,27)
S	0,13 (0,03)	0,20 (0,07)	0,64 (0,22)	0,12 (0,03)	0,20 (0,06)	0,61 (0,23)
T	0,03 (0,02)	0,29 (0,12)	0,27 (0,20)	0,03 (0,02)	0,34 (0,14)	0,21 (0,16)

Les moyennes des RMSE/m, rRSME et ρ sont comparées à celles de la littérature dans le Tableau 2.2 pour les forces et dans le Tableau 2.3 pour les moments. Les RMSE CdP sont présentées dans le Tableau 2.3.

Tableau 2.2 – Moyennes des RMSE/m, rRMSE et ρ, et écarts-types associés entre parenthèses pour les forces

Composantes	Métriques	Méthode présentée	Muller *et al.* (2020a)	Jung *et al.* (2016)	Fluit *et al.* (2014)	Skals *et al.* (2017)
AP	RMSE/m (N/kg)	0,14 (0,07)	0,09 (0,07)	1,21 (0,18)	0,31 (0,09)	0,76 (0,36)
	rRMSE	0,20 (0,07)	0,17 (0,14)	-	-	-
	ρ	0,58 (0,24)	-	-	0.69	0,88 (0,12)
ML	RMSE/m (N/kg)	0,29 (0,09)	0,41 (0,26)	0,57 (0,11)	0,23 (0,09)	0,54 (0,15)
	rRMSE	0,25 (0,12)	0,38 (0,29)	-	-	-
	ρ	0,64 (0,32)	-	-	0.63	0,13 (0,37)
L	RMSE/m (N/kg)	0,61 (0,25)	0,26 (0,27)	2,58 (0,43)	0,72 (0,20)	1,48 (0,34)
	rRMSE	0,09 (0,06)	0,03 (0,03)	-	-	-
	ρ	0,94 (0,08)	-	-	0.89	0,99 (0,00)

Les RMSE/m obtenues à partir de la méthode présentée sont du même ordre de grandeur ou inférieures à celles observées dans Jung *et al.* (2016); Fluit *et al.* (2014); Skals *et al.* (2017) pour

Tableau 2.3 – Moyennes des RMSE/m, rRMSE, RMSE CdP et ρ, et écarts-types associés entre parenthèses pour les moments

Composantes	Métriques	Méthode présentée	Muller *et al.* (2020a)	Jung *et al.* (2016)	Fluit *et al.* (2014)	Skals *et al.* (2017)
F	RMSE/m (Nm/kg)	0,06 (0,02)	0,09 (0,07)	-	0,12 (0,04)	-
	rRMSE	0,22 (0,09)	0,17 (0,15)	-	-	-
	RMSE CdP (mm)	47,6 (108)	-	24,6 (5,0)	-	-
	ρ	0,58 (0,27)	-	-	0,63	0,50 (0,24)
S	RMSE/m (Nm/kg)	0,13 (0,03)	0,13 (0,09)	-	0,18 (0,05)	-
	rRMSE	0,20 (0,07)	0,13 (0,10)	-	-	-
	RMSE CdP (mm)	17,0 (48)	-	9,2 (4,0)	-	-
	ρ	0,63 (0,23)	-	-	0,78	0,39 (0,34)
T	RMSE/m (Nm/kg)	0,03 (0,02)	0,10 (0,07)	-	0,18 (0,06)	-
	rRMSE	0,32 (0,13)	0,57 (0,42)	-	-	-
	ρ	0,24 (0,18)	-	-	0,43	0,58 (0,30)

toutes les composantes. Il en est de même en comparaison avec celles de Muller *et al.* (2020a) sauf pour la composante L (0,61 N/kg pour la méthode présentée et 0,26 pour la méthode originale (Muller *et al.*, 2020a)). Les rRMSE obtenues à partir de la méthode présentée sont du même ordre de grandeur que celles obtenues par Muller *et al.* (2020a) pour toutes les composantes.

Les RMSE CdP obtenues à partir de la méthode présentée sont deux fois supérieures à celles obtenues par Jung *et al.* (2016). Les corrélations obtenues à partir de la méthode présentée sont du même ordre de grandeur que celles de la littérature sauf pour les composantes AP et T qui présentent des corrélations plus faibles ($\rho = 0.58$ and $\rho = 0.24$ respectivement).

Les Figures 2.6 à 2.9 présentent des exemples de GRF&M prédits et mesurés divisés par la masse du sujet pour le pied gauche pour chaque type d'essai. Pour les forces médio-latérales, on observe un décalage entre les courbes prédites et mesurées pendant les phases statiques (formes colorées). Les efforts prédits sont proches de zéro, ce qui n'est pas le cas de ceux mesurés. Ce type de décalage n'est pas visible lors de l'essai Translation Pas présenté (phase statique entre 2 s et 5 s).

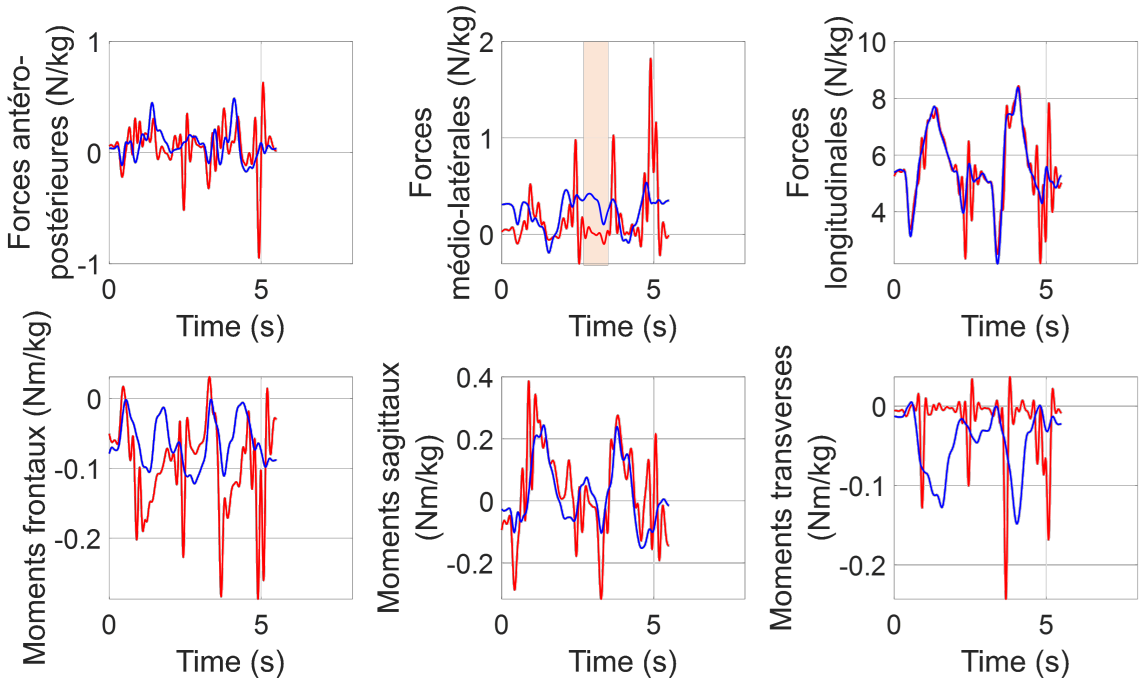


FIGURE 2.6 – Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Translation Squat (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques. Le décalage dû à la phase statique est visible dans la surface colorée.

Les RMSE/m, rRMSE et ρ pour chaque type d'essais sont présentées dans le Tableau 2.4. Pour une composante d'effort et un mouvement du sujet donnés, les différents résultats sont similaires, sauf pour AP et S. Pour ces deux composantes, la rRMSE est plus élevée et la corrélation moins bonne pour les essais Translation que pour les essais Orientation. Le mouvement de la structure pourrait donc avoir une influence sur la précision des résultats pour les composantes AP et S. Le mouvement du sujet semble également avoir une influence sur les résultats, surtout pour les composantes ML, L et T. La RMSE/m pour les composantes ML et T est plus élevée pour les essais Squat que pour les essais Pas. La rRMSE pour les composantes ML et L est plus

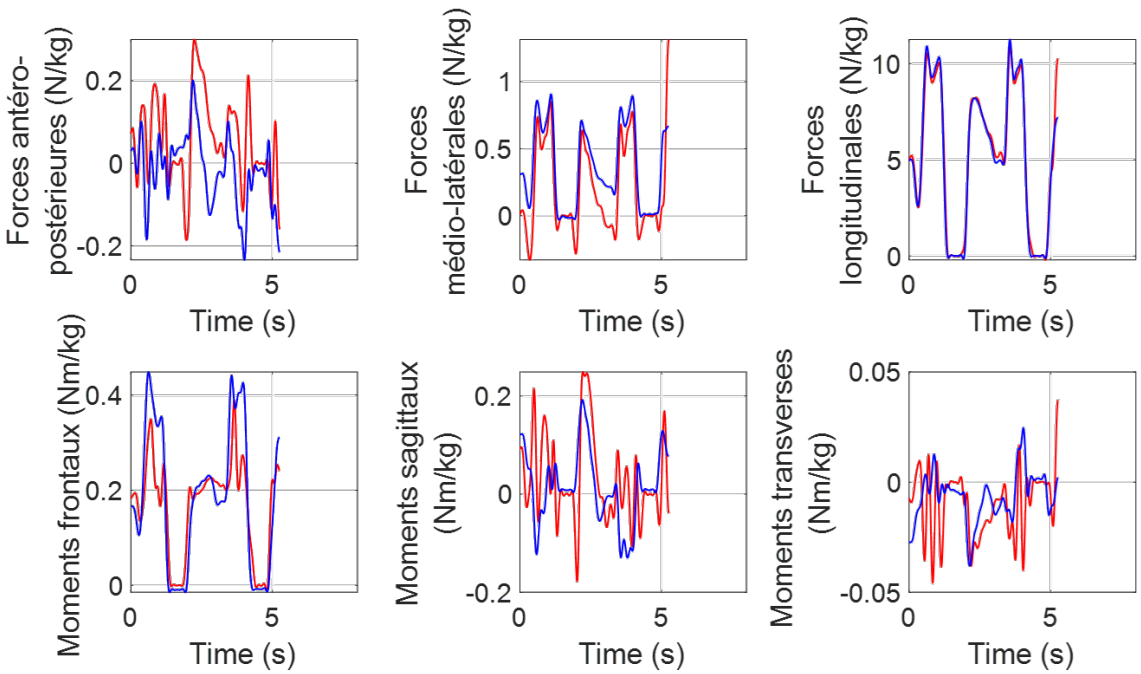


FIGURE 2.7 – Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Translation Pas (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques.

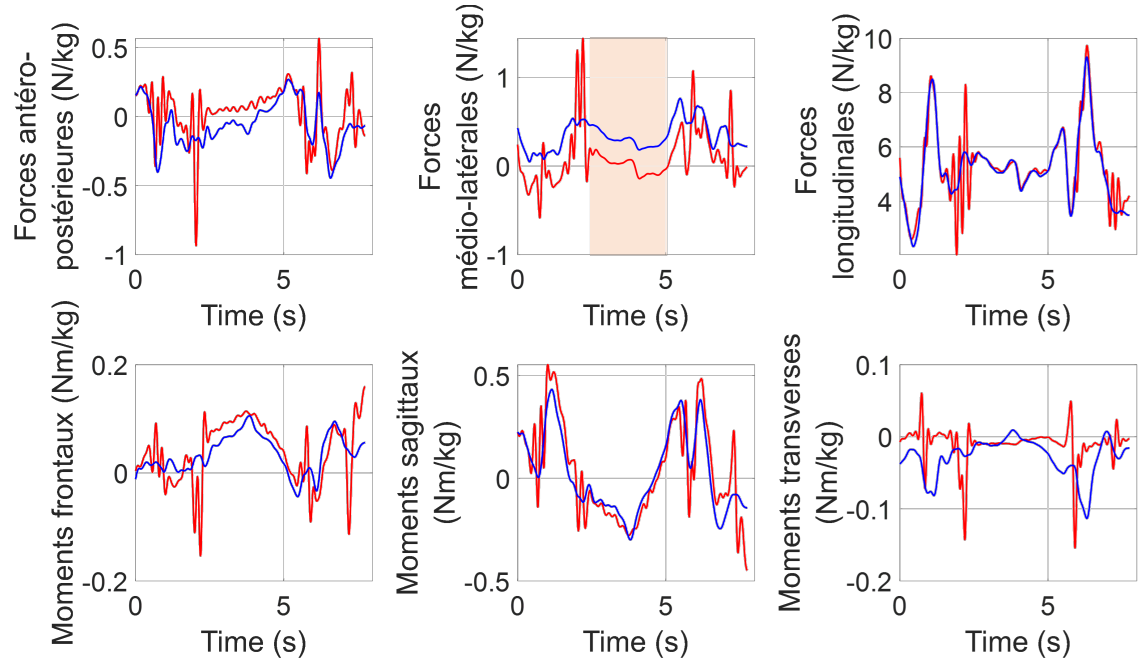


FIGURE 2.8 – Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Orientation Squat (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques. Le décalage dû à la phase statique est visible dans la surface colorée.

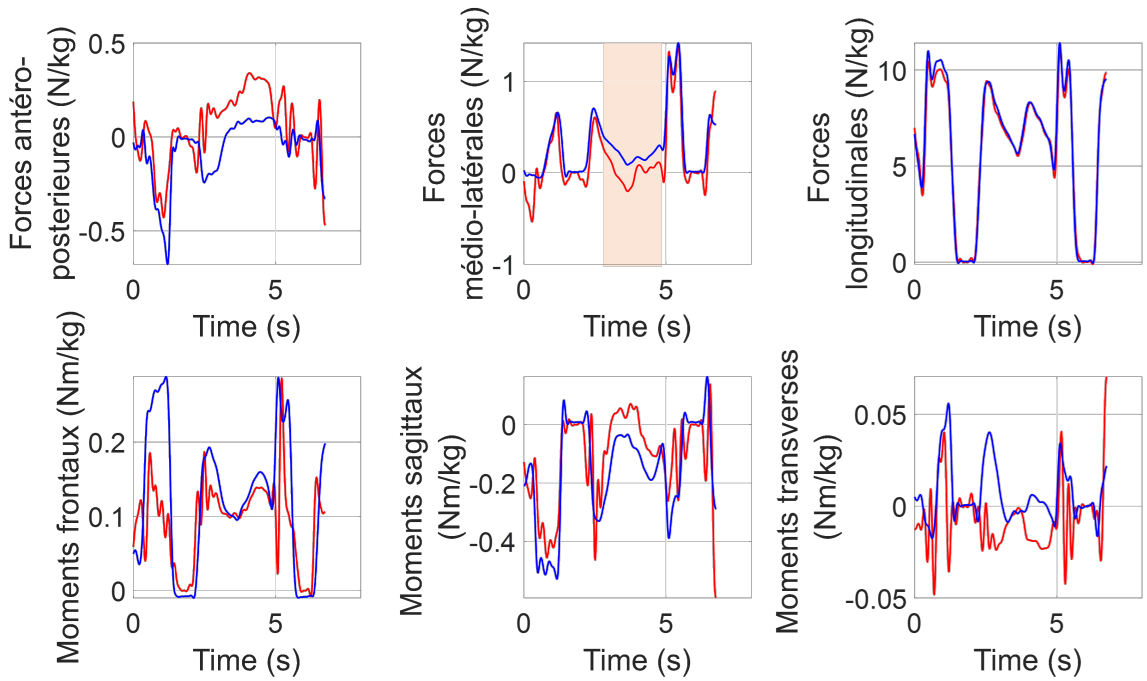


FIGURE 2.9 – Exemple de GRF&M mesurés (en bleu) et prédits (en rouge) divisés par la masse du sujet pour un essai Orientation Pas (pied gauche). Les échelles des axes des ordonnées sont différentes entre les 6 graphiques. Le décalage dû à la phase statique est visible dans la surface colorée.

élevée pour les essais Squat que pour les essais Pas. Enfin, la corrélation pour les composantes ML et T est moins bonne pour les essais Squat et que pour les essais Pas.

Tableau 2.4 – Moyennes des RMSE/m, rRMSE et ρ, et écarts-types associés entre parenthèses pour chaque type d'essais

		Pied gauche			Pied droit		
Composantes	Type d'essais	RMSE/m N/kg ou Nm/kg	rRMSE	ρ	RMSE/m N/kg ou Nm/kg	rRMSE	ρ
AP	Translation Squat	0,19 (0,09)	0,21 (0,05)	0,42 (0,23)	0,18 (0,07)	0,23 (0,06)	0,36 (0,18)
	Translation Pas	0,11 (0,03)	0,22 (0,06)	0,46 (0,21)	0,10 (0,03)	0,24 (0,08)	0,47 (0,26)
	Orientation Squat	0,16 (0,05)	0,16 (0,03)	0,64 (0,15)	0,14 (0,05)	0,17 (0,04)	0,66 (0,14)
	Orientation Pas	0,10 (0,06)	0,15 (0,05)	0,79 (0,11)	0,10 (0,06)	0,15 (0,05)	0,82 (0,10)
ML	Translation Squat	0,30 (0,08)	0,34 (0,10)	0,19 (0,15)	0,33 (0,09)	0,42 (0,17)	0,19 (0,14)
	Translation Pas	0,22 (0,04)	0,18 (0,03)	0,90 (0,04)	0,24 (0,05)	0,24 (0,07)	0,87 (0,05)
	Orientation Squat	0,31 (0,07)	0,23 (0,05)	0,57 (0,19)	0,35 (0,09)	0,27 (0,08)	0,57 (0,19)
	Orientation Pas	0,24 (0,09)	0,15 (0,03)	0,91 (0,04)	0,27 (0,10)	0,18 (0,04)	0,89 (0,04)
L	Translation Squat	0,60 (0,30)	0,11 (0,07)	0,89 (0,10)	0,69 (0,28)	0,13 (0,06)	0,89 (0,10)
	Translation Pas	0,62 (0,24)	0,06 (0,02)	0,99 (0,01)	0,65 (0,18)	0,06 (0,02)	0,99 (0,01)
	Orientation Squat	0,57 (0,24)	0,10 (0,05)	0,91 (0,06)	0,69 (0,25)	0,12 (0,06)	0,90 (0,08)
	Orientation Pas	0,50 (0,25)	0,05 (0,02)	0,99 (0,00)	0,57 (0,24)	0,05 (0,02)	0,99 (0,00)
F	Translation Squat	0,06 (0,02)	0,27 (0,10)	0,45 (0,29)	0,06 (0,03)	0,26 (0,10)	0,52 (0,3)
	Translation Pas	0,07 (0,02)	0,23 (0,07)	0,58 (0,26)	0,06 (0,02)	0,19 (0,07)	0,67 (0,25)
	Orientation Squat	0,05 (0,01)	0,23 (0,07)	0,50 (0,28)	0,05 (0,02)	0,20 (0,07)	0,55 (0,26)
	Orientation Pas	0,06 (0,02)	0,20 (0,07)	0,61 (0,23)	0,05 (0,01)	0,17 (0,06)	0,68 (0,24)
S	Translation Squat	0,15 (0,03)	0,23 (0,07)	0,62 (0,27)	0,14 (0,04)	0,23 (0,07)	0,63 (0,26)
	Translation Pas	0,11 (0,02)	0,22 (0,06)	0,57 (0,21)	0,11 (0,02)	0,21 (0,06)	0,54 (0,24)
	Orientation Squat	0,13 (0,03)	0,18 (0,06)	0,68 (0,20)	0,13 (0,03)	0,18 (0,06)	0,64 (0,20)
	Orientation Pas	0,11 (0,03)	0,19 (0,06)	0,68 (0,17)	0,10 (0,03)	0,17 (0,05)	0,64 (0,19)
T	Translation Squat	0,05 (0,02)	0,39 (0,15)	0,22 (0,19)	0,05 (0,02)	0,45 (0,18)	0,19 (0,14)
	Translation Pas	0,02 (0,00)	0,27 (0,07)	0,30 (0,18)	0,02 (0,01)	0,34 (0,09)	0,23 (0,17)
	Orientation Squat	0,04 (0,01)	0,28 (0,11)	0,21 (0,17)	0,04 (0,01)	0,33 (0,13)	0,13 (0,10)
	Orientation Pas	0,02 (0,02)	0,24 (0,07)	0,34 (0,22)	0,02 (0,02)	0,26 (0,08)	0,29 (0,18)

2.2.5 Discussion

Précision de la méthode

Les métriques globales ont montré l'influence de l'amplitude des efforts observés sur la qualité des résultats. La méthode ne semble pas adaptée pour les composantes présentant des amplitudes inférieures à 0,15 N/kg ou Nm.kg. C'est le cas ici du moment transverse T. Pour cette raison, les résultats observés pour la composante T ne seront pas discutés. Pour toutes les autres composantes, la méthode a fourni des résultats satisfaisants et semble donc adaptée pour prédire les GRF&M.

La méthode présentée semble fournir des résultats similaires à ceux issus de Muller *et al.* (2020a). La différence entre la méthode présentée et la méthode originale (Muller *et al.*, 2020a) est l'étape de détection de contact. Ainsi, il semblerait que cette modification n'ait pas d'impact sur la précision de la méthode de prédiction complète. L'écart observé entre la RMSE/m obtenue à partir de la méthode présentée et la méthode originale (Muller *et al.*, 2020a) pour la composante L n'est pas significative du fait de la forte amplitude de cette composante. Cette dernière peut atteindre jusqu'à 12 N/kg. Ainsi une RMSE/m de 0,61 N/kg peut donc être considérée négligeable. Cette observation est confirmée par la rRMSE qui prend en compte l'amplitude maximale et qui est similaire à celle de Muller *et al.* (2020a). Une corrélation plus faible que dans la littérature pour la composante AP a été observée dans notre étude. Pour ce qui est de la composante AP, l'écart observé peut provenir des mouvements étudiés. Fluit *et al.* (2014) ont observé une corrélation faible pour les squats profonds pour les 6 composantes des GRF&M (0,20 pour la composante AP). La moitié des mouvements étudiés impliquent des squats, ce qui est une proportion plus importante que celles de la littérature considérée (pas de squat dans Muller *et al.* (2020a) et Skals *et al.* (2017), 1 essai sur 6 dans Fluit *et al.* (2014)). Les RMSE CdP sont approximativement deux fois plus élevées que celles issues de Jung *et al.* (2016). Cette observation peut venir de la considération du référentiel mobile, du calcul des moments prédits en un point éloigné du CdP dans notre étude, de l'utilisation d'un seuil de 10 % du BW dans notre étude, et du fait que les positions du CdP ont été approximées par le moment divisé par la force longitudinale dans Jung *et al.* (2016).

Une étude avec des mouvements plus complexes serait intéressante pour confirmer les observations faites sur l'influence des mouvements de la structure et du sujet sur les résultats. Le mouvement de la plateforme semble avoir un impact sur les composantes AP et S. Par ailleurs, le mouvement du sujet semble avoir un impact sur les composantes ML (RMSE/m, rRMSE et ρ) et L (rRMSE uniquement). Ce sont les essais Squat qui présentent des résultats moins satisfaisants que les essais Pas. Cette observation est en accord avec la corrélation faible obtenue dans Fluit *et al.* (2014) pour les squats profonds. Fluit *et al.* (2014) ont expliqué que notamment pour la composante ML, l'amplitude observée était faible pour cette tâche et que le bruit de

mesure avait donc plus d'influence sur la corrélation. La répartition des GRF&M sur les deux pieds pendant le mouvement complet peut aussi être une source d'erreur. Ces considérations devraient donc être prises en compte pour d'autres tâches impliquant des GRF&M avec une amplitude faible et des périodes de contacts multiples.

Le décalage entre les GRF&M prédits et mesurés présenté dans les Figures 2.6 à 2.9 a également été observé dans l'étude présentant la méthode originale (Muller *et al.*, 2020a). Cette observation est probablement due à des efforts générés par le sujet pour améliorer sa stabilité mais ne générant aucun mouvement. Un décalage similaire est visible sur les forces ML du pied droit mais avec un signe opposé. On peut donc en conclure que les deux pieds poussaient latéralement pendant les phases statiques, ce qui s'est annulé lorsque les contributions des deux pieds ont été sommées. Dans ce cas, la méthode d'optimisation prédirait des forces ML nulles sur les deux pieds. De plus, pendant les phases statiques des essais impliquant des pas, les sujets se tenaient debout sur leurs deux pieds en même temps, ce qui entraîne un problème sous-déterminé. Pendant le début et la fin des essais, les sujets attendaient les consignes des expérimentateurs en restant statiques. Ces parties des essais ont dont été retirées pour réduire l'impact de ces phénomènes sur les résultats.

Pour conclure, l'étape de détection de contact adaptée pour une interaction avec une surface mobile et/ou non-horizontale semble conserver la précision de la méthode de prédiction des GRF&M complète.

Limites et perspectives

La méthode présentée dans cette étude est basée sur plusieurs paramètres comme le nombre de points de prédiction, les seuils en position et en vitesse, la force maximale disponible à chaque point de prédiction actif, le coefficient de frottement entre les pieds et le sol. Ces paramètres ont été déterminés à partir d'études issues de la littérature ou des approches empiriques (Fluit *et al.*, 2014; Skals *et al.*, 2017; Muller *et al.*, 2020a). Il pourrait être intéressant d'étudier l'impact de ces paramètres sur la méthode et de déterminer des paramètres optimaux qui peuvent éventuellement dépendre du sujet et de la tâche à étudier.

La méthode proposée est basée sur la minimisation des efforts extérieurs. Les minima trouvés avec cette méthode peuvent générer des efforts articulaires très élevés. Il pourrait être intéressant d'utiliser une fonction objectif prenant également en compte les efforts articulaires ou les forces musculaires pour éviter des solutions irréalistes. Cela pourrait aussi compenser le décalage observé lors des phases statiques (Skals *et al.*, 2017; Morin *et al.*, 2021).

Jung *et al.* (2016); Fluit *et al.* (2014); Muller *et al.* (2020a) et la méthode présentée utilisent toutes le concept d'optimisation basée sur la dynamique inverse. Fluit *et al.* (2014) utilisent une méthode de mise en forme de la force pour éviter les discontinuités entre les phases de simple-contact et de double-contact. Cette méthode pourrait améliorer la précision de la mé-

thode présentée. Une force maximale disponible à chaque point de contact dépendant de leurs déplacements et vitesses (Jung *et al.*, 2016) pourrait également améliorer la précision de la méthode présentée.

Dans cette étude, le pied a été modélisé comme un unique solide rigide. L'étape de détection de contact a été basée sur le modèle du pied et non sur ses marqueurs expérimentaux. L'orientation reconstruite du modèle de pied peut être différente de celle du pied réel, notamment à cause de l'articulation entre les orteils et le reste du pied. Ainsi, certains PP peuvent être considérés inactifs dans le modèle mais correspondre à des points qui sont en contact avec le sol dans la réalité. Un modèle de pied plus réaliste avec deux segments (les orteils et le reste du pied) (Van Hulle *et al.*, 2020) pourrait améliorer l'étape de détection de contact et éviter de manquer certains PP actifs.

La méthode présentée a pour but d'étendre le champ d'application des méthode de prédiction des GRF&M aux études impliquant une interaction entre le sujet et une structure mobile et/ou non-horizontale. Les accélérations subies par la structure mobile et les sujets lors de cette expérimentation étaient inférieures à celles impliquées par les applications visées. Ce choix a été fait pour assurer la sécurité des sujets. Il faudrait donc élaborer un nouveau dispositif expérimental pour valider la précision de la méthode présentée pendant des tâches impliquant des accélérations similaires à celles des applications visées. De plus, des accélérations plus élevées de la structure mobile vont nécessiter le calcul ou la compensation des composantes inertielles de la structure mobile pour obtenir les données des plateformes d'effort nécessaires à la validation de la méthode pour les applications visées (Preuss et Fung, 2004; Roberts *et al.*, 2019; Hnat *et al.*, 2018).

La technologie utilisée pour collecter les données de capture de mouvement est un facteur limitant pour le champ d'application. Le volume de capture est limité et contraint la zone où le mouvement est suivi. Cela pourrait être restrictif pour des mouvements entraînant des déplacements importants, comme pour l'étude du ski par exemple. De plus, certaines des applications visées sont réalisées en extérieur. C'est une autre difficulté pour la technologie de capture de mouvement qui est sensible aux reflets. Certaines des applications visées impliquent des petits déplacements avec de fortes accélérations (pour le skateboard par exemple). Pour ces tâches, la fréquence d'échantillonnage du système optoélectronique utilisé pour collecter les données de capture de mouvement peut être limitante (elle est au maximum de 300 Hz avec une résolution de 10 Mpixels et de 1100 Hz avec 3 Mpixels de résolution pour le système Qualisys). Il en est de même pour sa précision sur les positions suivies (environ 1 mm). Il pourrait être intéressant de modifier la méthode pour la rendre compatible à d'autres types de données d'entrée (technologie sans marqueur par exemple), en gardant à l'esprit que le mouvement de la structure mobile et/ou non-horizontale interagissant avec le sujet doit être connu.

2.3 Méthode de prédiction pour le plongeon sur tremplin

La méthode générique présentée dans la section précédente permet la prise en compte d'une interaction avec une structure mobile et/ou non-horizontale. Cette structure doit être rigide et composée d'une unique surface de contact avec les pieds pour pouvoir être étudiée avec la dite méthode. L'étude du plongeon sur tremplin nécessite donc des modifications de l'étape de détection de contact proposée dans la section précédente. Le plongeoir est considéré comme une succession de surfaces rigides. L'étape de détection de contact est modifiée pour identifier la surface du plongeoir située sous les pieds du plongeur et formant la nouvelle structure mobile au sens de la méthode générique.

2.3.1 Procédure expérimentale

Les données de capture de mouvement ont été enregistrées à l'aide du système de capture optoélectronique Qualisys (12 caméras 12-Mpixels OQUS 7+ à 200 Hz). Un plongeur amateur (1,65 m, 68 kg) a été équipé avec 45 marqueurs réfléchissants disposés sur les mêmes repères anatomiques que ceux utilisés dans l'étude précédente. Le sujet a signé un formulaire de consentement éclairé approuvé par le comité d'éthique de l'Université de Rennes 2 (Référence 2022-006). L'arrivée dans l'eau nécessitait un protocole particulier pour limiter la perte de marqueurs. De la colle en spray a tout d'abord été appliquée sur les repères anatomiques du sujet. Du ruban adhésif double face a ensuite été disposé entre la peau et les socles des marqueurs. Enfin, du film adhésif a été disposé sur les socles des marqueurs. La colle, le ruban adhésif et le film adhésif étaient tous hypoallergéniques.

50 marqueurs ont également été disposés sur les côtés du plongeoir, comme présenté sur la Figure 2.10. Les marqueurs ont été disposés à la main à 10 cm les uns des autres.

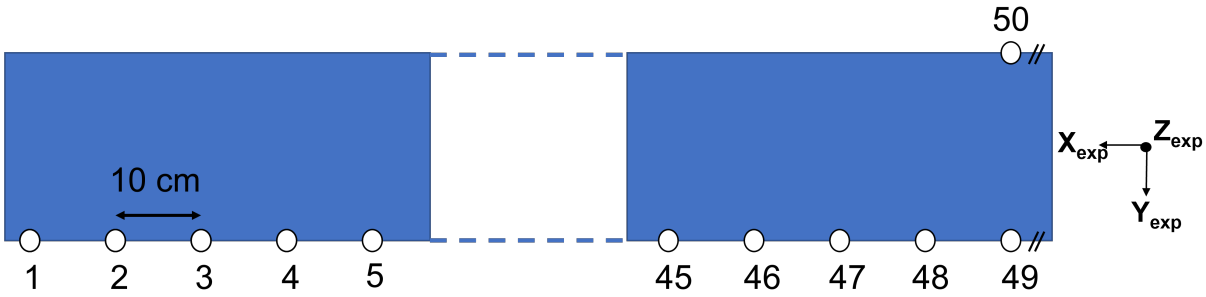


FIGURE 2.10 – Marqueurs du plongeoir et base des données expérimentales.

Un essai statique du plongeoir à vide, appelé essai de référence, a été enregistré. Il a fourni la position de référence de chaque marqueur qui a été soustraite à la position des marqueurs

enregistrée à chaque instant. Le sujet a effectué 2 plongeons avec course d'élan (ACE1 et ACE2) et deux sans (SCE1 et SCE2).

2.3.2 Méthode de prédiction des F&MI

Cette méthode destinée à l'étude du plongeon sur tremplin s'est basée sur le même modèle biomécanique que la méthode générique. La calibration géométrique du modèle n'a pas été effectué à partir d'un essai de gammes articulaires mais à partir d'un essai de plongeon avec élan. Du fait du caractère très dynamique des mouvements étudiés, les coordonnées articulaires ont été filtrées à 10 Hz et non à 5 Hz comme dans l'étude précédente. L'erreur de reconstruction moyennée sur les 4 essais était de 1,65 ± 0,1 cm.

Le plongeoir a été considéré comme une succession de surfaces rigides. L'étape de détection de contact de la méthode générique a été modifiée pour identifier en amont la surface du plongeoir située sous les pieds du sujet, appelée surface de contact potentiel (SCP). À chaque pas de temps et pour chaque PP, le numéro du marqueur du plongeoir le plus proche du PP considéré a été sauvegardé. La SCP a été considérée comme la surface entre le premier et le dernier marqueur trouvé précédemment, les marqueurs ayant été parcourus de l'origine du plongeoir vers son extrémité libre (Figure 2.11). O_m était le point correspondant au premier marqueur de la SCP. Le repère local (O_m, $\boldsymbol{X_m}$, $\boldsymbol{Y_m}$, $\boldsymbol{Z_m}$) a été créé à partir des marqueurs de la SCP et du vecteur allant du 49ème marqueur au 50ème.

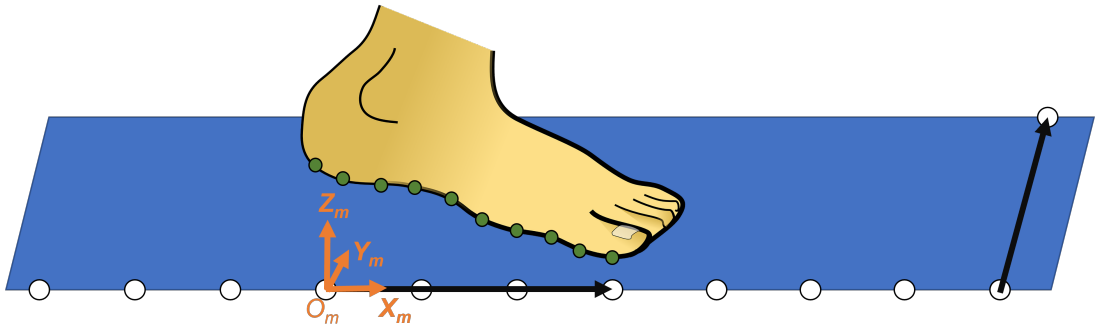


FIGURE 2.11 – Création du repère mobile lié à la SCP (en orange). Surface supérieure du plongeoir en bleu, marqueurs en blanc, PP en vert, vecteurs intermédiaires en noir.

En plus des seuils en positions et en vitesse utilisés dans la méthode générique, les PP actifs devaient être localisés entre la position du premier et du dernier marqueur de la SCP selon $\boldsymbol{X_m}$. Du fait de la méthode de définition de la SCP, les PP aux extrémités des pieds pouvaient se retrouver en dehors de la SCP. Ce cas particulier a été traité pour faire en sorte que ces PP puissent être considérés actifs même s'ils étaient situés en dehors de la SCP.

2.3.3 Analyse des données

Le plongeoir étant difficile à instrumenter, aucune donnée d'effort n'a été mesurée expérimentalement dans cette étude. Les F&MI maximaux pour les 6 composantes et les 4 plongeons ont été présentées, non normés et normés par rapport au BW du sujet. Cette normalisation par le BW du sujet a été choisie, plutôt que la normalisation par la masse du sujet utilisée pour la méthode générique, pour permettre la comparaison avec les précédents travaux de la littérature s'intéressant aux F&MI en plongeon sur tremplin. Les composantes AP, ML, L, F, S et T utilisées pour la méthode générique étaient exprimées dans le repère associé à la plateforme mobile. Pour la méthode spécifique au plongeon sur tremplin, les différentes composantes ont été exprimées dans la base globale utilisée pour les données expérimentales du plongeoir ($\boldsymbol{X_{exp}}$, $\boldsymbol{Y_{exp}}$, $\boldsymbol{Z_{exp}}$). Les 6 composantes ont été appelées FX, FY, FZ et MX, MY, MZ pour les forces et moments respectivement. Les moments pour chaque pied ont été calculés à l'origine des repères de chaque pied, à savoir au niveau de l'articulation avec la cheville. Les contributions des deux pieds ont été sommées. Les composantes avec les valeurs maximales les plus importantes, à savoir FX, FZ et MY ont été tracées au cours du temps pour un plongeon ACE et un plongeon SCE. Ce sont les plongeons de chaque type les plus longs qui ont été tracés.

Les résultats obtenus ont été comparés à ceux disponibles dans la littérature afin de savoir si les ordres de grandeur obtenus étaient corrects. Dans la littérature, on trouve des valeurs surtout pour FX et FZ, donc seules ces composantes ont été considérées. Les valeurs présentées dans Kong (2005) et Sprigings et Miller (2004) ont été utilisées. Les plongeons étudiés dans ces études sont tous des plongeons avec course d'élan (101B, 105B, 301C et 303B pour Kong (2005) et 307C pour Sprigings et Miller (2004)). Les valeurs de FX et FZ obtenues dans notre étude ont été moyennées pour les deux plongeons ACE. L'ensemble des valeurs de Kong (2005) a également été moyenné. Ces valeurs considèrent les valeurs de FX et FZ maximales en valeur absolue.

2.3.4 Résultats et discussion

Les valeurs maximales des F&MI obtenues à partir de la méthode présentée pour les 6 composantes sont récapitulées dans le Tableau 2.5. On remarque que les valeurs maximales de FX, FZ et MY sont plus élevées que pour les autres composantes. Cela est en accord avec l'hypothèse d'un mouvement plan souvent utilisée dans la littérature pour l'étude du plongeon sur tremplin (voir chapitre 1). MZ (équivalent à T dans l'étude précédente) est ici aussi la composante présentant la plus faible amplitude (entre 0,01 %BWm et 0,05 %BWm soit entre 0,10 Nm/kg et 0,49 Nm/kg). Dans l'étude précédente, nous avons conclu que pour la composante T atteignant une valeur maximale de l'ordre de 0,15 Nm/kg, les résultats n'étaient pas exploitables. Les faibles valeurs maximales de MZ amènent donc à conclure que les résultats pour cette composante sont également inexploitables, ce qui n'est pas le cas pour l'ensemble des autres composantes.

Tableau 2.5 – F&MI maximaux observés pendant les 4 essais de plongeons

	Plongeons	ACE1	ACE2	SCE1	SCE2
FX	N	320	273	581	624
	%BW	0,48	0,41	0,87	0,94
FY	N	69	72	85	44
	%BW	0,10	0,11	0,13	0,07
FZ	N	2957	2843	2754	2703
	%BW	4,4	4,3	4,1	4,1
MX	Nm	46	86	33	23
	%BWm	0,07	0,13	0,05	0,03
MY	Nm	395	375	395	382
	%BWm	0,59	0,56	0,59	0,57
MZ	Nm	10	22	30	6
	%BWm	0,02	0,03	0,05	0,01

Les évolutions de FX, FZ et MY au cours du temps pour les plongeons ACE2 et SCE1 sont présentées dans les Figures 2.12 et 2.13 respectivement.

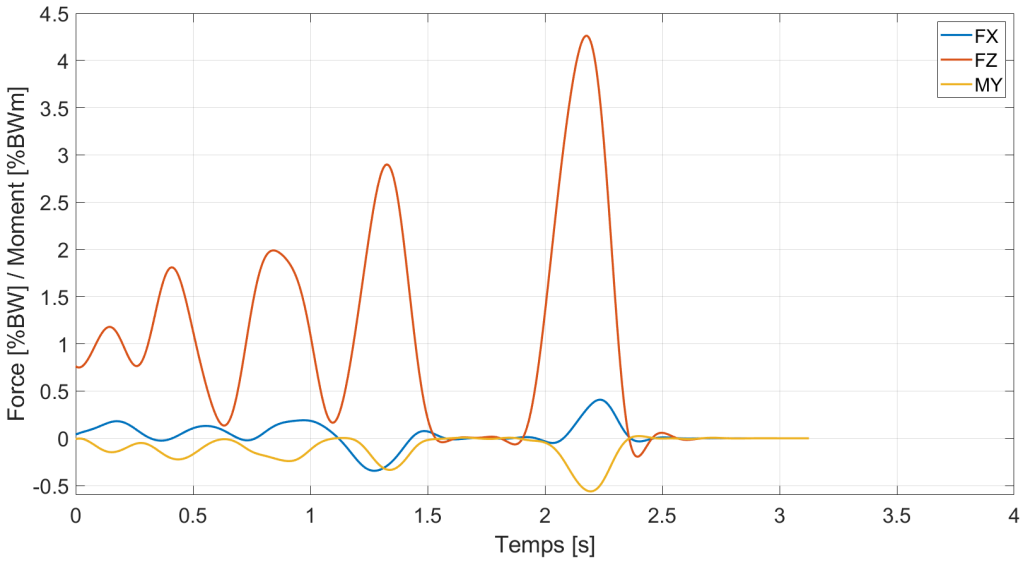


FIGURE 2.12 – Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon ACE2.

À notre connaissance, de telles courbes présentant l'évolution de ces trois composantes sur l'ensemble des plongeons ne sont pas disponibles dans la littérature. Kong (2005) et Sanders et Wilson (1987) ont présenté des courbes similaires pour la phase d'impulsion uniquement. La phase d'impulsion se situe entre 2,0 s et 2,3 s pour le plongeon ACE2 et 3,0 s et 3,4 s pour le plongeon SCE1. Kong (2005) et Sanders et Wilson (1987) ont observé une valeur de FX négative

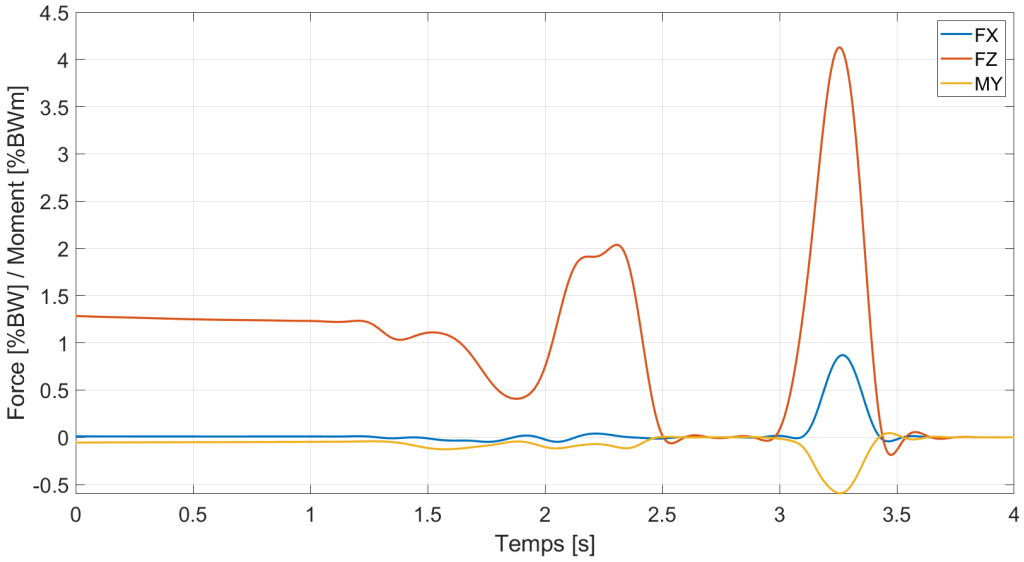


FIGURE 2.13 – Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon SCE1.

juste avant le décollage. Cela est cohérent avec la génération d'un moment cinétique permettant d'effectuer des rotations avant. Ce n'est pas le cas dans notre étude, que ce soit pour le plongeon ACE2 (98 N) ou pour le plongeon SCE1 (100 N). Les valeurs de FX négatives observées dans la littérature sont de faible amplitude et de courte durée. Le filtrage utilisé dans notre méthode peut donc lisser cet effet. Pour les 3 composantes tracées on observe des oscillations à chaque reprise et perte de contact, ce qui est dû au filtrage des données. C'est d'ailleurs le filtrage qui explique également pourquoi les forces ne sont pas nulles directement après le décollage.

Le Tableau 2.6 présente les valeurs absolues maximales de FX et FZ observées dans la littérature pour des plongeons avec course d'élan. Les valeurs maximales de FX et FZ obtenues

Tableau 2.6 – F&MI maximaux moyens pour les plongeons avec course d'élan

Composantes	FX (N)	FX (%BW)	FZ (N)	FZ (%BW)
ACE1 et ACE2	297	0,45	2900	4,4
Sprigings et Miller (2004)	-	-	-	environ 4
Kong (2005)	522	0,83	3459	5,5
Sanders et Wilson (1987)	environ 500	-	environ 4200	-

pour les plongeons ACE dans notre étude sont souvent inférieures à celles observées dans la littérature (sauf pour FZ qui est supérieur à la valeur observée par Sprigings et Miller (2004)). Cela peut provenir du fait que le plongeur étudié est un plongeur amateur, alors que les plongeurs étudiés dans la littérature sont des plongeurs élites. L'étude d'un plongeur de niveau international dans le chapitre 4 permettra de revenir sur cette question. De plus, la méthode utilisée dans

notre étude est très différente de celles utilisées dans la littérature (basée sur la dynamique du plongeur et le déplacement du plongeoir, modèles 3D du plongeur, 28 points de contact répartis sous les pieds). Ces différences peuvent également expliquer les différences observées sur les allures des courbes lors de la phase d'impulsion. Malgré ces différences, les résultats obtenus semblent montrer que la méthode de calcul des F&MI permet d'obtenir des résultats en accord avec ceux observés précédemment dans la littérature, notamment pour les composantes FX et FZ.

Le champ d'application de cette méthode pourrait encore être étendu à l'interaction avec des structures irrégulières (rampes pour les sports de glisse) ou composées de plusieurs surfaces discontinues (escaliers). Cela nécessiterait néanmoins de réfléchir à un positionnement des marqueurs en adéquation avec la configuration de la structure et n'entravant pas le mouvement humain étudié. Les limitations liées à la technologie utilisée, au modèle de pied et aux paramètres de la méthode présentées pour la méthode générique sont les mêmes pour la méthode spécifique à l'étude du plongeon sur tremplin.

Cette méthode de prédiction des F&MI s'inclut dans une démarche de dynamique inverse visant à déterminer les couples articulaires du sujet étudié. Les résidus dynamiques peuvent être utilisés pour quantifier la précision de cette étape de dynamique inverse. Ces derniers sont sensibles aux erreurs de reconstruction cinématique Muller *et al.* (2017). D'importants résidus dynamiques ont été observés lors des phases aériennes des plongeons étudiés (de l'ordre de 1000 N). Ces résidus proviennent sûrement de la propagation des erreurs de reconstruction cinématiques, qui sont en partie compensées par les F&MI prédits lors des phases de contact. Ces résidus dynamiques élevés impliquent une fiabilité faible des couples articulaires obtenus lors des phases aériennes. L'utilisation d'un échantillonnage plus élevé et d'un filtrage avec une fréquence de coupure plus élevée pourrait permettre de réduire ce problème.

2.4 Conclusion du deuxième chapitre

Dans ce chapitre, une méthode permettant d'estimer les F&MI nécessaire au couplage faible utilisé pour l'étude du plongeon sur tremplin a été présentée. Dans un premier temps, une méthode de prédiction des GRF&M existante a été modifiée pour prendre en compte l'interaction entre un sujet humain et une structure mobile et/ou non-horizontale. Cette méthode a été validée grâce à une campagne de mesures avec une plateforme mobile instrumentée. Cette méthode permet d'ouvrir le champ d'application de l'analyse biomécanique basée sur des méthodes de dynamique inverse à des activités sportives comme le skateboard ou des tâches professionnelles comme celles réalisées sur des plateformes élévatrices.

Dans un second temps, cette méthode a été améliorée pour prendre en compte une interaction avec un solide déformable. Elle a été appliqué à l'étude du plongeon sur tremplin et a permis

d'observer des résultats qui n'ont pas encore été étudiés dans la littérature. Cette méthode permet d'étudier l'évolution des composantes des F&MI avec une amplitude significative pour des plongeons complets.

Ce chapitre a permis de présenter le modèle de plongeur et la méthode de prédiction des F&MI utilisés pour l'analyse de la performance dans cette thèse. Les F&MI vont être utilisés dans le chapitre suivant pour simuler le comportement du plongeoir en réponse à la sollicitation du plongeur.

Chapitre 3

Simulation du comportement du plongeoir

3.1 Introduction

Comme énoncé dans le chapitre 1, de nombreux modèles de plongeoir ont déjà été proposés dans la littérature. Ces derniers prennent en compte uniquement la zone de contact entre le plongeur et le plongeoir, en la contraignant souvent à être à l'extrémité libre du plongeoir. Le modèle proposé ici permet d'étudier le plongeoir dans son ensemble et ainsi d'aller plus loin dans l'étude de l'interaction plongeur-plongeoir, notamment lors de plongeons avec course d'élan.

Le plongeoir présente un ensemble de spécificités géométriques et matérielles que nous pouvons rappeler ci-après. Les plongeoirs sont composés d'alliage d'aluminium (Miller, 2000; Sprigings *et al.*, 1989). Un appui réglable est situé à environ un tiers de la longueur totale du plongeoir (voir Figure 3.1). Sa position est ajustable sur une distance de 0,584 m. L'épaisseur du plongeoir n'est pas constante. La zone de réglage de l'appui est toujours la zone la plus épaisse. L'épaisseur du plongeoir peut diminuer de la zone de réglage de l'appui à l'extrémité libre uniquement (Sprigings *et al.*, 1989), et également de la zone de réglage de l'appui vers l'origine (Miller, 2000). Des perforations sont présentes à l'extrémité libre du plongeoir, ce qui rend cette partie du plongeoir plus souple. La section des plongeoirs est composée de nervures et d'une boîte de torsion en son centre, comme présenté sur la Figure 3.2. Le plongeoir Maxiflex 'B' présenté sur la Figure 3.1 est le plongeoir le plus couramment utilisé en compétition (Miller, 2000).

Le modèle de plongeoir proposé dans ce chapitre est un modèle EF du plongeoir complet. Des hypothèses sont faites pour en simplifier sa modélisation : épaisseur constante, section rectangulaire pleine, absence de perforations. Ce modèle simule le comportement du plongeoir étudié expérimentalement en réponse aux F&MI estimées dans le chapitre précédent. Une méthode de caractérisation du modèle de plongeoir basée sur une approche par optimisation est présentée. Le modèle de plongeoir et la méthode de caractérisation associée ont été publiés dans Demestre *et al.* (2022a).

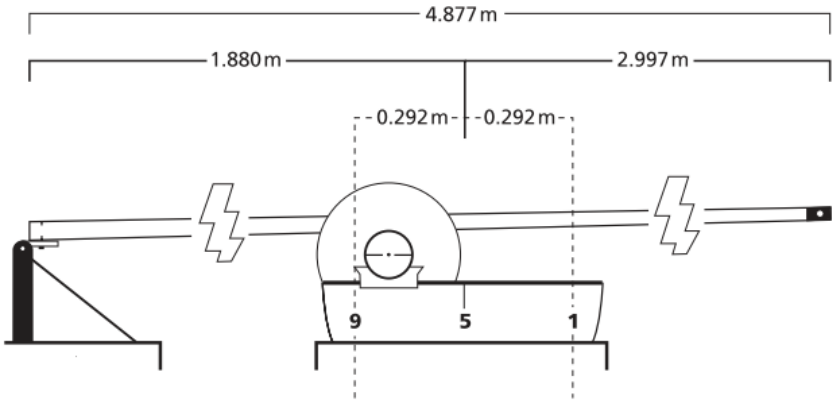


FIGURE 3.1 – Dimensions et positions de l'appui pour le Maxiflex 'B'. Issu de Miller (2000).

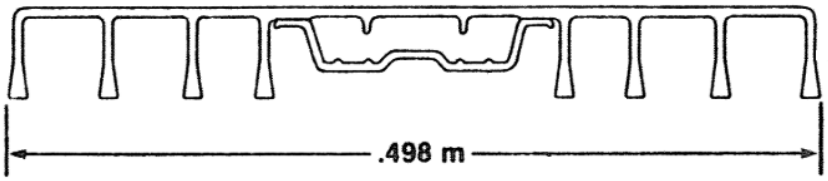


FIGURE 3.2 – Section d'un plongeoir Duraflex. Issu de Sprigings *et al.* (1989).

3.2 Méthode

Les données de capture de mouvement des essais de plongeon ont fourni le déplacement vertical du plongeoir et le mouvement du plongeur. Un couplage faible entre un modèle EF du plongeoir et un modèle biomécanique du plongeur a été réalisé. Les F&MI ont été calculés à partir de la méthode de prédiction des F&MI décrite dans le chapitre précédent. Les F&MI ont été appliqués au modèle de plongeoir. Les paramètres du modèle de plongeoir (matériau, géométrie, contact) ont été identifiés à l'aide d'une approche par optimisation minimisant l'écart entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques (Figure 3.3).

3.2.1 Procédure expérimentale

L'étude menée dans ce chapitre se base sur les mêmes données expérimentales que celles du chapitre précédent, à savoir 4 essais de plongeons réalisés par un plongeur amateur. Pour rappel, le sujet étudié mesure 1,65 m et pèse 68 kg.

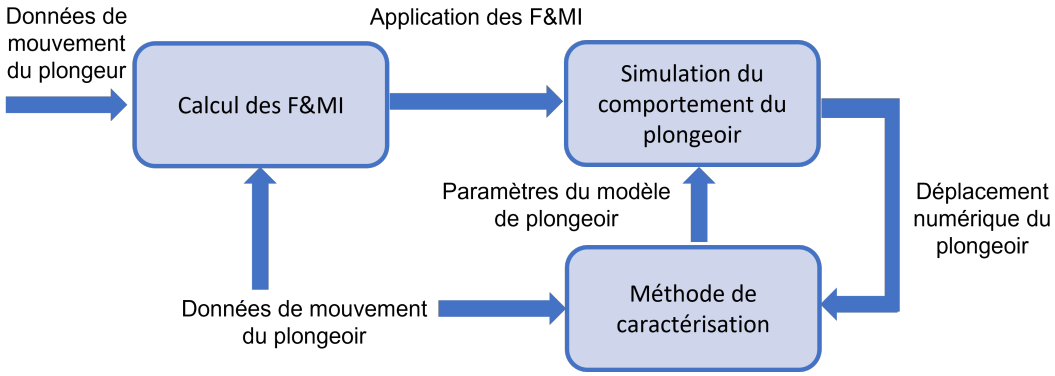


FIGURE 3.3 – Aperçu de la méthode de caractérisation basée sur les mouvements du plongeur et du plongeoir.

3.2.2 Modèle de plongeoir

Le modèle de plongeoir a été développé à partir d'une librairie Matlab dédiée à la modélisation par EF : ATL4S (Grange, 2021). Le plongeoir a été modélisé comme une poutre élastique de Bernoulli 2D en petits déplacements. Le modèle du plongeoir est présenté sur la Figure 3.4. Toutes les liaisons ont été considérées ponctuelles. Le contact unilatéral entre le plongeoir et l'appui en $X_{num} = L_1$ a été géré avec un problème complémentaire linéaire dans le cadre de la dynamique non régulière des contacts (Acary, 2013). Cette méthode considère les vitesses relatives entre les nœuds en contact à l'appui avant et après le rebond. Elle autorise une pénétration d'autant plus petite que l'incrément de temps est petit. La gravité a été prise en compte. Le modèle de plongeoir a été maillé avec 49 nœuds linéairement espacés, de façon à avoir autant de nœuds dans le modèle que de marqueurs sur le plongeoir étudié expérimentalement. Un incrément de temps égal à celui des données expérimentales (fréquence d'échantillonnage de 200 Hz) a été utilisé. L'intégration temporelle a été réalisée à l'aide de la méthode Euler-thêta ($\theta = 0,5$). Le modèle de plongeoir a été considéré statique au premier pas de temps.

La longueur du plongeoir a été calculée comme la différence entre les positions selon $\boldsymbol{X_{exp}}$ des marqueurs 50 et 1 (voir Figure 2.10). Le marqueur correspondant à la position de l'appui a été repéré pour pouvoir choisir le nœud en contact avec l'appui dans le modèle. Sur le plongeoir

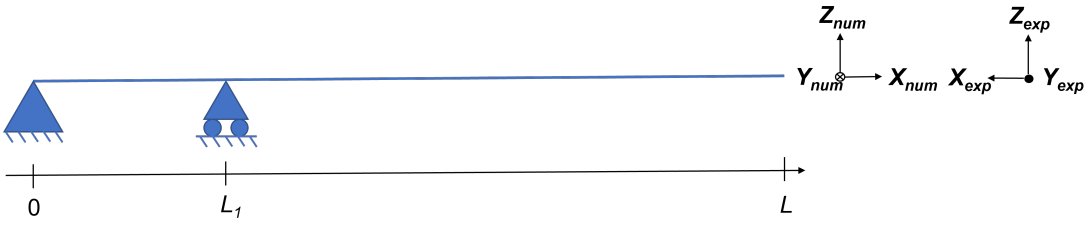


FIGURE 3.4 – Modèle de plongeoir et bases expérimentale et numérique.

utilisé dans cette expérimentation, l'appui n'était pas réglable. Après le placement des marqueurs expérimentaux, il a été déterminé que le marqueur le plus proche de l'appui était le marqueur numéro 21. Les marqueurs étant espacés d'environ 10 cm, cette méthode entraînait une erreur maximale de l'ordre de 5 cm sur le positionnement de l'appui.

Le modèle de plongeoir a été caractérisé à partir des paramètres suivants :

— le module de Young E (Pa) ;
— la masse volumique ρ (kg.m^{-3}) ;
— l'épaisseur h (m) (selon $\boldsymbol{Z_{num}}$) ;
— le coefficient de restitution e.

Le coefficient de restitution est une valeur entre 0 et 1 quantifiant la dissipation d'énergie due au contact avec l'appui. La largeur du plongeoir b (selon $\boldsymbol{Y_{num}}$) a été fixé à 0,5 m, soit la largeur de la plupart des plongeoirs.

3.2.3 Application des F&MI

Les F&MI dans le plan sagittal du plongeur (FX, FZ et MY) ont été prédits à l'aide de la méthode décrite dans le chapitre précédent. Les contributions des deux pieds ont été sommées et appliquées en un unique nœud du modèle de plongeoir. La position du CdP sous les pieds du sujet a été calculée à chaque pas de temps en utilisant les positions de chaque PP actif et les forces verticales qui s'y appliquaient (Kajita *et al.*, 2009). Le point d'application des F&MI a été défini comme le marqueur le plus proche du CdP parmi ceux contenus dans la SCP en contact avec les PP actifs (Figure 3.5). Le filtrage des F&MI pouvait entraîner des F&MI non nuls à des instants où l'ensemble des PP étaient inactifs. Pour éviter d'appliquer des F&MI uniquement dus au filtrage, les F&MI ont été considérés nuls lorsque l'ensemble des PP étaient inactifs.

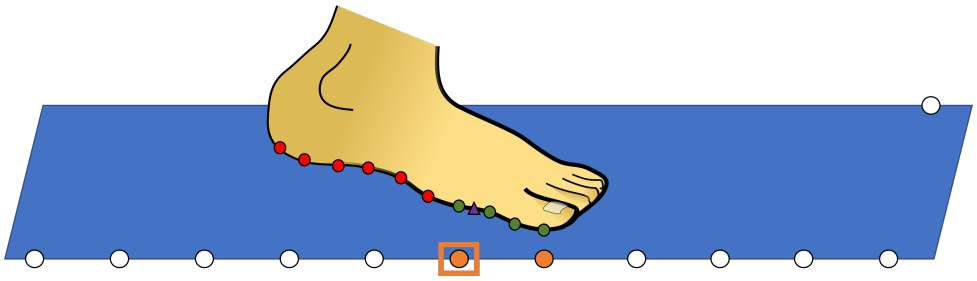


FIGURE 3.5 – Identification du point d'application des F&MI (dans le carré orange). PP actifs en vert, PP inactifs en rouge, marqueurs de la SCP en contact avec les PP actifs en orange, autres marqueurs en blanc, CdP en violet.

La base expérimentale ($\boldsymbol{X_{exp}}$, $\boldsymbol{Y_{exp}}$, $\boldsymbol{Z_{exp}}$) a été créée à partir d'une référence placée à l'extrémité libre du plongeoir. Cette dernière était légèrement inclinée par rapport à l'horizontale du fait du poids propre du plongeoir. L'essai de référence a été utilisé pour déterminer la ligne passant par les marqueurs allant de l'origine du plongeoir à l'appui. Cette ligne a été utilisée

pour définir l'horizontale. Un angle $\alpha = 0,9$ ° entre $\boldsymbol{X_{exp}}$ et cette ligne horizontale autour de $\boldsymbol{Y_{exp}}$ a été déterminé et pris en compte lors de l'application des F&MI. Un angle de $0,11$ ° entre $\boldsymbol{X_{exp}}$ et $\boldsymbol{X_{num}}$ autour de $\boldsymbol{Z_{num}}$ a été calculé à partir de l'essai de référence. Cet angle a été considéré comme négligeable et n'a pas été pris en compte. $\boldsymbol{X_{exp}}$ et $\boldsymbol{Y_{exp}}$ étaient dans le sens opposé par rapport à $\boldsymbol{X_{num}}$ et $\boldsymbol{Y_{num}}$ (Figure 3.4). Les valeurs opposées de FX et MY ont été considérées comme les F&MI appliqués sous les pieds du plongeur.

Les déplacements initiaux $\boldsymbol{U}$ du modèle de plongeoir ont été calculés comme suit :

$$\boldsymbol{U} = \boldsymbol{K^{-1}F} \tag{3.1}$$

avec $\boldsymbol{K}$ la matrice de raideur et $\boldsymbol{F}$ la matrice des efforts.

3.2.4 Méthode de caractérisation

Les paramètres initiaux ont été définis comme suit :

— $E_0 = 69.10^9$ Pa ;
— $\rho_0 = 2,7.10^3$ kg.m^{-3} ;
— $h_0 = 0.05$ m ;
— $e_0 = 1$.

E_0 et ρ_0 correspondent aux propriétés d'un alliage d'aluminium commun car les plongeoirs sont souvent faits en alliage d'aluminium (Sprigings *et al.*, 1989; Miller, 2000). L'épaisseur des plongeoirs n'est pas constante. L'épaisseur maximale des plongeoirs est souvent comprise entre 0,05 et 0,06 cm. C'est pourquoi h_0 a été fixée à 0,05 m. La valeur de e_0 signifiait qu'aucune dissipation d'énergie due au contact avec l'appui n'avait lieu. La RMSE normalisée entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques 3.2 a été minimisée pour caractériser le modèle de plongeoir :

$$\begin{aligned}
\phi(E,\rho,h,e) &= \frac{1}{\phi_0}\sum_{i=1}^{n_t}\sum_{m=F+1}^{n_m}\frac{1}{n_e^i A_m^i}\sqrt{\sum_{k=1}^{n_e^i}(U_{exp}^i(x_m,t_k)-U_{num}^i(x_m,t_k))^2} \\
\phi_0(E_0,\rho_0,h_0,e_0) &= \sum_{i=1}^{n_t}\sum_{m=F+1}^{n_m}\frac{1}{n_e^i A_m^i}\sqrt{\sum_{k=1}^{n_e^i}(U_{exp}^i(x_m,t_k)-U_{num}^i(x_m,t_k))^2}
\end{aligned} \tag{3.2}$$

avec n_t le nombre d'essais, F le numéro du marqueur le plus proche de la position de l'appui (ici 21), n_m le nombre de marqueurs/nœuds, n_e^i le nombre de pas de temps de l'essai i, A_m^i le déplacement expérimental vertical maximal de l'essai i à l'abscisse x_m, U_{num}^i et U_{exp}^i les déplacements verticaux numérique et expérimental respectivement à l'abscisse x_m et à l'instant t_k pour l'essai i. Le déplacement vertical avant l'appui n'a pas été pris en compte car il était du même ordre de grandeur que la précision du système optoélectronique utilisé (de l'ordre du

mm).

Le problème d'optimisation 3.3 a été résolu en utilisant la méthode du recuit simulé du fait du caractère non convexe de la fonction objectif entraînant la présence de minima locaux :

$$\min \phi(E, \rho, h, e) \quad \text{tels que} \begin{cases} 1.10^8 \text{ Pa} < E < 1.10^{12} \text{ Pa} \\ 10 \text{ kg.m}^{-3} < \rho < 1.10^6 \text{ kg.m}^{-3} \\ 0.01\ m < h < 0.1\ m \\ 0 < e < 1 \end{cases} \tag{3.3}$$

La température T du recuit simulé a été mise à jour en utilisant l'équation suivante 3.4 :

$$T = \frac{T_0}{log(k)} \tag{3.4}$$

avec T_0 la température initiale (ici 200) et k le nombre d'itérations.

Pour avoir une condition initiale expérimentale proche d'un plongeoir statique (condition initiale dans le modèle), les essais ont été coupés de telle sorte que la vitesse verticale du dernier marqueur du plongeoir (ici le 50ème) soit inférieure à 0,01 m.s^{-1} au premier pas de temps.

3.2.5 Analyse des données

Le recuit simulé est une méthode stochastique pouvant mener à des résultats correspondants à différents minima locaux. La méthode de caractérisation qui a été décrite précédemment a été lancée 50 fois, ce qui a mené à 50 jeux de paramètres différents (à chaque fois un jeu de paramètres commun pour les 4 essais). Les 50 cycles de calcul étant indépendants les uns des autres, ils peuvent être parallélisés pour diminuer le temps de calcul global. Une analyse par clustering a été réalisée sur ces 50 jeux de paramètres pour déterminer combien de groupes de solutions étaient présents dans cette distribution. Le critère de Calinski-Harabasz a été utilisé pour déterminer le nombre optimal de clusters pour la distribution étudiée.

Le jeu de paramètres obtenu pour un cycle de calcul donné a été présenté comme $\frac{EI}{b}$ (où I est le moment quadratique), ρ et e plutôt que E, h, ρ et e. En effet, le module de Young et l'épaisseur ont tous les deux une influence sur la raideur du plongeoir.

Différentes métriques ont été utilisées pour analyser un essai parmi les quatre, pour un cycle de calcul donné. Les métriques ont toutes été calculées pour chaque marqueur/nœud du plongeoir après l'appui. L'erreur absolue entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques à chaque pas de temps a été calculée. Les valeurs de la moyenne temporelle (ligne continue) et de l'écart-type (forme grise autour de la ligne continue) des erreurs absolues ont été calculées. Cette erreur a également été normalisée par A_m^i. La corrélation croisée normalisée entre les

déplacements verticaux expérimentaux et numériques a été calculée. La corrélation maximale et le retard associé ont été présentés sur un même graphique. Toutes les métriques sont présentées comme des fonctions de la position sur le plongeoir (abscisse X).

3.3 Résultats

Il a été trouvé que le nombre optimal de clusters valait 1. Ainsi, toutes les solutions appartiennent à un même groupe. C'est pourquoi le cycle de calcul menant à la plus petite valeur de ϕ parmi les 50 effectués a été sélectionné pour présenter les résultats. Le cycle de calcul sélectionné a entraîné une valeur de $\phi = 0,58$ et le jeu de paramètres suivants :

— $\frac{EI}{b} = 2,65.10^5$ Pa.m^3 ;
— $\rho = 855$ kg.m^{-3} ;
— $e = 0.099$.

Les erreurs maximales absolues entre les déplacements expérimental et numérique à l'extrémité libre du plongeoir valent 0,29 m (58 % de A^1_{49} et 59 % de A^2_{49}) pour les plongeons SCE. Les mêmes résultats pour les plongeons ACE sont 0,23 m (49 % de A^3_{49}) et 0,24 m (52 % de A^4_{49}). Les erreurs maximales ont été observées pour les 4 plongeons entre le touchdown et le décollage, soit une période lors de laquelle le plongeoir atteint sa flèche maximale. Au niveau de l'appui, les mêmes résultats sont 0,047 m (59 % de A^1_{21}) et 0,033 m (43 % de A^2_{21}) pour les plongeons SCE. Les mêmes résultats pour les plongeons ACE sont 0,055 m (70 % de A^3_{21}) et 0,051 m (65 % de A^4_{21}). Les erreurs maximales au niveau de l'appui ont été observées après le décollage pour tous les plongeons, soit la période lors de laquelle le plongeoir oscille en régime libre.

Les valeurs moyennes des erreurs absolues augmentent avec l'abscisse pour les 4 plongeons. Les erreurs absolues moyennes maximales sont 0,054 m et 0,060 m pour les plongeons SCE ; 0,065 m et 0,045 m pour les plongeons ACE. Pour le plongeon SCE1, l'erreur normalisée maximale a été observée à l'extrémité libre du plongeoir. Pour les 3 autres plongeons, les erreurs normalisées maximales ont été observées entre $X = 3,0$ m et $X = 3,1$ m. Ces erreurs maximales ont des valeurs de 10,9 % et 12,5 % pour les plongeons SCE ; 22,3 % et 12,2 % pour les plongeons ACE. Pour les erreurs absolues et normalisées, l'écart-type augmente avec la moyenne pour les 4 plongeons.

La corrélation maximale augmente avec l'abscisse pour tous les plongeons sauf ACE1. Le retard associé diminue quand l'abscisse augmente pour les plongeons ACE. L'observation inverse a été faite pour le plongeon SCE1 et aucun déphasage n'a été observé pour le plongeon SCE2. Les corrélations maximales varient entre 0,88 et 0,96 pour tous les plongeons et toutes les abscisses considérées. Les retards maximaux varient entre 0 s (plongeon SCE2 sans déphasage) et 0,015 s pour tous les plongeons.

Les graphiques correspondant aux métriques utilisées (Figure 3.6) et aux évolutions des

déplacements verticaux (Figure 3.7) sont présentés pour l'essai avec les plus petites erreurs moyennes absolue et normalisée maximales (plongeon ACE2). Ces mêmes métriques sont également présentées pour l'essai avec les plus grandes erreurs moyennes absolue et normalisée maximales (plongeon ACE1, Figures 3.8 et 3.9).

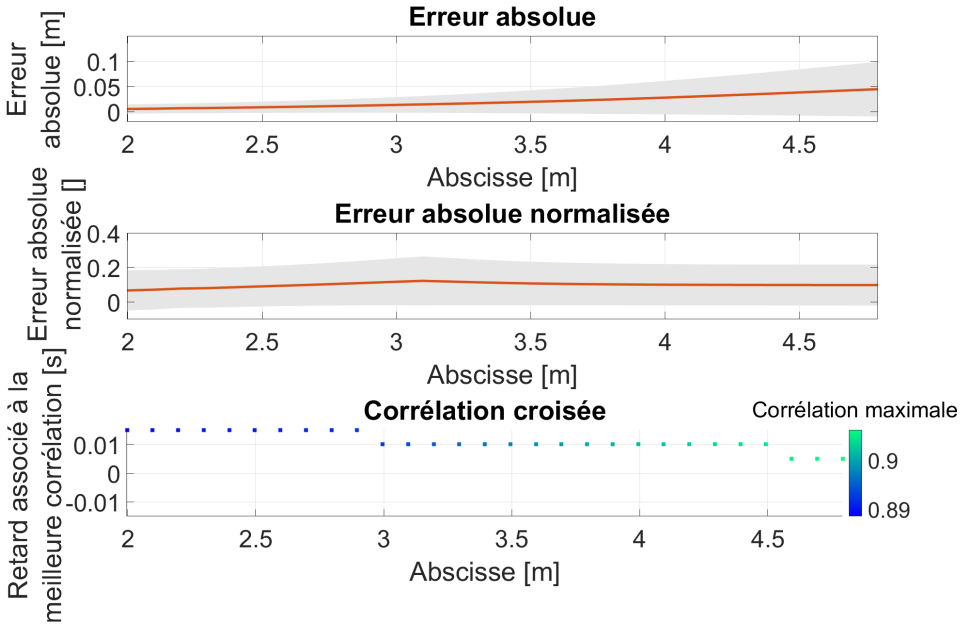


FIGURE 3.6 – Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon ACE2. La ligne continue rouge correspond à la valeur moyenne et la forme grise autour de la ligne continue à l'écart-type.

3.4 Discussion

3.4.1 Précision de la méthode

Les erreurs absolues maximales observées entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques n'étaient pas négligeables (entre 0,23 m et 0,29 m). Néanmoins, les erreurs absolues étaient souvent très inférieures à ces valeurs maximales tout au long des plongeons, entraînant des valeurs moyennes beaucoup plus faibles que ces valeurs maximales. Une erreur absolue moyenne maximale entre 0,045 m et 0,065 m et un retard maximal inférieur à 0,015 s entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques semblent convenables pour étudier la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir. En effet, la plus haute fréquence dans le spectre de la force verticale pour le plongeon ACE2 était de 4 Hz, ce qui correspond à une période de 0,294 s. De plus, la phase d'impulsion qui est cruciale dans la performance en plongeon sur tremplin (voir chapitre 1) dure environ 0,5 s (Miller *et al.*, 2002; Sayyah *et al.*,

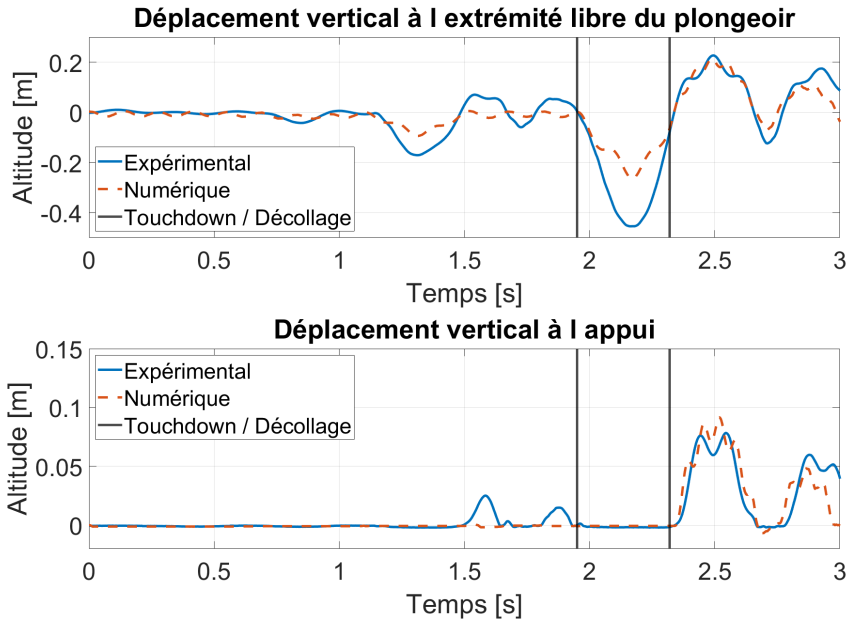


FIGURE 3.7 – Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) et à l'appui (en bas) pour le plongeon ACE2. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage.

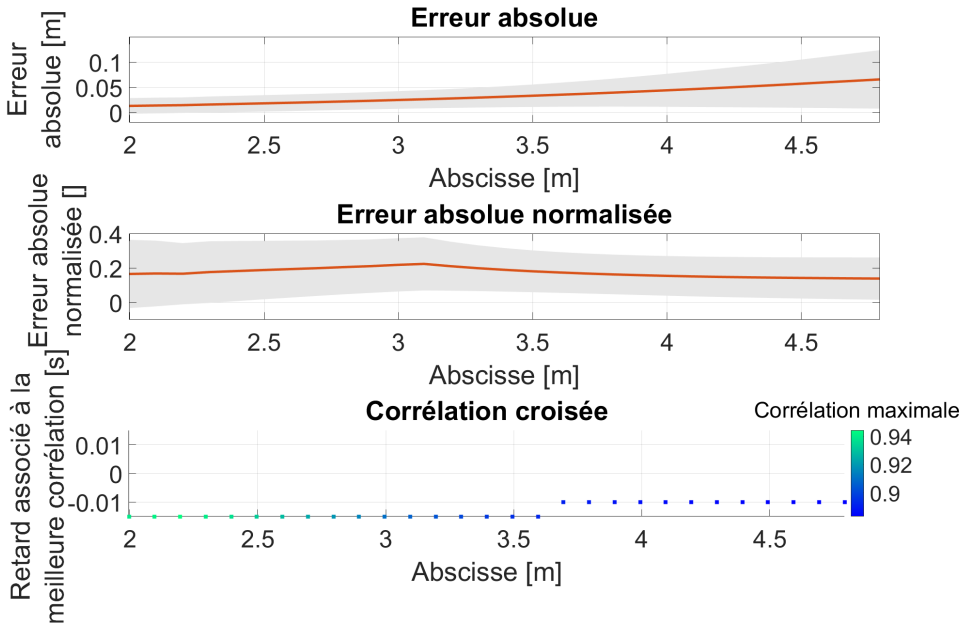


FIGURE 3.8 – Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon ACE1. La ligne continue rouge correspond à la valeur moyenne et la forme grise autour de la ligne continue à l'écart-type.

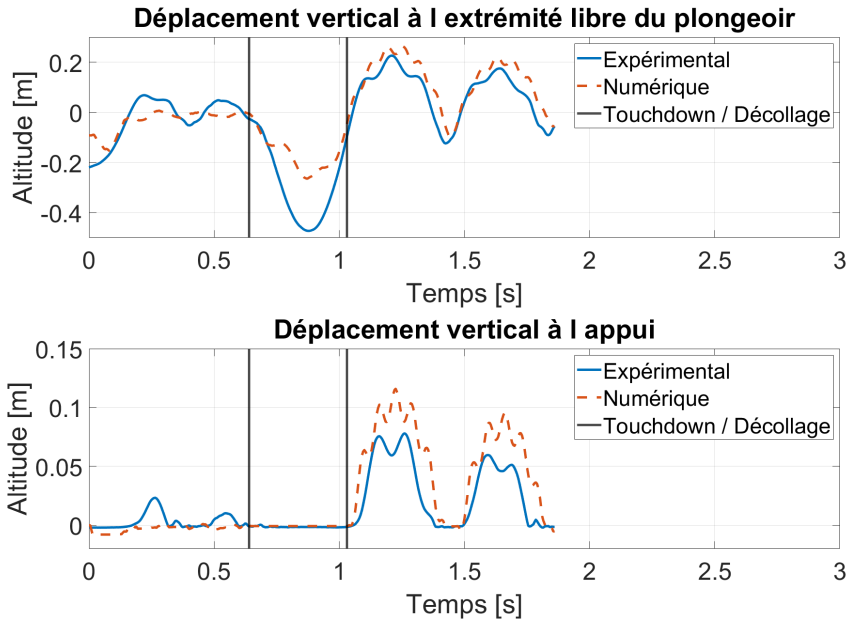


FIGURE 3.9 – Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) et à l'appui (en bas) pour le plongeon ACE1. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage.

2020), soit environ 10 fois le retard maximal observé entre les déplacements expérimentaux et numériques.

Les modèles utilisés précédemment dans la littérature ont permis d'obtenir des erreurs plus petites sur les déplacements que celles obtenues avec le modèle utilisé dans ce chapitre. Haake *et al.* (2010) ont obtenu une erreur entre les déplacements verticaux expérimental et numérique à l'extrémité libre du plongeoir inférieure à 5 cm tout au long d'un plongeon ACE en utilisant un modèle masse-ressort avec des oscillations décroissantes après le hurdle. Cependant, ce modèle ne prend en compte que l'extrémité libre du plongeoir ce qui peut être limitant pour l'étude des plongeons ACE. De plus, ce modèle entraîne une force de réaction verticale uniquement. Or la force de réaction horizontale joue un rôle important dans la génération du moment cinétique et dans le déplacement horizontal nécessaire pour s'écarter du plongeoir (Kong, 2005). Le modèle proposé dans Kong *et al.* (2004) prend en compte la rotation et le déplacement horizontal d'une portion du plongeoir pour lequel la position (et les paramètres associés) peut varier au cours du plongeon. Ce modèle permet d'obtenir des erreurs inférieures à 7 cm sur la flèche maximale du plongeoir pour les plongeons ACE étudiés dans Kong (2005). Bien que ce modèle prenne en compte le déplacement horizontal du plongeoir, sa rotation et son interaction avec le plongeur à différents endroits du plongeoir, il prend en compte seulement une portion du plongeoir à chaque instant. Le modèle proposé dans ce chapitre représente le plongeoir dans son ensemble tout au long du plongeon. Cela est notamment intéressant pour l'étude de la course d'élan et

du hurdle qui sont des phases pour l'instant peu étudiées dans la littérature (voir chapitre 1). Le modèle présenté permet d'aller plus loin dans l'étude d'autres caractéristiques mécaniques que le déplacement du plongeoir, comme par exemple son énergie et son interaction avec l'appui notamment pendant le hurdle.

3.4.2 Limites et perspectives

Le maillage du modèle de plongeoir a été basé sur les marqueurs expérimentaux. Il pourrait être intéressant d'étudier l'influence du maillage sur la méthode de caractérisation. Un maillage plus fin pourrait améliorer la précision de la méthode. Cela augmenterait également le temps de calcul, qui est actuellement de quelques secondes pour simuler un essai de 5 s. De plus, les marqueurs expérimentaux sont disposés sur le plongeoir à la main, ce qui entraîne des imprécisions sur leur placement et donc d'éventuels décalages avec les nœuds du modèle, qui eux sont linéairement espacés.

Il a été considéré que les F&MI étaient appliqués en un unique point sur le plongeoir, repéré par rapport à la position du CdP sous les pieds du plongeur. Les forces verticales ont été utilisées pour calculer la position du CdP. Cependant, il serait plus réaliste d'utiliser les forces normales à la surface du plongeoir et de calculer le CdP dans le repère lié au plongeoir. De plus, pendant les plongeons, la surface de contact entre les pieds du plongeur et le plongeoir contenait souvent plus d'un marqueur/nœud. Il serait également plus réaliste de considérer une répartition des F&MI sur plusieurs nœuds du modèle. On pourrait ainsi étudier l'impact de cette répartition des F&MI sur la précision du modèle caractérisé. Enfin, l'hypothèse d'un plongeoir statique à l'instant initial peut entraîner un écart entre le déplacement expérimental et le déplacement simulé (Cheng et Hubbard, 2005). Seule la vitesse verticale de l'extrémité libre du plongeoir a été prise en compte pour déterminer le pas de temps initial de l'étude. Cette méthode pourrait être améliorée en prenant en compte les vitesses verticales de l'ensemble des marqueurs du plongeoir.

Du fait du caractère stochastique de la méthode, 50 cycles de calculs identiques ont été lancés. Le meilleur d'entre eux permet d'obtenir un modèle adapté à l'étude de la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir. Le choix de 50 cycles a été fait arbitrairement. Une analyse visant à déterminer le nombre de cycles à effectuer pour obtenir au moins un modèle adapté permettrait un nombre pertinent de cycles de calcul, liant précision des résultats et temps de calcul réduit. De plus, une étude de l'influence des paramètres du recuit simulé pourrait aider à améliorer l'exploration de l'espace des solutions. Enfin, l'étude menée dans ce chapitre se base sur 4 essais. Il serait intéressant d'étudier l'influence de la quantité de données d'entrée sur la précision des résultats.

La méthode présentée est basée sur des données de capture de mouvement qui sont très couramment utilisées en analyse biomécanique. Cette technologie permet ainsi d'étudier à la fois le plongeur et le plongeoir. Néanmoins, cette technologie est souvent limitée par un volume de

capture restreint et la présence de reflets, réduisant son efficacité dans l'environnement d'étude du plongeon sur tremplin. Rendre cette méthode compatible avec d'autre types de données d'entrée pourrait éviter cette limitation (technologies sans marqueur, centrales inertielles ...).

Le sujet étant un plongeur amateur, il est probable qu'il ait utilisé des techniques différentes de celles utilisées par des plongeurs élites susceptibles d'entraîner un type de chargement du plongeoir également différent. Par exemple, un plongeur élite effectuerait le décollage plus près de l'extrémité libre du plongeoir. De plus, un seul réglage de l'appui a été utilisé ici, or l'appui est réglable sur les plongeoirs de compétition. Il serait intéressant d'étudier si le modèle caractérisé avec un jeu d'essais expérimentaux peut être utilisé sur des essais utilisant des réglages de l'appui différents. Plus généralement, il serait intéressant d'étudier si le jeu de paramètres déterminé à l'aide d'un ensemble d'essais expérimentaux peut être utilisé pour d'autres essais réalisés sur le même plongeoir. En effet, l'étude réalisée dans ce chapitre présente des résultats pour les essais qui ont été utilisés pour déterminer les paramètres du plongeoir étudié. Ce choix a été fait car il a été considéré que pour un ensemble d'essais expérimentaux à étudier, ils pouvaient tous être utilisés dans la méthode de caractérisation pour être le plus précis possible pour l'ensemble de ces essais. Enfin, les essais expérimentaux complets ont été utilisés pour déterminer les paramètres du plongeoir, en conservant donc la phase de régime libre après le décollage du plongeur. Ce choix a été fait pour développer une méthode générale tout au long du plongeon. On peut supposer que si l'étude à effectuer porte sur une phase en particulier du plongeon, le reste peut être retiré pour gagner en précision sur la phase visée.

3.5 Conclusion du troisième chapitre

La démarche pour étudier l'interaction entre le plongeur et le plongeoir dans cette thèse se base sur un couplage faible entre un modèle biomécanique du plongeur et un modèle EF du plongeoir. Ce chapitre proposait une méthode permettant de caractériser le modèle de plongeoir de façon à ce qu'il ait un déplacement similaire à celui observé expérimentalement. La méthode proposée applique les F&MI prédits à partir de la méthode décrite dans le chapitre 2 au modèle de plongeoir que l'on cherche à caractériser à partir d'une approche par optimisation. Ce modèle considère le plongeoir complet ce qui permet de considérer son interaction avec l'appui ainsi qu'avec le plongeur tout au long du plongeon étudié. Cela permet notamment l'étude de plongeons avec course d'élan ainsi que d'aller plus loin dans des considérations énergétiques concernant le plongeoir.

À ce stade, le modèle d'interaction proposé permet l'étude de la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir. En effet, un modèle biomécanique spécifique au plongeur étudié est proposé. Un modèle EF du plongeoir est caractérisé. Et on connaît l'évolution des F&MI entre le plongeur et le plongeoir tout au long des plongeons que l'on souhaite étudier.

Les différents modèles et méthodes utilisés pour développer le modèle d'interaction ont été validés. Ils vont maintenant être utilisés pour l'analyse du mouvement d'un plongeur de niveau international.

Chapitre 4

Contributions à l'étude de la performance en plongeon sur tremplin : analyse de mouvement d'un plongeur de niveau international

4.1 Introduction

Les chapitres 2 et 3 ont présenté et validé les différentes méthodes permettant d'obtenir un nouveau type de modèle d'interaction plongeur-plongeoir. Ce dernier est composé d'un modèle biomécanique du plongeur et d'un modèle EF du plongeoir couplés faiblement par l'application à chacun d'entre eux des F&MI. Ce modèle d'interaction permet de calculer des quantités mécaniques déjà étudiées dans la littérature (voir chapitre 1) ainsi que des nouvelles quantités prenant en compte le plongeoir dans son ensemble et considérant le mouvement du plongeur en 3D pendant toute la durée du plongeon.

Une période d'observation des plongeurs dans leur environnement d'entraînement et des entretiens préalables avec Clémence Monnery, conseillère technique sportive (CTS) plongeon de la Fédération Française de Natation (FFN) et directrice des équipes de France de plongeon, ont été réalisés. Cette période d'échanges a permis d'appréhender des questionnements que se posent les acteurs du monde sportif (plongeurs et entraîneurs). Ces questionnements étaient principalement liés à la phase d'impulsion, et notamment à la synchronisation de la poussée du plongeur et de son décollage avec le comportement du plongeoir. Concernant la poussée, les plongeurs et entraîneurs ainsi que la littérature (Miller et Munro, 1985a) s'accordent à dire qu'elle devrait théoriquement avoir lieu à l'instant de la flèche maximale du plongeoir, mais qu'elle est en pratique initiée avant, lors de la phase de déflexion du plongeoir. Concernant le décollage, les plongeurs et entraîneurs supposent qu'un décollage optimal s'effectue lorsque l'extrémité libre du plongeoir atteint son altitude maximale. Cela permettrait au plongeur d'accompagner

le mouvement du plongeoir jusqu'au bout et d'éviter des vibrations dites parasites après le décollage. De plus, si le plongeur décolle juste avant que le plongeoir commence à redescendre, cela donne l'impression que le plongeur saute plus haut, ce qui est valorisé dans la notation. Par ailleurs, les échanges énergétiques entre le plongeur et le plongeoir sont peu étudiés dans la littérature (Sanders et Wilson, 1988; Sinclair *et al.*, 2012). Les énergies potentielles et cinétiques du plongeur et du plongeoir sont considérées à des instants précis et leurs calculs sont basés sur des modèles moins complexes que ceux proposés dans cette thèse (plongeur plan, plongeoir modélisé par un système masse ressort, ...). Il semble admis que le plongeur doit stocker un maximum d'énergie dans le plongeoir, notamment en lui appliquant des F&MI les plus élevés possibles de façon à maximiser la flèche du plongeoir (Sanders et Wilson, 1988). Mais aucune étude n'a quantifié l'influence de l'amplitude des F&MI sur la qualité du plongeon. De même, les modèles proposés dans cette thèse permettent d'aller plus loin dans l'étude de l'évolution des transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir au cours du temps. C'est pourquoi les trois études présentées ci-après ont été menées.

La première étude s'intéresse à la poussée du plongeur sur le plongeoir lors de la phase d'impulsion. La poussée du plongeur est étudiée à partir des coordonnées articulaires et couples articulaires des genoux. Une quantification de la synchronisation temporelle de la cinématique et de la dynamique des genoux avec la flèche maximale du plongeoir est réalisée. L'amplitude de la flexion-extension des genoux ainsi que des couples articulaires associés est également mise en regard de l'évaluation de la performance.

La deuxième étude s'intéresse à l'influence de l'amplitude des F&MI sur la performance de façon générale, mais plus précisément sur l'instant du décollage. On s'intéresse ici uniquement aux composantes FX, FZ et MY qui sont les trois composantes avec les amplitudes les plus élevées (voir chapitre 2). L'objectif est d'étudier leurs valeurs maximales atteintes lors du hurdle et lors de la phase d'impulsion. On s'intéresse également à l'influence des amplitudes des F&MI sur les durées des phases de contact et de vol lors du hurdle et de l'impulsion.

La troisième étude s'intéresse aux transferts d'énergies entre le plongeur et le plongeoir au cours des plongeons étudiés. Dans un premier temps, la notion de synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir est traitée. Dans ce but, les évolutions des énergies potentielles, cinétiques et mécaniques du plongeur et du plongeoir au cours du temps sont mises en regard des instants clés présentés dans la Figure 1.2. Des critères énergétiques permettant d'évaluer l'apport du travail musculaire du plongeur lors de la phase d'impulsion sont également analysés. Ces critères considèrent les variations des énergies mécaniques du plongeur et du plongeoir entre différents instants clés.

Pour mener ces études, des essais de capture de mouvement ont été réalisés avec un plongeur de niveau international. 9 plongeons avec 3 niveaux de difficultés différents ont été enregistrés. Cela permet de quantifier la manière dont évoluent les différents critères étudiés en fonction du

niveau de difficulté. Des classements et commentaires sur les plongeons enregistrés, effectués par une plongeuse de niveau international, ont été recueillis pour évaluer la notion de performance. Les classements ont permis d'évaluer la qualité des plongeons et les commentaires ont permis d'avoir une description des plongeons permettant parfois de nourrir la discussion des résultats obtenus. Le modèle d'interaction proposé dans cette thèse a été établi à partir de ces essais pour permettre de calculer les quantités mécaniques nécessaires pour répondre aux problématiques proposées.

Dans un premier temps, la procédure expérimentale mise en œuvre pour recueillir les données de capture de mouvement est présentée. La méthode d'analyse utilisée pour mener les études présentées ci-dessus est ensuite détaillée. Les méthodes de calcul des différentes quantités mécaniques utilisées sont détaillées dans cette section. La partie résultat est structurée en trois parties. Tout d'abord les résultats liés à l'estimation des F&MI sont présentés en s'appuyant sur les résultats obtenus au chapitre 2. Ensuite les résultats liés à la caractérisation du plongeoir sont présentés en s'appuyant sur les résultats obtenus au chapitre 3. Puis les résultats issus de la méthode d'analyse utilisée pour mener les trois études sont présentés et discutés pour chacune d'entre elle. Pour finir, une synthèse de l'ensemble des résultats obtenus est effectuée.

4.2 Procédure expérimentale

Les données de capture de mouvement du plongeur et du plongeoir ont été enregistrées à l'aide du système optoélectronique Qualisys [1]. 18 caméras (8 12-Mpixels OQUS 7+ et 10 12-Mpixels ARQUS A12) ont été installées autour de la fosse à plongeon de l'INSEP. Un plongeur de niveau international (1.80 m, 79 kg) a été équipé avec 36 marqueurs réfléchissants placés sur des repères anatomiques recommandés par l'International Society of Biomechanics (Wu *et al.*, 2002, 2005). Le jeu de marqueurs est différent de celui utilisé dans le chapitre 3. Tout d'abord, les 4 marqueurs de la tête n'ont pas été utilisés. Ces derniers avaient été fixés sur un bonnet de bain que le plongeur portait pendant les expérimentations. Ce bonnet avait tendance à glisser, ce qui avait tendance à altérer la concentration des plongeurs. De plus, 5 marqueurs utilisés dans l'étude du chapitre 3 étaient utilisés uniquement pour faciliter la phase de labellisation nécessaire pour pouvoir exploiter les données de mouvement. Ces derniers n'ont pas été utilisés dans la présente étude. Les précautions pour limiter la perte de marqueurs présentées dans le 2 ont également été mises en œuvre dans cette étude. Le sujet étudié a signé un formulaire de consentement éclairé conformément au comité d'éthique de l'Université de Rennes 2 (Référence 2022-006).

51 marqueurs ont également été disposés sur les côtés d'un plongeoir situé à 1 m au-dessus de l'eau (50 marqueurs sur un des côtés espacés de 10 cm les uns des autres et 1 marqueur

1. Cette étude a été financée par l'ANR dans le cadre du projet PIA EUR DIGISPORT (ANR-18-EURE-0022).

sur l'autre côté à l'extrémité libre du plongeoir). À la différence de l'étude précédente, les deux derniers marqueurs du plongeoir étaient placés à l'extrémité du plongeoir (voir Figure 4.1).

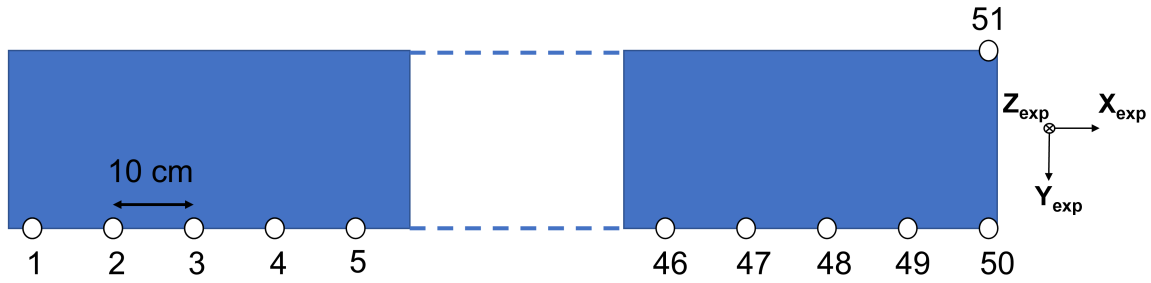


FIGURE 4.1 – Marqueurs du plongeoir et base des données expérimentales.

Le sujet et le plongeoir équipés à la fosse à plongeon de l'INSEP sont présentés sur la Figure 4.2.

FIGURE 4.2 – Sujet et plongeoir équipés à la fosse à plongeon de l'INSEP.

La base expérimentale ($\boldsymbol{X_{exp}}$, $\boldsymbol{Y_{exp}}$, $\boldsymbol{Z_{exp}}$) a été créé à partir d'une référence posée sur une

plateforme rigide placée à environ 3 m au-dessus de l'eau. Cela permettait d'éviter un repère incliné du fait de la déflexion du plongeoir à vide, comme dans le chapitre 3. Les axes $\boldsymbol{X_{exp}}$ et $\boldsymbol{Y_{exp}}$ du repère expérimental étaient orientés dans le sens opposé par rapport à ceux utilisés dans l'étude du chapitre 3 (voir Figure 4.1). Sur certains essais, le marqueur 1 n'était pas visible pour le système optoélectronique. Dans ce cas, la position du marqueur 1 selon l'axe $\boldsymbol{X_{exp}}$ a été calculée comme la position du marqueur 2 moins 10 cm, à savoir la distance théorique entre les marqueurs.

Un essai statique avec le plongeoir sans aucun chargement, appelé essai de référence, a été enregistré. Cet essai a fourni les positions 3D de référence de chaque marqueur. Le plongeur a réalisé 3 101C, 3 105C et 3 107C (plongeons en avant en position groupée comportant respectivement 0,5 saut périlleux, 2,5 sauts périlleux et 3,5 sauts périlleux). Le plongeon 101C a un coefficient de difficulté de 1,2, le plongeon 105C de 2,4 et le plongeon 107C de 3,0. Le réglage de l'appui était à 9 (réglage correspondant au plongeoir le plus souple possible) pour les 9 essais enregistrés. Le réglage de l'appui a été choisi par le plongeur. L'ensemble des essais réalisés a été filmé par des caméras placées en face et sur le côté du plongeoir. Ces vidéos ont été visionnées par une plongeuse de niveau international qui a ainsi pu classer les 3 répétitions d'un même plongeon et les commenter. Ces informations ont été utilisées pour l'analyse des données détaillée dans la partie suivante.

4.3 Méthode d'analyse de la performance

L'ensemble des étapes de la Figure 1.11 ont été appliquées aux données décrites dans la section précédente. Le plongeur a été modélisé à l'aide d'un modèle qui lui est spécifique (paramètres géométriques et inertiels, voir section 2.2.2 du chapitre 2) et les F&MI ont été prédits en utilisant la méthode décrite dans la section 2.3 du chapitre 2. Du fait des marqueurs de la tête absents dans cette étude, une tête fixe sans mobilité a été utilisée dans le modèle du plongeur. L'erreur de reconstruction moyennée sur les 9 essais était de 1,86 $\pm$ 0,07 cm. Le modèle de plongeoir a ensuite été réalisé et caractérisé en utilisant les F&MI prédits et la méthode décrite au chapitre 3. Les F&MI prédits ont été comparés à ceux observés dans la littérature et dans l'étude réalisée dans la section 2.3 du chapitre 2. La caractérisation du plongeoir a été évaluée en comparant le comportement du modèle à celui observé expérimentalement en utilisant les mêmes métriques que celles utilisées dans le chapitre 3.

Les méthodes utilisées pour mener les trois études retenues sont détaillées ci-après. Pour chacune d'entre elle, la démarche générale est présentée. Le calcul des différentes quantités nécessaires pour mettre en œuvre la démarche décrite est ensuite présenté.

4.3.1 Étude 1 : analyse de la poussée du plongeur sur le tremplin lors de l'impulsion

Démarche

Pour mener cette étude, nous nous sommes intéressés à la synchronisation de l'extension des genoux et du couple articulaire des genoux avec la flèche maximale du plongeoir. Pour cette partie de l'étude, les angles de flexion et couples articulaires des genoux droit et gauche ont été calculés pour vérifier le bien-fondé de l'hypothèse de mouvement plan admise dans la littérature. À notre connaissance, cette hypothèse n'a pas été vérifiée. Ces éléments (flexion-extension et couple) ont également été étudiés en termes d'amplitude. Seule la phase d'impulsion a été prise en compte dans cette étude. Les courbes présentant l'angle de flexion des genoux droit et gauche ainsi que les couples associés sont présentées. Toutes les valeurs scalaires utilisées pour étudier le phénomène de poussée lors de l'impulsion sont décrites ci-après. Ces valeurs ont été obtenues en faisant la moyenne de la valeur obtenue pour le genou gauche et la valeur obtenue pour le genou droit.

Instants clés

Les instants clés utilisés pour l'ensemble des études menées sont les suivants (voir Figure 1.2) :

— atterrissage du hurdle ;
— décollage du hurdle ;
— touchdown ;
— flèche maximale du plongeoir ;
— décollage.

Les résultats issus de la détection de contact pour la prédiction des F&MI ont été utilisés pour déterminer ces instants clés. À l'issue de la détection de contact, une matrice contenant des 0 et des 1 est utilisée pour répartir les efforts sous les pieds du sujet. Cette matrice contient autant de lignes que de PP sous les pieds du sujet, et autant de colonnes que de pas de temps dans l'essai étudié. Un 1 correspond à un point de contact actif au pas de temps considéré, et un 0 correspond à un point de contact inactif. L'atterrissage du hurdle, le décollage du hurdle, le touchdown et le décollage sont des instants de perte et de reprise de contact entre le plongeur et le plongeoir. Un vecteur contenant autant d'éléments que de pas de temps a été utilisé pour considérer le contact global entre le plongeur et le plongeoir. Pour chaque pas de temps, lorsque qu'au moins un des PP était actif, le vecteur comportait un 1. Un 0 était assigné lorsque l'ensemble des PP étaient inactifs au pas de temps considéré.

L'instant du décollage a été défini comme le dernier pas de temps où il existe un contact entre le plongeur et le plongeoir sur l'ensemble de l'essai étudié. L'instant du touchdown a été calculé comme le premier pas de temps après la dernière phase de contact entre le plongeur et le

plongeoir. Le décollage du hurdle a été identifié comme le dernier pas de temps avec un contact entre le plongeur et le plongeoir avant le touchdown. L'atterrissage du hurdle a été défini comme le premier pas de temps avec un contact entre le plongeur et le plongeoir avant le décollage du hurdle.

La flèche maximale du plongeoir a été calculée à partir des données de capture de mouvement d'un des marqueurs situés à l'extrémité libre du plongeoir. La flèche maximale correspond à l'instant où ce marqueur a atteint son altitude minimale. La valeur de la flèche maximale a pris en compte la position de référence du marqueur considéré.

Dans la méthode de caractérisation du plongeoir, le modèle de plongeoir était statique à l'instant initial. C'est pourquoi dans les essais expérimentaux, le premier pas de temps lors duquel la vitesse verticale du plongeoir à son extrémité libre était inférieure à 0,01 $m.s^{-1}$ a été défini comme le premier pas de temps de l'étude. Les données issues de la simulation pouvaient donc être sur une durée plus courte que celle des données expérimentales. Ce décalage temporel entre les données expérimentales et numériques a été pris en compte dans le calcul de l'ensemble des instants clés.

Flexion maximale des genoux

L'angle de flexion des genoux droit et gauche est obtenu à l'issue de l'étape de cinématique inverse réalisée à l'aide de la librairie CusToM. Lorsque la jambe est tendue (genou en extension maximale), l'angle de flexion est nul. Lorsque la jambe est ramenée derrière la cuisse (genou fléchi au maximum), l'angle de flexion vaut -180 °. La flexion maximale correspond donc à l'angle de flexion le plus faible observé lors de la phase d'impulsion. La valeur minimale a été calculée et l'instant à laquelle elle est observée a été repéré par rapport à l'instant où le plongeoir atteint sa flèche maximale.

Amplitude de l'extension des genoux

La différence entre l'angle d'extension maximal (valeur la plus proche de 0) et l'angle de flexion maximale (décrit ci-dessus) a été calculée pour quantifier l'amplitude de l'extension du genou lors de la phase d'impulsion. Miller et Munro (1985a) a présenté l'amplitude de l'extension comme un critère de performance, c'est pourquoi nous l'avons étudié.

Couple maximal des genoux

Le couple responsable de la flexion-extension du genou est obtenu à l'issue de l'étape de dynamique inverse réalisée à l'aide de la librairie CusToM. Le couple est positif lorsqu'il est à l'origine de l'extension, négatif s'il est à l'origine de la flexion. La valeur maximale a été calculée et l'instant auquel elle est observée a été repéré par rapport à l'instant où le plongeoir atteint

sa flèche maximale. La durée entre la flèche maximale du plongeoir et le couple maximal des genoux a été calculée comme la différence entre l'instant correspondant à la flèche maximale et celui correspondant au couple maximal. Ainsi, une durée négative correspond à l'observation d'un couple maximal après la flèche maximale.

4.3.2 Étude 2 : analyse de l'effet de l'amplitude des F&MI sur la performance

Démarche

L'étude 2 vise à évaluer l'influence de l'amplitude de FX, FZ et MY lors du hurdle et de l'impulsion sur le niveau de difficulté et la qualité des plongeons. On s'intéresse à l'amplitude maximale atteinte, et non à la direction des F&MI. C'est pourquoi on considère les valeurs absolues de FX, FZ et MY. Les durées des phases de contact et des phases aériennes lors du hurdle et de l'impulsion ont été calculées à partir des instants clés décrits précédemment. Les instants où les valeurs maximales des F&MI ont été observées ont été mis en regard de l'instant du décollage du plongeur. Pour ce faire, la durée entre la flèche maximale du plongeoir et le décollage du plongeur a été calculée. Cette phase sera appelée phase de rappel avec plongeur par la suite. Cette durée a été également divisée par la durée de la phase de rappel complète du plongeoir, allant de sa flèche maximale à son altitude maximale. L'altitude du CdM du plongeur au décollage a également été calculée.

Altitude du CdM du plongeur au décollage

La position du CdM a été calculée à chaque pas de temps i selon sa définition classique pour un système de solides rigides polyarticulés :

$$\boldsymbol{c(i)} = \sum_{j=1}^{N} \frac{m_j \boldsymbol{c_j}}{M} \tag{4.1}$$

avec N le nombre de segments dans le modèle de plongeur, M la masse totale du sujet, $\boldsymbol{c_j}$ la position du CdM du segment j exprimée dans le repère global et m_j la masse du segment j. La position du CdM a ensuite été repérée par rapport à la position de l'extrémité libre du plongeoir.

Altitude maximale de l'extrémité libre du plongeoir

L'altitude maximale à l'extrémité libre du plongeoir a été calculée à partir des données expérimentales d'un marqueur situé à l'extrémité libre du plongeoir. Le déplacement du plongeoir n'a été observé qu'après le décollage du plongeur.

Durées des phases de rappel avec plongeur et de rappel total

La durée de la phase de rappel avec plongeur a été calculée à partir des instants clés (flèche maximale et décollage).

La durée de la phase de rappel totale a été calculée à partir du repérage de l'instant où l'extrémité libre du plongeoir atteint son altitude maximale et l'instant où le plongeoir atteint sa flèche maximale.

Le ratio entre la durée de la phase de rappel avec plongeur et la durée de la phase de rappel total, appelé "ratio rappel" par la suite, a également été calculé. Ce ratio permet d'évaluer quand est-ce que le plongeur a décollé du plongeoir lors de la phase de rappel total.

4.3.3 Étude 3 : analyse des transferts d'énergies

Démarche

Les évolutions des énergies potentielles, cinétiques et mécaniques du plongeur et du plongeoir ont été analysées en fonction des instants clés. Cette analyse a pour but d'avoir une vue d'ensemble sur des notions de synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir basée sur une approche énergétique. Des critères énergétiques ont ensuite été définis de façon à quantifier l'apport du travail musculaire du plongeur lors de la phase d'impulsion (leur méthode de calcul est détaillée ci-après).

Énergies cinétique, potentielle et mécanique du plongeur

L'énergie potentielle de pesanteur du plongeur à chaque pas de temps i a été définie comme suit :

$$Ep_{plongeur}(i) = Mg(h(i) - h_{min}) \tag{4.2}$$

avec M la masse du plongeur, $g = 9,81$ m.s^{-2} l'accélération de la pesanteur, $h(i)$ l'altitude du CdM du plongeur à l'instant i et h_{min} l'altitude minimale atteinte par le CdM du plongeur au cours de l'essai.

L'énergie cinétique du plongeur à chaque pas de temps i a été calculée en sommant l'énergie cinétique de chacun de ses segments :

$$Ec_{plongeur}(i) = \sum_{j=1}^{N} \frac{1}{2} m_j \boldsymbol{v_j^2} + \frac{1}{2} \boldsymbol{I_j \omega_j^2} \tag{4.3}$$

avec N le nombre de segments dans le modèle de plongeur, m_j la masse du segment j, $\boldsymbol{v_j}$ la vitesse de translation du CdM du segment j, $\boldsymbol{I_j}$ le tenseur d'inertie du segment j exprimé en son CdM et $\boldsymbol{\omega_j}$ la vitesse de rotation instantanée du segment j.

L'énergie mécanique du plongeur a été calculée en sommant les énergies potentielle et cinétique.

Énergies potentielle, cinétique et mécanique du plongeoir

L'ensemble des nœuds du modèle de plongeoir a été pris en compte pour calculer ses énergies potentielle, cinétique et mécanique. L'énergie potentielle de déformation du plongeoir a été calculée.

L'énergie mécanique du plongeoir a été calculée en sommant les énergies cinétique et potentielle du plongeoir.

Critères énergétiques

L'analyse énergétique a été réalisée en faisant une analogie avec l'étude de Arampatzis *et al.* (2004) sur le saut à la perche. Cette étude permet de quantifier l'apport du travail musculaire du plongeur lors de la phase d'impulsion. Des critères énergétiques ont été définis pour les deux phases suivantes décrites sur la Figure 4.3 :

— la phase 1 allant de l'altitude maximale du CdM du plongeur lors du hurdle jusqu'à la flèche maximale du plongeoir ;

— la phase 2 allant de la flèche maximale du plongeoir à l'altitude maximale du CdM du plongeur lors de la phase aérienne du plongeon.

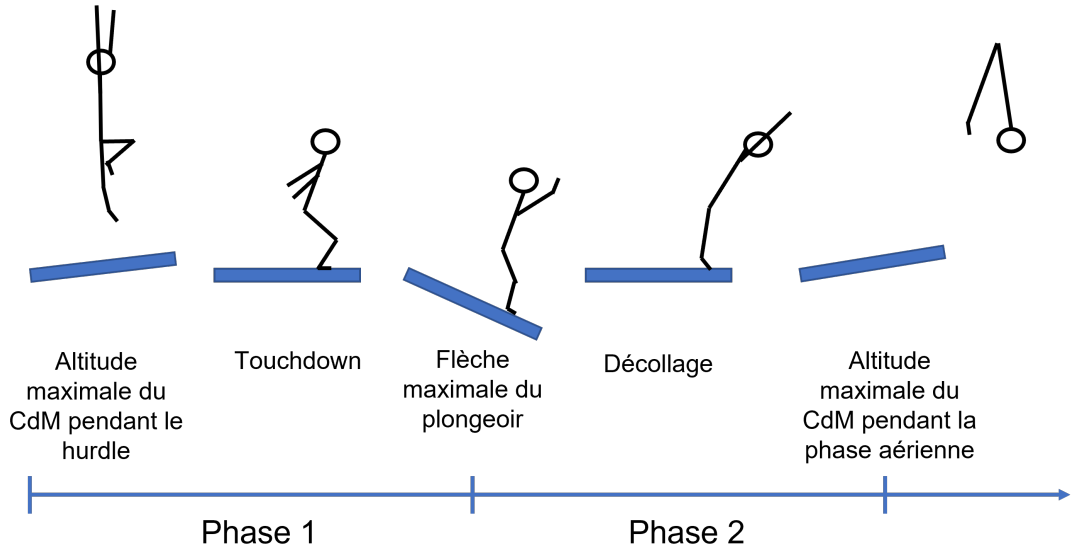


FIGURE 4.3 – Instants clés et phases définis pour l'étude énergétique de l'impulsion du plongeon sur tremplin.

À partir des énergies potentielles, cinétiques et mécaniques du plongeur et du plongeoir, 3 critères énergétiques ont été définis :

— énergie mécanique créée ou dissipée par le travail musculaire du plongeur à pendant la phase 1 E_{inp1} ;
— énergie mécanique créée ou dissipée par le travail musculaire du plongeur à pendant la phase 2 E_{inp2} ;
— différence entre les énergies mécaniques finale et initiale du plongeur E_{diff}.

Lorsque ces quantités sont positives, cela signifie que le travail musculaire du plongeur a généré de l'énergie. Lorsqu'elles sont négatives, cela signifie que le travail musculaire du plongeur en a dissipé. L'étude de Arampatzis *et al.* (2004) prend en compte la dissipation d'énergie provenant de la perche. Dans l'étude présentée ici, la dissipation d'énergie provenant du plongeoir n'a pas été prise en compte (on considère un modèle élastique).

4.4 Résultats et discussion

4.4.1 Prédiction des F&MI

Les valeurs maximales des F&MI obtenues pour les 6 composantes sont récapitulées dans le Tableau 4.1. De même que dans l'étude menée au chapitre 2, on remarque que ce sont les

Tableau 4.1 – F&MI maximaux observés pendant les 9 essais de plongeons

	Essais	101C 1	101C 2	101C 3	105C 1	105C 2	105C 3	107C 1	107C 2	107C 3
FX	N	464	529	494	599	542	589	625	624	660
	%BW	0,60	0,68	0,64	0,77	0,70	0,76	0,81	0,81	0,85
FY	N	59	61	107	132	91	67	64	120	72
	%BW	0,08	0,08	0,14	0,17	0,12	0,09	0,08	0,16	0,09
FZ	N	3721	3951	3911	4063	4009	4018	4015	4198	4086
	%BW	4,8	6,1	5,0	5,2	5,2	5,2	5,2	5,4	5,3
MX	Nm	38	40	88	49	54	64	52	53	60
	%BWm	0,05	0,06	0,11	0,06	0,07	0,08	0,07	0,07	0,08
MY	Nm	283	317	271	310	392	380	338	395	350
	%BWm	0,37	0,41	0,35	0,40	0,51	0,49	0,44	0,51	0,45
MZ	Nm	6	10	6	13	9	7	7	9	5
	%BWm	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01

composantes FX, FZ et MY qui présentent les valeurs maximales les plus élevées. Cela confirme la pertinence de l'hypothèse d'un mouvement plan utilisée dans la littérature pour étudier le plongeon sur tremplin. MZ est également la composante avec la plus faible amplitude (inférieure à 0,02 %BWm soit inférieure à 0,20 Nm/kg). Cela confirme que les résultats obtenus pour la composante MZ ne sont pas exploitables, ce qui n'est pas le cas pour l'ensemble des autres composantes.

Les 9 plongeons étudiés dans ce chapitre sont des plongeons ACE. Les valeurs maximales de FX et de FZ sont du même ordre de grandeur que celles observées dans la littérature et dans l'étude du chapitre 2 (Tableau 4.2). Il avait été observé dans le chapitre 2 que les valeurs

Tableau 4.2 – F&MI maximaux moyens pour les plongeons avec course d'élan

Composantes	FX (N)	FX (%BW)	FZ (N)	FZ (%BW)
Chapitre 4	570	0,74	3997	5,3
Chapitre 2	297	0,45	2900	4,4
Sprigings et Miller (2004)	-	-	-	environ 4
Kong (2005)	522	0,83	3459	5,5
Sanders et Wilson (1987)	environ 500	-	environ 4200	-

maximales moyennes obtenues pour FX et FZ étaient généralement plus faibles que celles de la littérature (sauf pour la composante FZ de Sanders et Wilson (1987)). Il avait été supposé que cela pouvait provenir du fait que le plongeur étudié dans le chapitre 2 était un plongeur amateur alors que ceux étudiés dans la littérature étaient des plongeurs élites. Les résultats obtenus dans ce chapitre avec un plongeur de niveau international sont supérieurs à ceux obtenus au chapitre 2 et du même ordre de grandeur que ceux observés dans la littérature, ce qui semble confirmer cette hypothèse.

Les évolutions de FX, FZ et MY au cours du temps pour les plongeons 101C 3, 105C 3 et 107C 1 sont présentées dans les Figures 4.4 à 4.6 respectivement. Sur ces figures, on observe

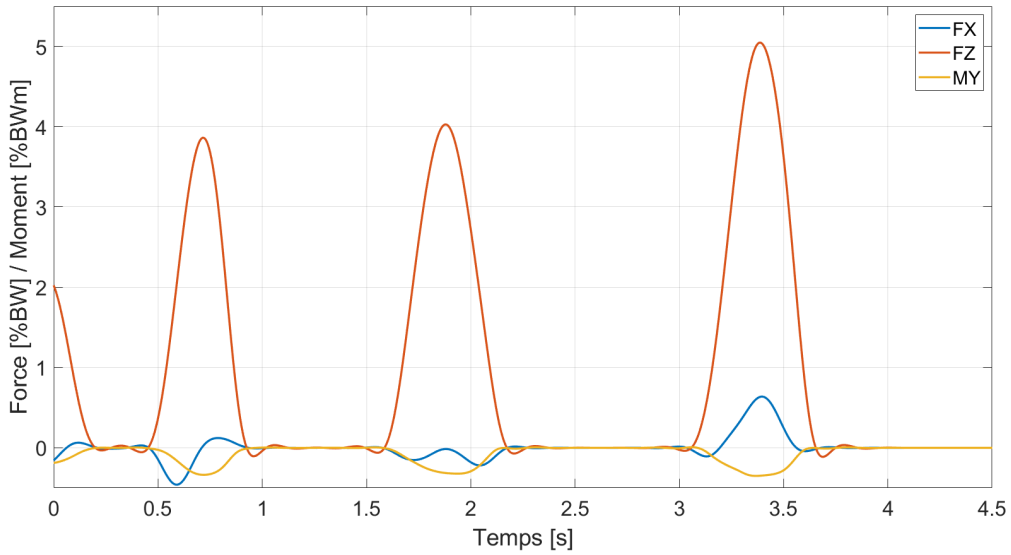


FIGURE 4.4 – Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon 101C 3.

à chaque fois trois pics. Le dernier pic correspond à l'impulsion. Les phases d'impulsion sont situées entre 3,1 s et 3,6 s pour 101C 3, 2,9 s et 3,4 s pour 105C 3 et 3,0 s et 3,5 s pour 107C 1. Le pic précédent correspond au hurdle et le premier pic correspond à l'élan. Des valeurs négatives de FX sont observées au moment du décollage pour ces trois plongeons (-46 N, -53 N

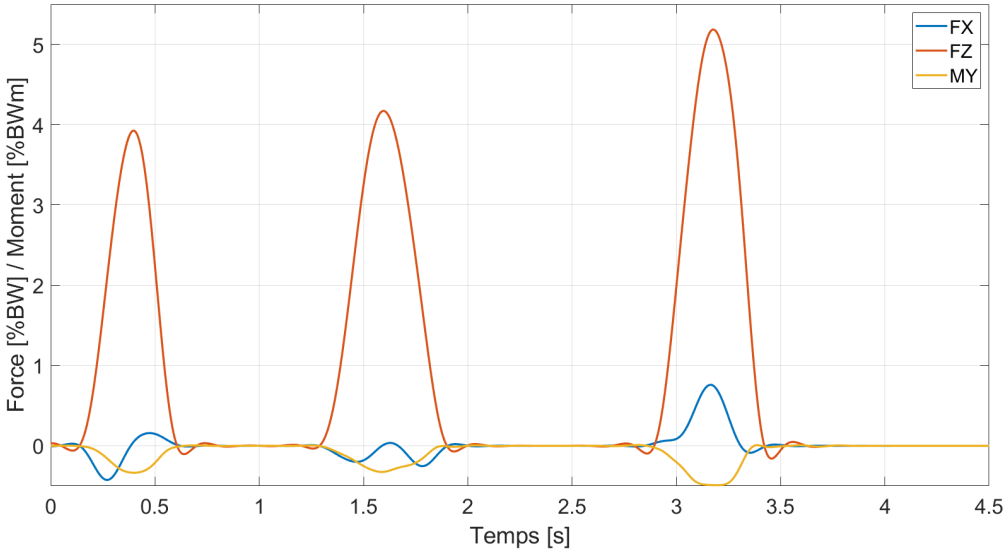


FIGURE 4.5 – Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon 105C 3.

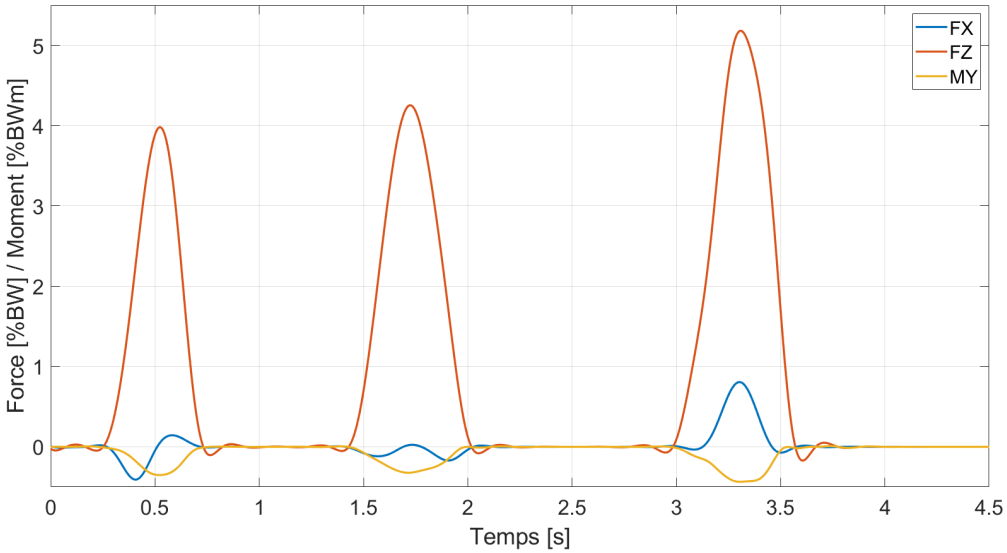


FIGURE 4.6 – Évolution de FX, FZ et MY au cours du plongeon 107C 1.

et -31 N respectivement) ce qui est en accord avec les observations de la littérature. Néanmoins ces valeurs sont faibles et peuvent être dues au filtrage entraînant des oscillations, comme celles observées dans le chapitre 2. De même pour MY, les valeurs observées au décollage sont très faibles (-3 Nm, 4 Nm et -7 Nm respectivement), ce qui les rend inexploitables.

Les courbes observées dans ce chapitre présentent des allures différentes de celles correspondant au plongeon ACE2 dans le chapitre 2. Cette observation provient du fait que le plongeur amateur étudié dans le chapitre 2 avait une technique différente de celle utilisée par le plongeur de niveau international étudié dans ce chapitre, du fait de sa différence de niveau. On observe sur les Figures 4.4 à 4.6 les 3 derniers pas de la course d'élan effectués par un plongeur de niveau international pour 3 plongeons avant de niveaux de difficulté différents (101C, 105C et 107C). À notre connaissance, de telles courbes n'ont pas été montrées dans la littérature et peuvent donc servir de référence pour des études futures portant sur les F&MI de plongeons du même groupe.

Pour conclure cette section, la méthode de prédiction des F&MI a été appliquée à 9 plongeons avant en position groupée réalisés par un plongeur de niveau international. Les résultats obtenus ont permis d'obtenir des résultats comparables à ceux de la littérature pour les composantes dans le plan sagittal du plongeur (FX, FZ et MY). La composante MZ a été considérée comme inexploitable sur toute la durée des essais étudiés. Le filtrage est probablement à l'origine d'oscillations entre les phases de contact et les phases aériennes. Il serait intéressant d'étudier plus en détail l'influence du filtrage sur les résultats. De plus, on sait que la méthode utilisée est sensible aux erreurs de reconstruction cinématique. Il serait intéressant d'étudier l'influence de l'erreur de reconstruction sur les résultats afin d'évaluer l'influence qu'elles ont sur les résultats obtenus.

4.4.2 Caractérisation du plongeoir

De même que dans le chapitre 3 (voir section 3.2.5), une analyse par clustering a été réalisée sur les 50 jeux de paramètres obtenus pour déterminer combien de groupes de solutions étaient présents dans cette distribution. Il a été trouvé que le nombre optimal de clusters valait 1. Ainsi, toutes les solutions appartiennent à un même groupe. C'est pourquoi le cycle de calcul menant à la plus petite valeur de ϕ parmi les 50 effectués a été sélectionné pour présenter les résultats. Le cycle de calcul sélectionné a entraîné une valeur de $\phi = 0,60$ et le jeu de paramètres suivants :

- $\frac{EI}{b} = 2,50.10^5$ Pa.m^3 ;
- $\rho = 1150$ kg.m^{-3} ;
- $e = 0.999$.

Les différentes métriques présentées dans le chapitre 3 pour évaluer la précision de la méthode de caractérisation sont récapitulées dans le Tableau 4.3.

Les erreurs maximales absolues entre les déplacements expérimental et numérique à l'extrémité libre du plongeoir sont entre 0,42 m (plongeon 101C 1) et 0,65 m (plongeon 107C 1). Ces erreurs représentent entre 41 % (101C 1) et 60 % (107C 2) des flèches maximales observées. Les erreurs maximales à l'extrémité libre ont été observées entre le touchdown et le décollage pour tous les plongeons sauf le 101C 3 et le 107C 1 pour lesquels ces erreurs ont été observées pendant le hurdle. Au niveau de l'appui, les erreurs maximales absolues sont entre 0,05 m (plongeons

Tableau 4.3 – Métriques associées à la méthode de caractérisation pour les 9 essais de plongeons

Plongeon	101C			105C			107C		
Numéro	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Erreur max à l'extrémité (m)	0,42	0,48	0,54	0,48	0,52	0,56	0,65	0,57	0,51
Erreur max à l'extrémité (%)	41	46	51	44	47	53	60	52	47
Erreur max à l'appui (m)	0,07	0,08	0,07	0,05	0,13	0,10	0,13	0,12	0,09
Erreur max à l'appui (%)	63	62	55	23	66	51	61	51	40
Erreur moyenne maximale (m)	0,14	0,11	0,15	0,10	0,19	0,15	0,19	0,15	0,14
Erreur normalisée maximale (%)	22	17	24	10	22	18	22	16	14
Intervalle corrélation max	[0,65 - 0,91]	[0,86 - 0,92]	[0,69 - 0,84]	[0,95 - 0,97]	[0,80 - 0,91]	[0 87 - 0,92]	[0,82 - 0,91]	[0,89 - 0,94]	[0,91 - 0,92]
Retard associé maximal (s)	0,12	0,03	0,05	0,02	0,02	0,03	0,03	0,04	0,01

101C 1 et 3) et 0,13 m (plongeons 105C 2 et 107C 1). Ces erreurs représentent entre 23 % (105C 1) et 66 % (105C 2) des flèches maximales observées. Les erreurs maximales à l'appui ont été observées après le décollage pour tous les plongeons sauf le 101C 3 pour lequel cette erreur a été observée pendant le hurdle. La période après le décollage correspond à une période de régime libre pour le plongeoir.

Les valeurs moyennes des erreurs absolues augmentent avec l'abscisse pour les 9 plongeons. Les erreurs absolues moyennes maximales sont entre 0,11 m (plongeon 101C 2) et 0,19 m (plongeons 105C 2 et 107C 3). Les erreurs normalisées maximales ont été observées entre $X = 1,2$ m et $X = 2,3$ m. Ces erreurs ont des valeurs entre 10 % (105C 1) et 24 % (101C 3). Pour les erreurs absolues et normalisées, l'écart-type augmente avec la moyenne pour les 9 plongeons.

La corrélation maximale augmente avec l'abscisse pour les 3 plongeons 101C et pour le plongeon 105C 2. L'observation inverse a été faite pour les plongeons 105C 3 et 107C 1. Pour les plongeons restants (105C 1, 107C 2 et 107C 3) ; les corrélations maximales sont plus faibles à l'appui et à l'extrémité libre du plongeoir et plus importantes autour de l'abscisse $X = 2,5$ m. Aucune tendance particulière entre le retard associé et l'abscisse n'a été observée. Les corrélations maximales varient entre 0,65 (plongeon 101C) et 0,97 (plongeon 105C 1) pour l'ensemble des plongeons et toutes les abscisses considérées. Les retards maximaux varient entre 0,01 s (plongeon 107C 3) et 0,12 s (plongeon 101 C 1).

Les graphiques correspondant aux métriques utilisées (Figure 4.7) et aux évolutions des déplacements verticaux (Figure 4.8) sont présentés pour l'essai avec les plus petites erreurs moyennes absolue et normalisée maximales (plongeon 105C 1, voir Tableau 4.3). Ces mêmes

métriques sont également présentées pour un des essais avec les plus grandes erreurs moyennes absolue et normalisée maximales (plongeon 105C 2, Figures 4.9 et 4.10).

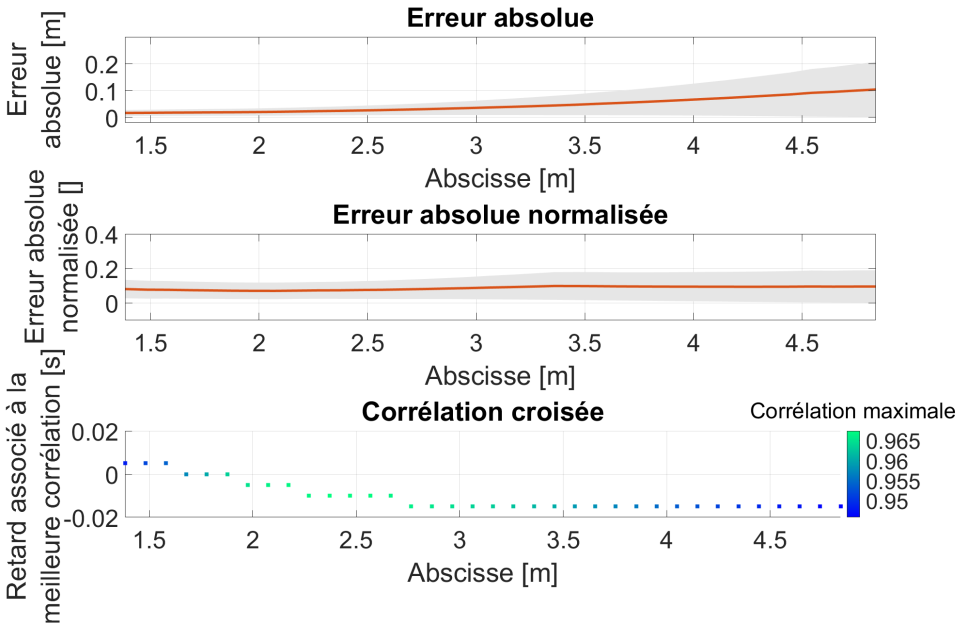


FIGURE 4.7 – Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon 105C 1.

De même que dans le chapitre 3, les erreurs absolues maximales observées entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques n'étaient pas négligeables. Néanmoins, les erreurs absolues étaient souvent très inférieures à ces valeurs maximales tout au long des plongeons, entraînant des valeurs moyennes beaucoup plus faibles que ces valeurs maximales. Un retard maximal inférieur à 0,12 s entre les déplacements verticaux expérimentaux et numériques semble convenable pour étudier la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir. En effet, la plus haute fréquence dans le spectre de la force verticale pour le plongeon 105C 1 était de 6 Hz, ce qui correspond à une période de 0,17 s.

On remarque que les erreurs observées maximales absolues et moyennes sont supérieures à celles observées dans l'étude du chapitre 3 (Kong *et al.*, 2004; Haake *et al.*, 2010). Ces différences proviennent du fait que les déplacements observés dans le présent chapitre (de l'ordre de 1 m à l'extrémité libre) sont supérieures à celles observées dans le chapitre 3 (de l'ordre de 40 cm à l'extrémité libre). Cela est confirmé par le fait que les métriques normalisées par la flèche maximale sont du même ordre de grandeur dans les deux études. On observe une erreur absolue moyenne maximale entre 0,10 m et 0,19 m. Ces valeurs représentent entre 10 et 20 % de la flèche maximale. Elles peuvent provenir de l'hypothèse des petits déplacements dont la pertinence est discutable pour des déplacements de l'ordre de 1 m. Il serait intéressant d'étudier l'influence

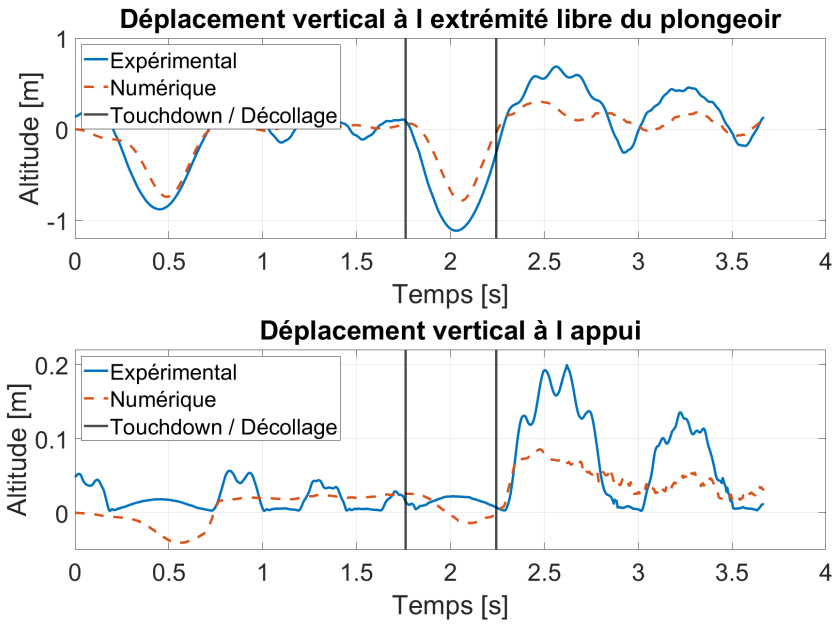


FIGURE 4.8 – Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) et à l'appui (en bas) pour le plongeon 105C 1. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage.

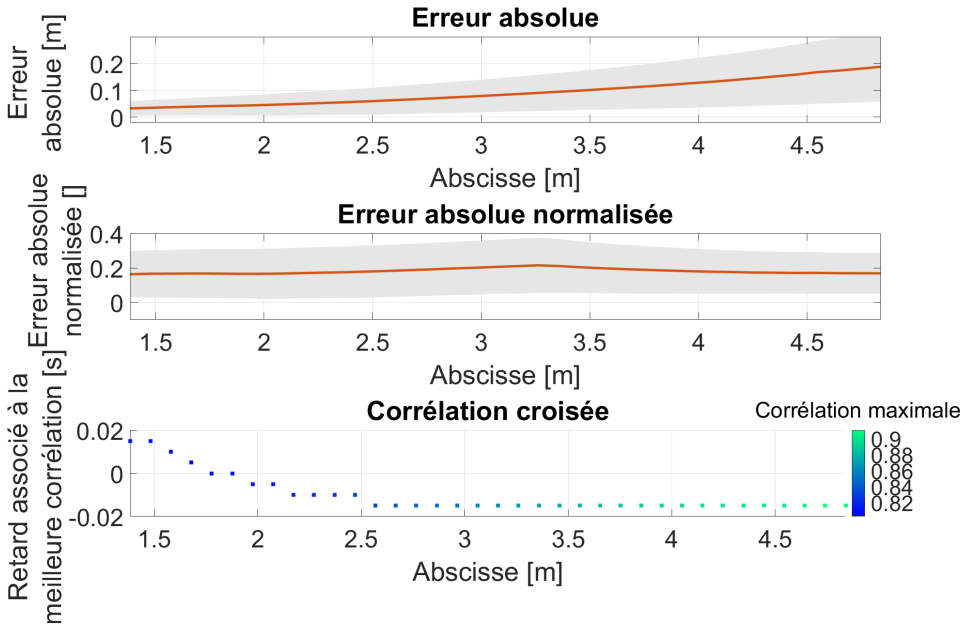


FIGURE 4.9 – Erreur absolue (en haut), erreur absolue normalisée (au milieu) et corrélation croisée (en bas) pour le plongeon 105C 2.

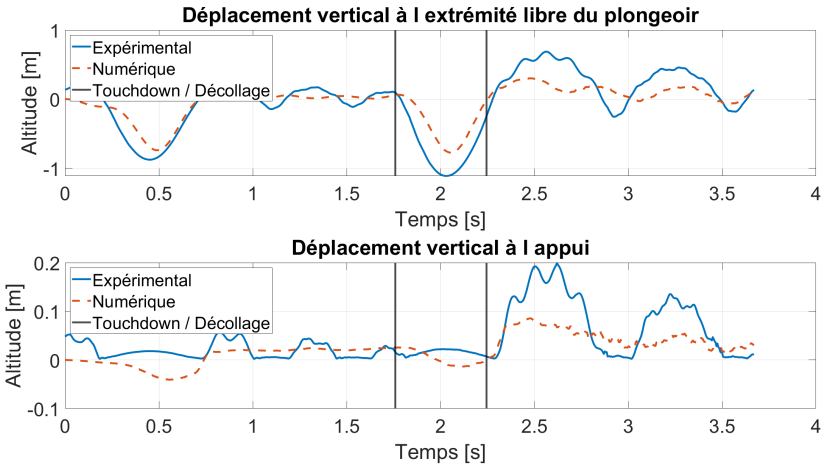


FIGURE 4.10 – Évolution du déplacement vertical à l'extrémité libre du plongeoir (en haut) et à l'appui (en bas) pour le plongeon 105C 2. Les lignes verticales représentent les instants du touchdown et du décollage.

d'un modèle prenant en compte les grands déplacements sur la précision des résultats.

Néanmoins, comme expliqué dans le chapitre 3, des modèles issus de la littérature permettent d'obtenir des estimations plus précises des déplacements verticaux à l'extrémité libre du plongeoir. Le modèle proposé dans cette thèse considère le plongeoir complet ce qui est intéressant pour l'étude de ses énergies et de son interaction avec l'appui, et ce même au cours de plongeons avec élan. Les informations relatives au déplacement du plongeoir dans les études menées dans ce chapitre ont été calculées à partir des déplacements expérimentaux.

4.4.3 Études de la poussée lors de l'impulsion, des F&MI et des transferts d'énergie

Étude 1 : analyse de la poussée du plongeur sur le tremplin lors de l'impulsion

La Figure 4.11 présente l'évolution de l'angle de flexion des genoux lors de la phase d'impulsion pour les 9 essais étudiés. L'instant initial correspond donc au touchdown. Tout d'abord, on remarque que les deux genoux ont un comportement cinématique similaire lors de la phase d'impulsion. L'hypothèse d'un mouvement plan utilisée dans la littérature est donc pertinente pour l'étude de la cinématique du genou lors de la phase d'impulsion.

Au touchdown, les genoux du plongeur sont en flexion. Cela est cohérent avec une position accroupie avant le touchdown recommandée dans la littérature pour retarder l'instant du touchdown et ainsi maximiser la vitesse verticale du plongeur au touchdown (voir chapitre 1). La flexion augmente après le touchdown, puis le plongeur commence une phase d'extension. Avant que le plongeoir n'atteigne sa flèche maximale, un plateau est observé sur la Figure 4.11. Le plongeur effectue ensuite une extension jusqu'au décollage. Ce comportement de flexion puis

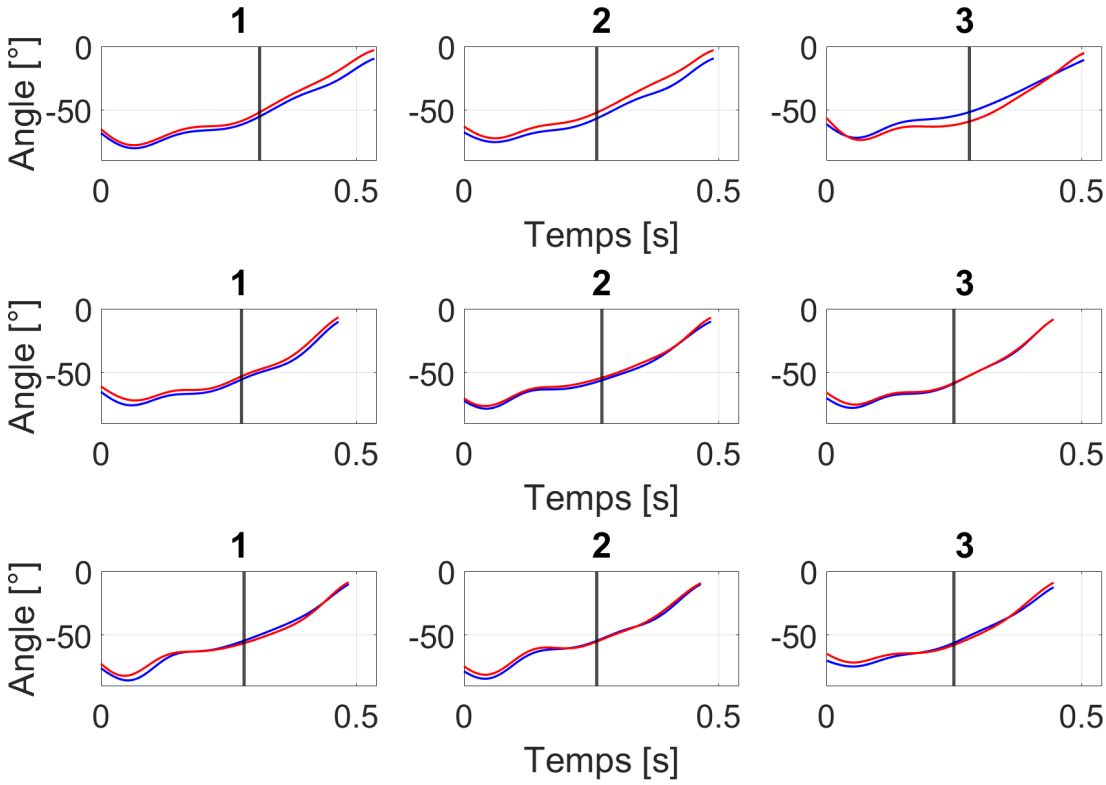


FIGURE 4.11 – Évolution de l'angle de flexion des genoux droit (en bleu) et gauche (en rouge) lors de la phase d'impulsion pour les 3 101C (en haut), les 3 105C (au milieu) et les 3 107C (en bas). La ligne verticale noire correspond à la flèche maximale du plongeoir.

extension a également été observé par Miller et Munro (1985a) pour des plongeons 107B et 101A.

La Figure 4.12 présente l'évolution du couple responsable de la flexion-extension des genoux lors de la phase d'impulsion pour les 9 essais étudiés. L'instant initial correspond donc au touch-down. Lorsque l'on s'intéresse aux couples articulaires des genoux, l'hypothèse d'un mouvement plan dans lequel les deux genoux ont le même comportement semble moins adaptée. En effet, on remarque que pour les plongeons 101C 3, 107C 1 et 107C 3 le plongeur a fourni un couple plus important avec le genou droit qu'avec le genou gauche pendant toute la phase d'impulsion. Pour le plongeon 101C 3, un déséquilibre lors de l'appel avait été observé. Ce déséquilibre pourrait expliquer pourquoi le plongeon 101C 3 et le seul plongeon de ce type à présenter une différence entre les couples des genoux droit et gauche. Pour les autres plongeons étudiés, on observe également des différences entre les couples articulaires des genoux droit et gauche, mais pas sur l'entièreté de la phase d'impulsion. L'hypothèse d'un mouvement plan, pour l'étude du comportement des genoux du plongeur semble donc pertinente pour des études cinématiques

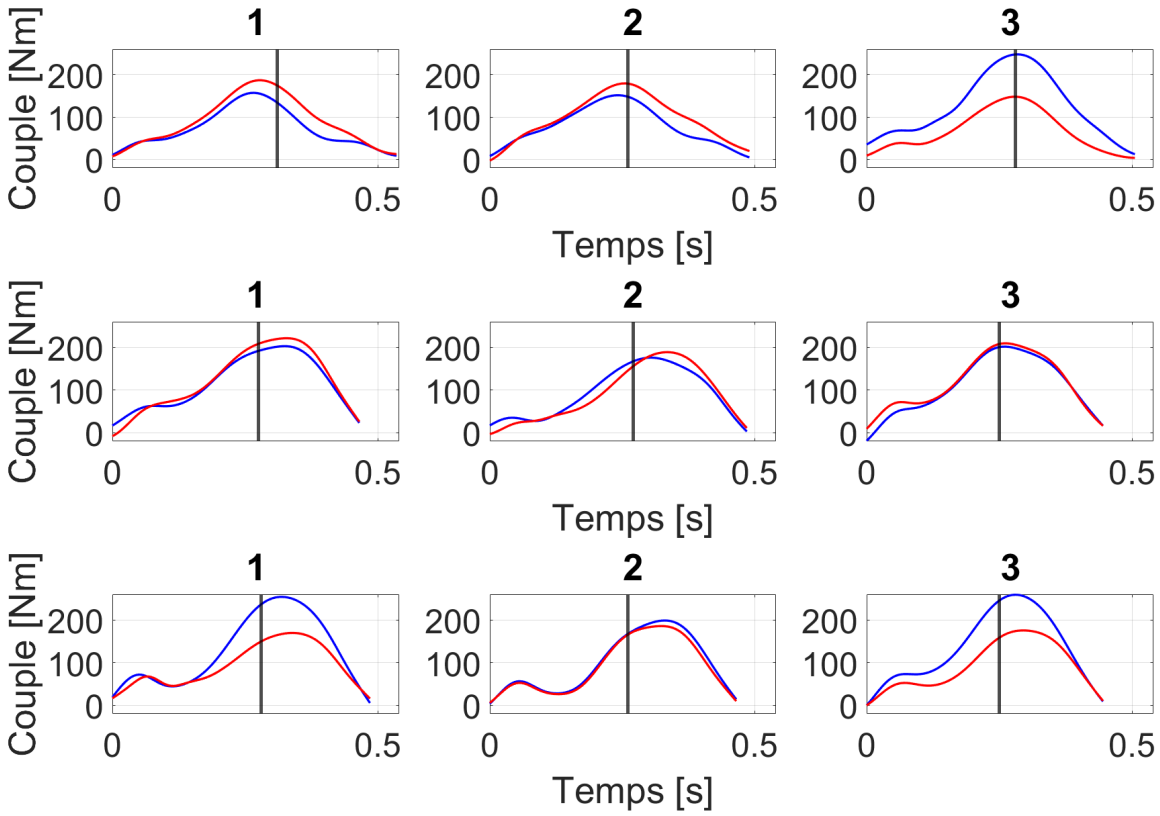


FIGURE 4.12 – Évolution du couple de flexion-extension des genoux droit (en bleu) et gauche (en rouge) lors de la phase d'impulsion pour les 3 101C (en haut), les 3 105C (au milieu) et les 3 107C (en bas). La ligne verticale noire correspond à la flèche maximale du plongeoir.

mais pas pour des études dynamiques. Cette asymétrie est discutée dans la littérature comme pouvant provenir de paramètres tels que la dominance latérale, d'une asymétrie anatomique, de la posture, de la fatigue ou d'antécédents traumatiques par exemple (Loffing *et al.*, 2017; Pouliquen, 2017).

Pour l'ensemble des plongeons étudiés, les couples articulaires des genoux droit et gauche sont positifs (couples à l'origine de l'extension) alors qu'on observe une augmentation de la flexion au début de l'ensemble des essais (Figure 4.11). Cependant, une augmentation de la flexion a été observée à partir du touchdown dans la Figure 4.11. De plus les couples articulaires des genoux augmentent à partir du touchdown. Cela signifie que dès que le plongeur rentre en contact avec le plongeoir, il fournit un couple résistant pour limiter l'augmentation de la flexion due à l'impact avec le plongeoir. Après la flexion maximale des genoux et le début de leurs extensions, un plateau avait été observé dans la Figure 4.11. Quand ce plateau est observé dans l'extension des genoux, les couples articulaires stagnent, voir baissent dans la Figure 4.12. Cette

baisse semble d'autant plus marquée que le plongeon est difficile. Les couples articulaires des genoux sont ensuite atteints, aux alentours de l'instant où le plongeur atteint sa flèche maximale. On remarque que le couple maximal peut être observé avant ou après la flèche maximale du plongeoir. Cette durée entre le couple maximal et la flèche maximale du plongeoir est donc étudiée plus en détail.

La Figure 4.13 présente la durée entre la flexion maximale des genoux et la flèche maximale du plongeoir et la durée entre le couple maximal des genoux et la flèche maximale du plongeoir en fonction du coefficient de difficulté pour les 9 plongeons étudiés. La durée entre la flèche

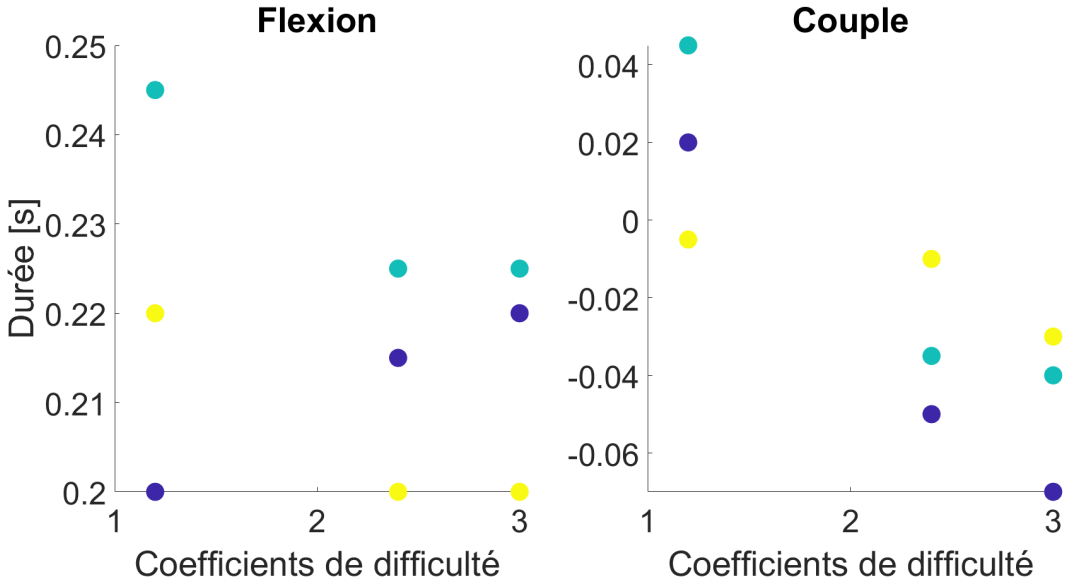


FIGURE 4.13 – Durées entre la flexion maximale des genoux et la flèche maximale du plongeoir et entre le couple maximal des genoux et la flèche maximale du plongeoir en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

maximale du plongeoir et la flexion maximale des genoux lors de la phase d'impulsion varie très peu d'un plongeon à l'autre (écart entre la durée la plus élevée et la durée la plus faible inférieur à 0,05 s). C'est pourquoi aucune tendance ne se dégage, ni du point de vue du classement ni du point de vue du coefficient de difficulté. Le plongeur est donc très répétable sur l'instant à laquelle il initie son extension vis-à-vis de l'instant où le plongeoir atteint sa flèche maximale. Si l'on veut étudier plus en détail cette durée, il faudrait utiliser une fréquence d'échantillonnage pour récolter les données expérimentales plus élevée que celle utilisée dans cette étude (200 Hz). En effet, l'écart maximal entre les valeurs obtenues pour la durée en question est de 0,05 s soit seulement 10 fois l'incrément temporel de l'étude. L'apport d'une extension initiée à l'instant où le plongeoir atteint sa flèche maximale dans la qualité du plongeon reste donc encore à définir. Le plongeur étudié ici a initié son extension des genoux en amont de l'instant de la flèche maximale

pour l'ensemble des plongeons étudiés, comme ce qui avait été observé dans la littérature et par la CTS de la FFN.

Plus le plongeon est difficile, plus le couple maximal apparaît tard. On peut donc supposer que plus le plongeon est difficile, plus le plongeur exerce un couple important au niveau des genoux pour réaliser son extension, et met ainsi plus de temps pour atteindre le couple maximal. Cette hypothèse va être vérifiée dans la suite de cette étude. On remarque que pour chaque type de plongeon, le plongeon de classement le plus faible parmi les trois (en jaune) est toujours celui avec le couple maximal des genoux réalisé le plus proche de l'instant où le plongeoir atteint sa flèche maximale. De plus, pour les plongeons les plus difficiles (105C et 107C), le couple maximal est toujours observé après l'instant de la flèche maximale. Il semblerait que pour ces plongeons-là, plus le couple maximal est retardé par rapport à l'instant de la flèche maximale, plus la qualité du plongeon augmente. Cette observation va à l'encontre de l'hypothèse d'une poussée optimale synchronisée avec la flèche maximale du plongeoir. Dans la littérature, il a été montré que le couple maximal des genoux devait avoir lieu juste avant la flèche maximale du plongeoir pour des plongeons en arrière et renversés. Cette conclusion ne semble donc pas être vérifiée pour des plongeons en avant.

La Figure 4.14 présente l'angle de flexion maximale, l'amplitude maximale de l'extension et la valeur du couple maximal des genoux en fonction du coefficient de difficulté pour les 9 plongeons étudiés. On observe en effet que le couple maximal responsable de l'extension du

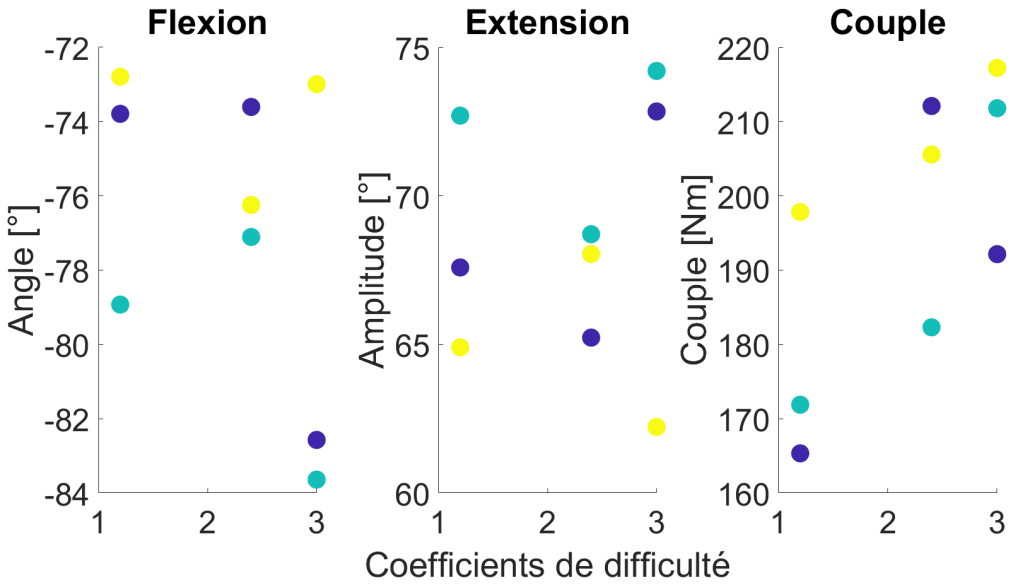


FIGURE 4.14 – Angle de flexion maximale, l'amplitude maximale de l'extension et la valeur du couple maximal des genoux en fonction du coefficient de difficulté en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

genou semble augmenter avec le coefficient de difficulté du plongeon. Cela est en accord avec l'hypothèse formulée sur la synchronisation entre ce couple maximal et la flèche maximale du plongeoir. Néanmoins aucune tendance ne semble se dégager du point de vue du classement. Cela signifie qu'un couple plus élevé n'est pas un critère de performance lors de la poussée du plongeur sur le plongeoir.

Aucune tendance ne semble se dégager sur la flexion maximale que ce soit du point de vue du classement entre les plongeons ou du point de vue du coefficient de difficulté. On sait qu'une position trop fléchie empêche la génération du couple nécessaire pour réaliser l'extension (voir chapitre 1). Or ici, on voit que le couple maximal augmente quand même avec le coefficient de difficulté du plongeon. Cela montre que le plongeur effectue une flexion maximale lui permettant de générer le couple maximal nécessaire pour son extension, et ce peu importe le coefficient de difficulté du plongeon.

L'amplitude de l'extension réalisée ne semble pas varier avec le coefficient de difficulté et le classement du plongeon. En comparant des plongeons similaires réalisés par des plongeurs de niveaux différents, Miller et Munro (1985a) avaient montré que l'amplitude de l'extension du genou lors de la phase d'impulsion était un critère de performance pour des plongeons en avant et renversés. Il serait donc intéressant de réaliser une étude mêlant les deux approches (plongeurs de niveaux différents réalisant chacun des plongeons avec des coefficients de difficulté différents) pour mieux comprendre l'importance de l'amplitude de l'extension des genoux lors de l'impulsion.

Pour conclure, l'étude menée sur la poussée du plongeur lors de l'impulsion a permis d'observer l'allure de l'angle de flexion et du couple de flexion-extension des genoux pour des plongeons avec des coefficients de difficulté différents. Cette étude a permis d'étudier l'hypothèse d'un mouvement plan lors de l'impulsion. Cette hypothèse semble valable pour des études cinématiques mais pas pour des études dynamiques concernant les genoux. On peut supposer qu'il en est de même sur l'ensemble des membres inférieurs. On observe que les couples articulaires des genoux générés lors de la phase d'impulsion sont des couples d'extension. Une période de flexion est observée après le touchdown, mais cette dernière est due à l'impact avec le plongeoir que le plongeur cherche à minimiser en fournissant un couple résistant. Cette étude a permis de faire ressortir un critère de performance : le couple maximal du genou doit être généré après la flèche maximale du plongeoir lors des plongeons en avant, notamment les plus difficiles. Cette conclusion contredit l'hypothèse d'une poussée optimale synchronisée avec la flèche maximale du plongeoir formulée dans la littérature et par la CTS de la FFN. Les quantités suivantes ont également été analysées et il a été conclu qu'elles n'avaient pas d'influence sur la performance :

— la durée entre la flexion maximale des genoux et la flèche maximale du plongeoir ;
— la flexion maximale des genoux ;
— l'amplitude de l'extension des genoux.

Une étude portant sur des plongeurs différents permettrait de généraliser les conclusions faites dans cette étude. En effet, un seul plongeur ayant été étudié, les résultats dépendent de la technique du plongeur en question. De plus, seuls trois essais ont été effectués pour chaque type de plongeon. Un nombre d'essais plus important permettrait de réaliser une étude statistique.

Étude 2 : analyse de l'effet de l'amplitude des F&MI sur la performance

La Figure 4.15 présente les valeurs maximales de FX, FZ et MY lors du hurdle en fonction du coefficient de difficulté pour les 9 plongeons étudiés. Il semblerait que la valeur maximale

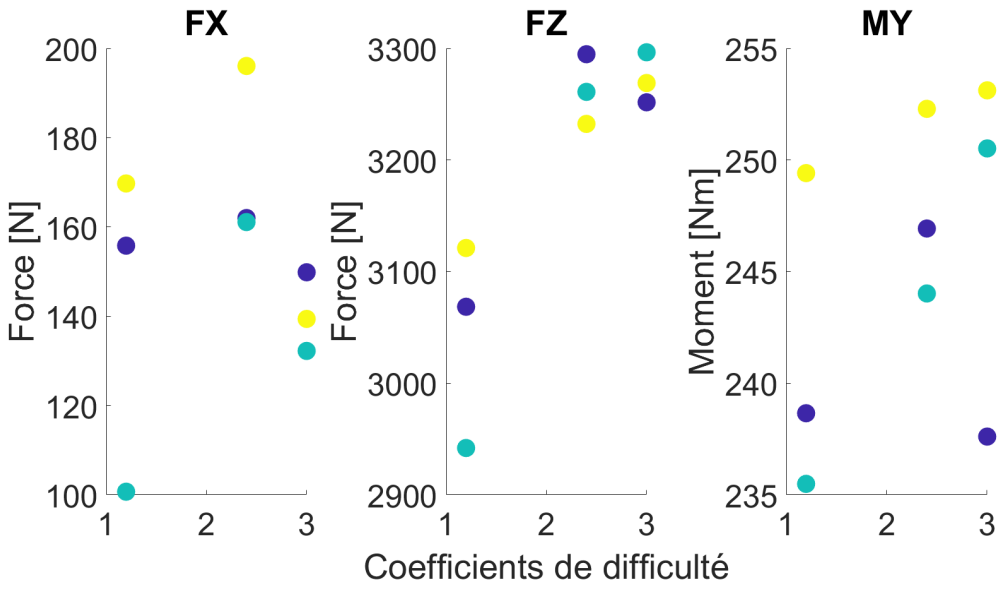


FIGURE 4.15 – Valeurs maximales de FX, FZ et MY lors du hurdle en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

de FZ lors du hurdle ait tendance à augmenter avec le niveau de difficulté du plongeon. Cela signifie que dès le hurdle, le plongeur stocke dans le plongeoir une énergie dépendant de la difficulté du plongeon à réaliser. Néanmoins, aucune tendance ne semble se dégager au regard des classements entre 3 mêmes plongeons. Cela montre que l'amplitude des F&MI lors du hurdle n'est pas déterminante dans la qualité du plongeon réalisé.

Pour ce qui est des composantes FX et MY, aucune tendance ne semble se dégager au regard des coefficients de difficultés. Tout d'abord, un écart inférieur à 100 N est observé entre les 9 plongeons pour FX, et un écart inférieur à 20 Nm est observé pour MY. Cette faible variation entre les plongeons montre que le plongeur est répétable sur ces composantes lors du hurdle, peu importe le niveau de difficulté du plongeon. Néanmoins, on remarque que pour un type de plongeon donné, le plongeon de classement le plus faible parmi les trois (en jaune) est toujours

celui qui présente une valeur maximale de MY plus élevée que les deux autres. Cela montre que le fait d'initier un mouvement de rotation vers l'avant lors du hurdle pourrait avoir une influence sur la qualité du plongeon effectué.

La Figure 4.16 présente les valeurs maximales de FX, FZ et MY lors de l'impulsion en fonction du coefficient de difficulté pour les 9 plongeons étudiés. Lors de l'impulsion, l'ensemble des

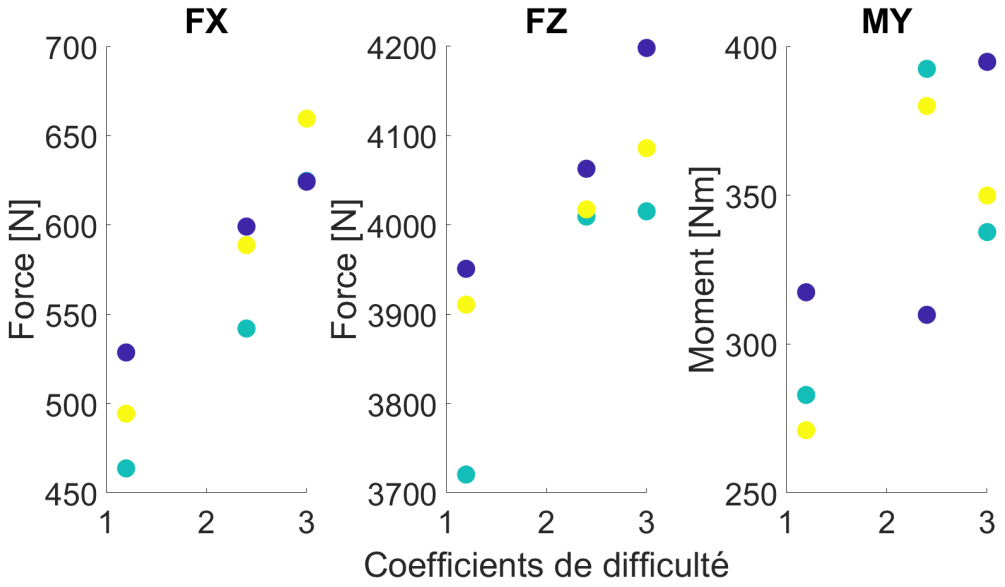


FIGURE 4.16 – Valeurs maximales de FX, FZ et MY lors de la phase d'impulsion en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

composantes des F&MI étudiées semble augmenter avec le coefficient de difficulté du plongeon. Le fait d'exercer un effort plus important sur le plongeoir, quelle que soit la direction, semble favoriser la réalisation d'un plongeon plus difficile. Cette même observation avait été faite par Kong (2005). L'observation des classements ne semble fournir aucune tendance, ce qui montre que la génération de F&MI le plus élevé possible n'est pas un objectif à viser pour réaliser un plongeon de qualité.

Pour un effort vertical (FZ) plus élevé, la flèche du plongeoir devrait être plus élevée et la phase de contact associée plus longue. C'est pourquoi nous avons observé les durées des phases de contact et aériennes lors du hurdle et de l'impulsion. La Figure 4.17 présente les durées des phases de contact et aériennes du hurdle et de l'impulsion en fonction du coefficient de difficulté pour les 9 plongeons étudiés.

Concernant le hurdle, la durée de la phase de contact semble être décorrélée du coefficient de difficulté du plongeon ainsi que de son classement, et ce malgré un effort FZ augmentant avec le coefficient de difficulté. La phase aérienne du hurdle a une durée qui semble augmenter avec

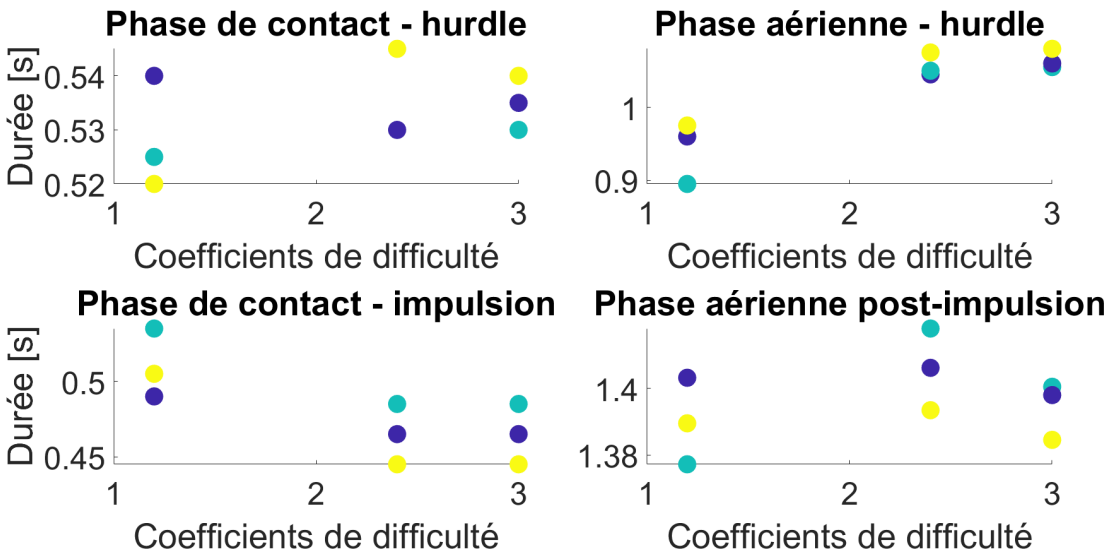


FIGURE 4.17 – Durées des phases de contact et aériennes du hurdle et de l'impulsion en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

le coefficient de difficulté du plongeon. Cela semble montrer qu'un effort vertical plus élevé sur le plongeoir allonge la durée de la phase aérienne mais pas la durée du contact. Cela provient probablement du fait que le plongeur décolle avant que le plongeoir ait atteint l'altitude maximale lors du rebond. Aucune tendance ne semble se dégager du point du vue du classement pour la durée de la phase aérienne du hurdle. Mais pour un type de plongeon donné, la durée de la phase aérienne du hurdle varie très peu d'un plongeon à l'autre. Cela signifie que le plongeur est très répétable sur la durée de la phase aérienne du hurdle et peut expliquer pourquoi aucune tendance n'est dégagée du point de vue du classement entre les plongeons. L'ensemble des plongeons étudiés a été réalisé avec le réglage de l'appui à 9 (plongeoir le plus souple possible). Un réglage plus souple du plongeoir lui procure une fréquence propre plus faible et une vitesse verticale plus élevée sur la portion située après l'appui. Le plongeur, tentant de rentrer en contact avec le plongeoir lorsque ce dernier a atteint sa vitesse maximale descendante, doit donc rallonger la durée de la phase aérienne du hurdle pour pouvoir bénéficier de cette caractéristique (voir chapitre 1). Il serait donc intéressant d'observer l'évolution de la durée de la phase aérienne du hurdle avec des réglages de l'appui différents.

Pour ce qui est de l'impulsion, la durée de la phase de contact semble être moins importante pour les plongeons avec des niveaux de difficulté plus importants. On a observé précédemment. que les composantes FX, FZ et MY augmentaient toutes avec le coefficient de difficulté du plongeon. Il semblerait donc que pour l'impulsion aussi, le plongeur décolle avant que le plongeoir

n'ait atteint son altitude maximale. Sayyah (2017) a observé des durées moyennes de la phase de contact lors de l'impulsion pour des plongeons 101B et 105B de 0,45 s et 0,42 s respectivement. On remarque que les valeurs obtenues dans la présente étude sont du même ordre de grandeur (entre 0,45 s et 0,54 s sur la Figure 4.17). La durée de la phase aérienne post-impulsion semble être indépendante du niveau de difficulté des plongeons ainsi que de leurs classements, et ce malgré des valeurs maximales de FX, FZ et MY dépendantes du coefficient de difficulté. En effet, la différence entre les durées des phases aériennes post-impulsion la plus courte et la plus longue est inférieure à 0,05 s. Le plongeur est donc très répétable sur la durée de la phase aérienne post-impulsion, ce qui peut expliquer pourquoi aucune tendance n'est observée. Sayyah (2017) a observé des durées moyennes de la phase de vol post-impulsion pour des plongeons 101B et 105B de 1,35 s et 1,22 s respectivement. On remarque que les valeurs obtenues dans la présente étude sont du même ordre de grandeur. Une durée de la phase aérienne post-impulsion indépendante du niveau de difficulté alors que ce n'est pas le cas pour les efforts appliqués sur le plongeoir est en accord avec l'observation d'une durée de la phase de contact plus courte. En effet, plus le plongeur anticipe le décollage, moins il sera haut au moment de décoller. De plus, plus le plongeur exerce un effort important sur le plongeoir, plus la flèche du plongeoir est élevée, et donc plus la phase de rappel pour remonter jusqu'à une altitude donnée sera longue.

Pour aller plus loin dans l'analyse de l'instant du décollage lors de la phase de rappel du plongeoir, la durée entre l'instant de la flèche maximale du plongeoir et l'instant du décollage du plongeur a été calculée pour l'ensemble des plongeons. Le "ratio rappel" entre cette durée et la durée du rappel total du plongeoir (jusqu'à son altitude maximale) a également été calculée pour situer l'instant du décollage dans cette phase. L'altitude du CdM à l'instant du décollage a également été calculée. La Figure 4.18 présente l'altitude du CdM au décollage, la durée et le ratio décrits précédemment pour les 9 plongeons étudiés.

La durée entre l'instant de la flèche maximale du plongeoir et l'instant du décollage du plongeur semble diminuer avec le coefficient de difficulté du plongeon. De plus, le "ratio rappel" a aussi tendance à diminuer lorsque le coefficient de difficulté du plongeon augmente. Enfin, on remarque que l'altitude du CdM au décollage diminue quand le coefficient de difficulté augmente. Ces trois observations sont en accord avec l'hypothèse d'un décollage de plus en plus anticipé à mesure que le coefficient de difficulté du plongeon augmente.

La CTS de la FFN suppose que le plongeur devrait décoller lorsque l'extrémité libre du plongeoir atteint son altitude maximale (voir introduction du présent chapitre). Néanmoins, lorsque l'on observe le classement entre 3 mêmes plongeons, aucune tendance ne semble se dégager concernant la durée entre l'instant de la flèche maximale du plongeoir et l'instant du décollage ainsi que pour le ratio associé. Il faudrait donc réaliser plus d'essais pour chaque plongeon étudié, afin de pouvoir réaliser une étude statistique et pouvoir conclure sur une synchronisation optimale entre le décollage du plongeur et l'altitude maximale du plongeoir.

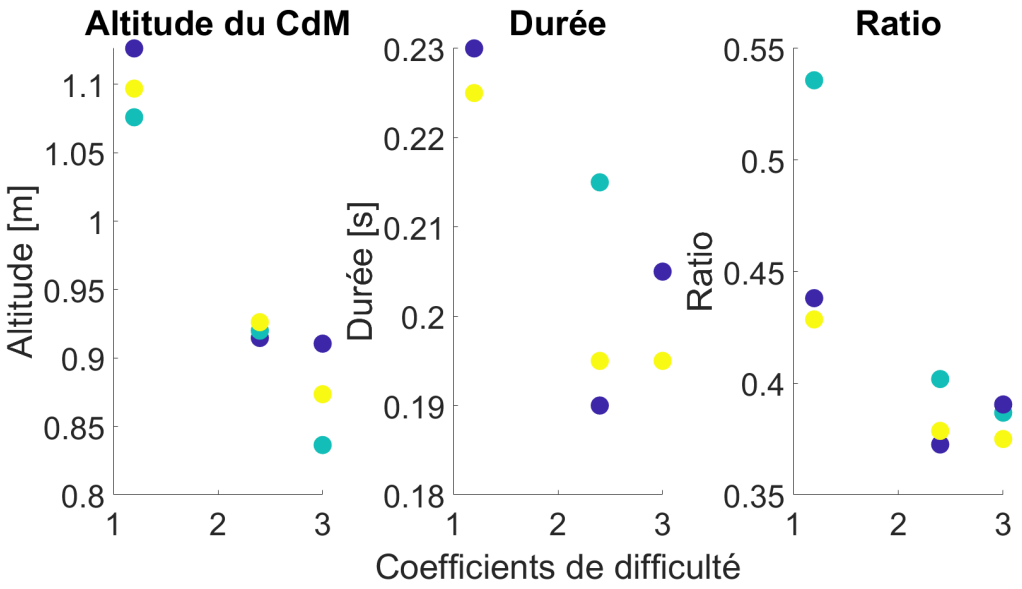


FIGURE 4.18 – Altitude du CdM au décollage, durée entre la flèche maximale du plongeoir et le décollage du plongeur, et "ratio rappel" en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

Pour conclure, l'étude menée sur l'influence des F&MI sur la performance n'a pas permis de dégager de nouveaux critères de performance. Néanmoins, elle a permis de mettre en avant l'évolution de la technique du plongeur lors du décollage en fonction du coefficient de difficulté :

— augmentation de FZ avec le coefficient de difficulté lors du hurdle ;
— augmentation de FX, FZ et MY avec le coefficient de difficulté lors de l'impulsion ;
— décollage de plus en plus anticipé lorsque le coefficient de difficulté augmente.

Cette étude confirme la prédominance de la phase d'impulsion vis-à-vis du hurdle dans la performance concernant les F&MI. Néanmoins, il semblerait que dès le hurdle le plongeur fournisse un effort vertical (FZ) dépendant du niveau de difficulté du plongeon. Pour un type de plongeon donné, plus d'essais devraient être réalisés afin de pouvoir réaliser une étude statistique. Cela permettrait de confirmer l'hypothèse formulée par la CTS de la FFN sur l'instant du décollage : un décollage optimal s'effectue lorsque l'extrémité libre du plongeoir atteint son altitude maximale. Pour pouvoir confirmer ou infirmer cette hypothèse, on pourrait également effectuer des mesures lors desquelles on demande au plongeur de retarder le plus possible son décollage. Mais le fait d'imposer une technique particulière à un plongeur, dont il n'a pas l'habitude, risque de dégrader la qualité de ses plongeons et donc de biaiser les résultats.

Étude 3 : analyse des transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir

La Figure 4.19 présente les évolutions au cours du temps des énergies potentielles, cinétiques et mécaniques du plongeur et du plongeoir pour le plongeon 107C 2. Ce plongeon a été choisi arbitrairement pour présenter des phénomènes observés sur l'ensemble des essais étudiés. À

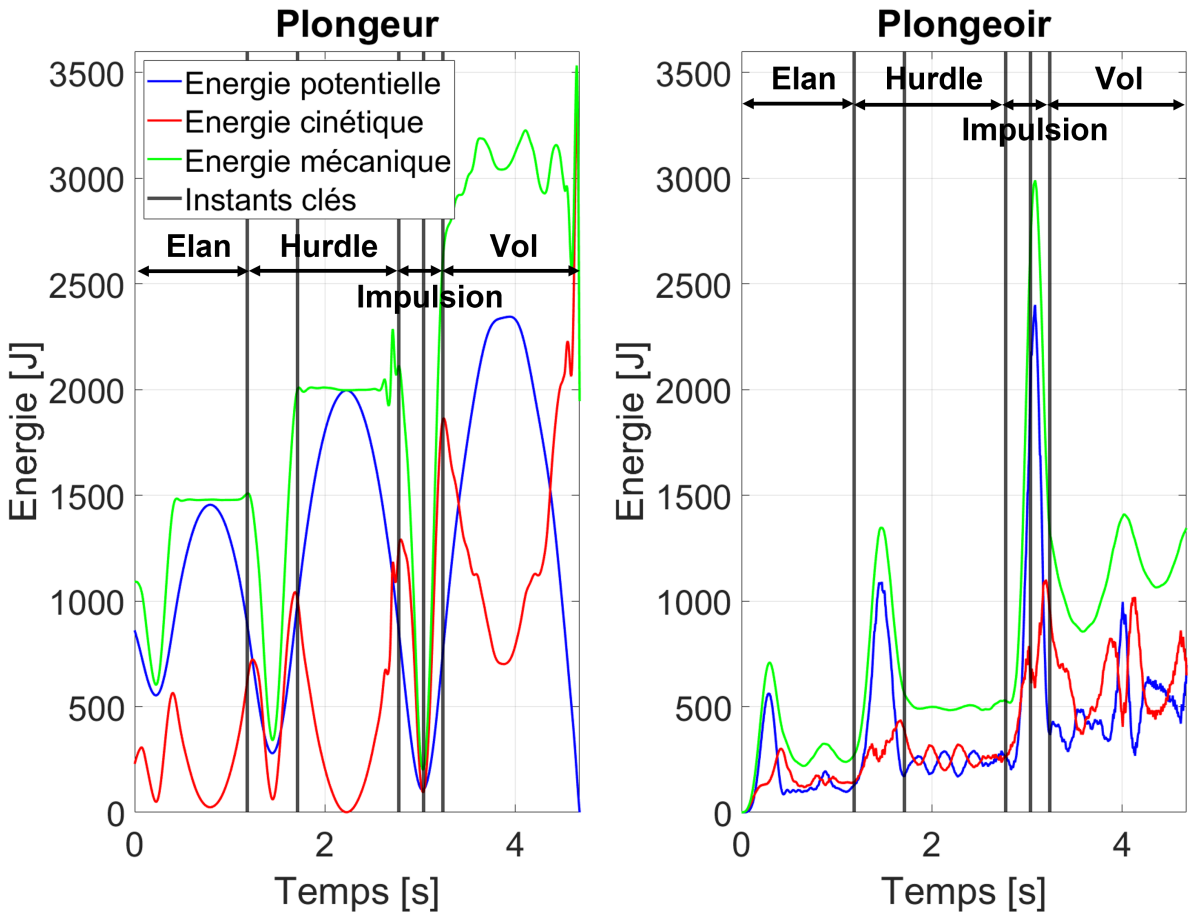


FIGURE 4.19 – Évolutions au cours du temps des énergies potentielles (bleu), cinétiques (rouge) et mécaniques (vert) du plongeur (à gauche) et du plongeoir (à droite).

notre connaissance, de telles courbes ne sont pas présentes dans la littérature. Elles peuvent donc servir de référence pour des études futures portant sur des études énergétiques du plongeur et du plongeoir. L'énergie mécanique du plongeur est constante pendant la phase aérienne du hurdle, sauf à la fin juste avant le touchdown, où on observe une augmentation de l'énergie mécanique provenant de l'énergie cinétique du plongeur. Ce phénomène est probablement dû au filtrage des données cinématiques. Le filtrage peut également expliquer le changement brusque dans l'énergie cinétique du plongeur à la fin de l'essai. L'étude du filtrage a été recommandée

pour déterminer son influence sur les couples articulaires ainsi que les résidus dynamiques dans le chapitre 2. Il serait également intéressant d'étudier l'influence du filtrage sur l'évolution de l'énergie cinétique du plongeur. On remarque également que l'énergie mécanique du plongeur n'est pas constante lors de la phase aérienne post-impulsion. L'hypothèse la plus cohérente pour expliquer cette variation est l'apport du travail musculaire du plongeur au cours de la phase aérienne post-impulsion.

On remarque que l'énergie mécanique du plongeoir n'est pas constante après le décollage du plongeur. La dissipation au niveau de l'appui pourrait entraîner une baisse de l'énergie mécanique, mais pas une hausse comme observée ici autour de 4 s. Le coefficient de restitution utilisé ici est très proche de 1 (0,999) ce qui veut dire qu'il entraîne peu de dissipation dans le modèle. Ces oscillations dans l'énergie mécanique après le décollage du plongeur sont donc probablement dues à des phénomènes numériques non atténués par la faible dissipation au niveau de l'appui. Un pas de temps plus petit pourrait éviter ce phénomène. De plus, on remarque que les énergies potentielle et cinétique du plongeoir dont du même ordre de grandeur (énergie potentielle allant jusqu'à environ 2500 N et énergie cinétique allant jusqu'à environ 1000 N). Cela montre l'importance de la prise en compte de ces deux énergies pour calculer l'énergie mécanique totale du plongeoir.

On remarque également que le décollage du plongeur est effectué alors que la totalité de l'énergie mécanique stockée dans le plongeoir lors de l'impulsion n'a pas été restituée au plongeur. En effet, l'énergie mécanique du plongeoir au moment du décollage est supérieure à celle au moment du touchdown. Pourtant, l'énergie mécanique du plongeur après le décollage est supérieure à celle au moment du touchdown. Cela montre que le plongeur a fourni du travail musculaire ajoutant de l'énergie au système composé du plongeur et du plongeoir lors de l'impulsion.

Les critères énergétiques utilisés permettent d'étudier plus en détail l'apport du travail musculaire du plongeur lors de la phase d'impulsion. La Figure 4.20 présente les 3 critères énergétiques décrits précédemment en fonction du coefficient de difficulté pour les 9 plongeons étudiés. Si l'on s'intéresse au critère énergétique traitant des phases 1 et 2 réunies, on remarque que l'apport énergétique de la phase d'impulsion augmente avec le coefficient de difficulté du plongeon. Il semblerait donc que plus le plongeon est difficile, plus le plongeur utilise une technique permettant de gagner en énergie mécanique. Le classement entre 3 mêmes plongeons ne semble pas fournir de tendance particulière. Cela signifie que le gain en énergie mécanique du plongeur lors de la phase d'impulsion n'est pas un critère de performance.

Si l'on regarde les critères énergétiques pour les phases 1 et 2 séparément, aucune tendance ne semble se dégager du point de vue du coefficient de difficulté du plongeon. Cela signifie que le gain d'énergie total (phases 1 et 2 réunies) peut provenir de n'importe quelle phase pour un même plongeur. On remarque que lorsqu'un plongeon donné a apporté plus d'énergie que

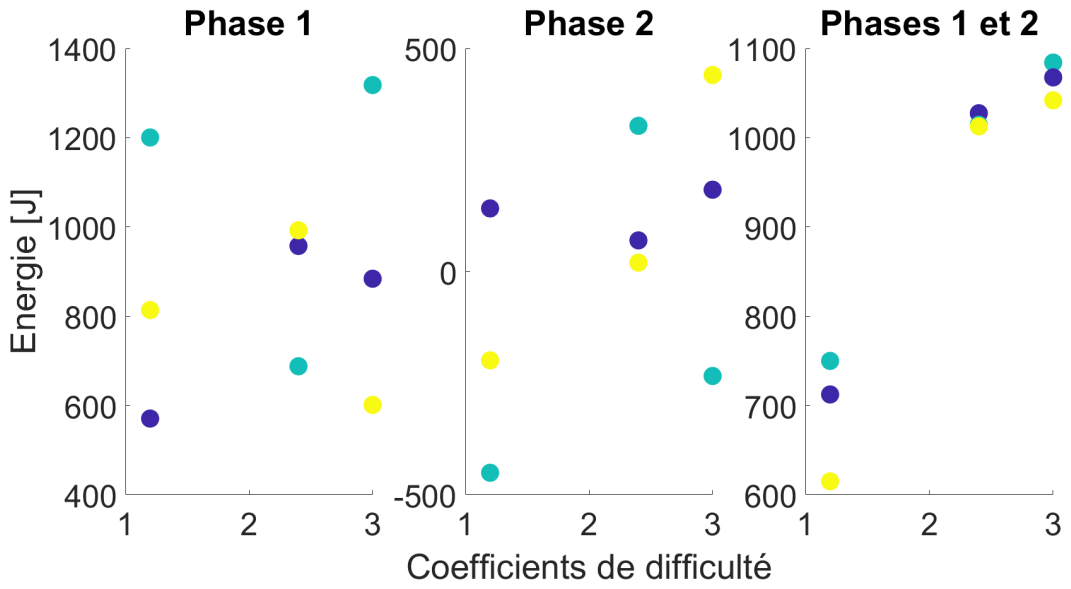


FIGURE 4.20 – Critères énergétiques en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

les autres lors de la première phase, il est celui qui en a apporté le moins lors de la seconde phase, et inversement. On peut donc supposer que le plongeur adapte sa technique en fonction de la réponse du plongeoir. De plus, on remarque que le plongeur apporte toujours de l'énergie au système plongeur-plongeoir lors de la phase 1 (déflexion du plongeoir), ce qui n'est pas le cas de la phase 2 (phase de rappel). Cela montre que la phase de rappel semble être plus problématique pour le plongeur étudié. Il est parfois obligé de dissiper de l'énergie pour réaliser sa performance, notamment quand beaucoup d'énergie a été stockée dans le plongeoir lors de la phase 1. Stocker un maximum d'énergie dans le plongeoir lors de la phase de déflexion n'est donc pas forcément la stratégie optimale d'un point de vue énergétique. Cette observation est cohérente avec l'observation d'une durée de phase aérienne post-impulsion similaire pour tous les plongeons alors que les efforts appliqués sur le plongeoir augmentent avec le niveau de difficulté du plongeon. Des F&MI plus élevés lors de la phase d'impulsion n'entraînent pas une phase aérienne plus longue car le plongeur a tendance à dissiper de l'énergie lors de la phase de rappel. Néanmoins, aucune énergie n'est dissipée pour 1 plongeon 101 C (bleu foncé), les 3 plongeons 105C et 2 plongeons 107C (jaune et bleu foncé). C'est pourquoi la dissipation d'énergie n'est pas la seule explication au phénomène observé pour la durée aérienne post-impulsion en regard de l'amplitude des F&MI. L'anticipation du décollage reste la principale explication à ce phénomène. Cela est également cohérent avec le fait que stocker un maximum d'énergie dans le plongeoir lors de la phase d'impulsion ne soit pas un critère de performance, comme expliqué précédemment.

Pour confirmer cette hypothèse, les énergies mécaniques maximales atteintes par le plongeur

et le plongeoir lors de la phase d'impulsion sont présentées en fonction du coefficient de difficulté sur la Figure 4.21 pour les 9 plongeons étudiés. On remarque que les énergies maximales atteintes

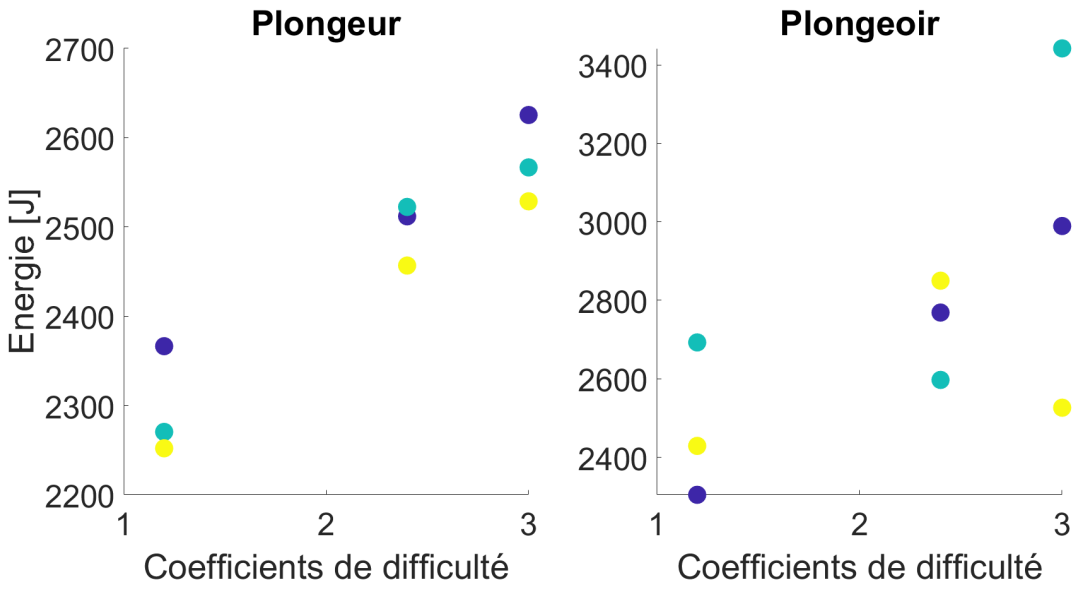


FIGURE 4.21 – Énergies mécaniques maximales atteintes par le plongeur et le plongeoir lors de la phase d'impulsion en fonction du coefficient de difficulté. Les couleurs représentent le classement entre 3 mêmes plongeons (1 en bleu foncé, 2 en turquoise, 3 en jaune).

par le plongeur et le plongeoir lors de la phase d'impulsion ont tendance à augmenter avec le coefficient de difficulté du plongeon. Cette observation est cohérente avec l'observation d'un gain d'énergie mécanique du plongeur lors de la phase d'impulsion (critère énergétique pour les phases 1 et 2 réunies dans la Figure 4.20) lorsque le coefficient de difficulté augmente. Cependant, aucune tendance ne semble se dégager du point de vue du classement pour l'énergie mécanique maximale du plongeoir. De plus, les plongeons pour lesquels le plongeur a dissipé de l'énergie lors de la phase de rappel sont les 101C jaune et turquoise et 107C turquoise. On remarque que ce sont les plongeons 101C et 107C pour lesquels le plus d'énergie avait été stocké dans le plongeoir (Figure 4.21). Cela confirme le fait que le fait de stocker un maximum d'énergie dans le plongeoir n'est pas un critère de performance. Si l'on s'intéresse au classement entre les plongeons pour l'énergie maximale du plongeur, on remarque que l'augmentation de cette énergie maximale semble favoriser la qualité du plongeon. L'énergie mécanique maximale atteinte par le plongeur lors de la phase d'impulsion est donc un critère de performance, mais pas celle du plongeoir.

Pour conclure, l'étude menée sur les transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir a permis d'observer l'allure des énergies potentielles, cinétiques et mécaniques du plongeur et du plongeoir pour un plongeon en avant en position groupée (107C). Il a été montré que l'énergie maximale atteinte par le plongeur lors de l'impulsion était un critère de performance. Il a

également été montré que l'énergie mécanique maximale stockée dans le plongeoir lors de l'impulsion n'était pas un critère de performance. Il semblerait que le plongeur adapte sa technique à la réponse du plongeoir pendant la phase d'impulsion. Une dissipation de l'énergie mécanique acquise lors de la phase de déflexion peut être observée lors de la phase de rappel. Enfin, la totalité de l'énergie mécanique stockée dans le plongeoir (et non dissipée par le plongeur) n'est pas entièrement restituée au plongeur avant son décollage. Un décollage du plongeur plus tardif que celui observé dans les essais étudiés pourrait permettre de réduire ce phénomène. Cela rejoint l'hypothèse formulée par la CTS de la FFN présentant un décollage optimal comme étant synchronisée avec l'instant où l'extrémité libre du plongeoir atteint son altitude maximale. Il serait intéressant de chercher des critères liés à la cinématique et à la dynamique du plongeur influant sur les critères énergétiques observés. Cela permettrait de savoir comment adapter la technique du plongeur pour optimiser ses échanges énergétiques avec le plongeoir.

4.5 Conclusion du chapitre

Les modèles et méthodes présentés dans les chapitres 2 et 3 ont été appliqués à l'étude de plongeons en avant en position groupée avec différents coefficients de difficulté réalisés par un plongeur de niveau international. Cela a montré la pertinence du modèle d'interaction plongeur-plongeoir développé dans cette thèse pour l'analyse de la performance en plongeon sur tremplin.

Tout d'abord, la méthode de prédiction des F&MI permet d'estimer l'évolution au cours du temps des composantes FX, FY, FZ, MX et MY tout au long du plongeon, et ce pour tous les types de plongeon. Cette méthode est toutefois sensible au filtrage des données cinématiques.

La méthode de caractérisation permet d'obtenir un modèle de plongeoir complet nécessaire pour l'étude de ses énergies et de son interaction avec le plongeur tout au long du plongeon, et ce pour tous les types de plongeons. Ce modèle présente des déplacements verticaux avec des écarts plus élevés avec les déplacements expérimentaux que ceux observés dans la littérature. Il serait intéressant d'adapter le modèle proposé à l'étude en grands déplacements.

L'analyse de la performance réalisée s'est focalisée sur la poussée du plongeur lors de l'impulsion, l'amplitude des F&MI et leur influence sur l'instant du décollage, et les transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir. Les éléments suivants ont été présentés comme des potentiels critères de performance pour les plongeons en avant :

- le couple maximal des genoux généré après la flèche maximale du plongeoir ;
- l'énergie mécanique maximale atteinte par le plongeur lors de l'impulsion doit être maximisée.

Les éléments suivants ont été analysés et il a été supposé qu'ils n'étaient pas des critères de performance pour les plongeons en avant :

- la durée entre la flexion maximale des genoux et la flèche maximale du plongeoir ;

— la flexion maximale des genoux ;
— l'amplitude de l'extension des genoux.
— l'énergie mécanique maximale atteinte par le plongeoir lors de l'impulsion.

Il a également été montré que l'hypothèse d'un mouvement plan pour les genoux n'était valide que pour une étude cinématique et pas pour une étude dynamique. L'évolution de l'angle de flexion des genoux et du couple de flexion-extension des genoux a été présentée pour l'ensemble des plongeons étudiés. L'évolution au cours du temps des énergies potentielles, cinétiques et mécaniques du plongeur et du plongeoir a également été présentée pour un plongeon 107C. Ces courbes peuvent servir de référence pour des études futures sur le comportement des genoux et les transferts d'énergie lors de plongeons en avant. L'étude des F&MI a permis de déterminer comment les F&MI lors du hurdle et de l'impulsion évoluent avec le coefficient de difficulté. Il a également été montré que le plongeur adaptait sa technique à la réponse du plongeoir lors de la phase d'impulsion.

Ces résultats contredisent l'hypothèse d'une poussée optimale synchronisée avec la flèche maximale du plongeoir formulée dans la littérature et par la CTS de la FFN. Les éléments analysés dans ce chapitre n'ont pas permis de confirmer l'hypothèse d'un décollage optimal synchronisé avec l'altitude maximale de l'extrémité libre du plongeoir. Ses études ont été réalisées sur 9 plongeons (3 plongeons 101C, 3 plongeons 105C et 3 plongeons 107C) réalisés par un unique plongeur de niveau international. De ce fait, seules des tendances ont pu être dégagées. Une étude comportant plus de plongeon de chaque type serait nécessaire pour confirmer les tendances observées dans l'étude proposée.

Le modèle d'interaction plongeur-plongeoir et la méthodologie d'analyse de la performance proposée pourraient être appliqués à l'étude d'autres types de plongeon. Ils pourraient être également appliqués pour plusieurs sujets différents, de façon à déterminer des critères mécaniques à optimiser spécifiques à chacun d'entre eux. Il serait également possible de réaliser d'autres analyses de la performance similaires portant sur d'autres quantités mécaniques. Par exemple, Clémence Monnery se questionne sur l'influence du mouvement de rotation des bras lors de la phase d'impulsion sur la rotation du plongeur lors de la phase aérienne post-impulsion. En effet, la littérature présente le mouvement des bras lors de l'impulsion comme une contribution importante à la génération du moment cinétique totale du plongeur, mais n'indique pas de moment optimal pour initier cette rotation ni si l'amplitude du mouvement influence la performance (Cheng et Hubbard, 2008). Le modèle d'interaction et la méthodologie d'analyse proposés pourraient être utilisés pour répondre à ce questionnement.

Conclusion et perspectives

Lors de cette thèse, nous nous sommes intéressés à l'interaction humain-matériel dans le domaine du sport. Cette thématique nous a amenés à traiter un exemple de discipline en particulier : le plongeon sur tremplin. En effet, le tremplin est une structure élancée déformable qui va permettre au plongeur de stocker de l'énergie de façon à réaliser sa performance. Des notions de synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir ont été étudiées dans le but de déterminer de nouveaux critères de performance en plongeon sur tremplin. Une attention particulière a été portée sur l'étude des transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir, qui ont peu été étudiés à ce jour dans la littérature.

Pour répondre à cet objectif, une méthodologie d'analyse a été proposée. Cette méthodologie s'appuie sur un modèle d'interaction plongeur-plongeoir. Ce modèle d'interaction comporte un modèle biomécanique du plongeur en dynamique inverse et un modèle EF du plongeoir en dynamique directe. Un couplage faible est effectué entre les modèles de plongeur et de plongeoir en leur appliquant à chacun d'entre eux les efforts d'interaction, prédits à partir d'une méthode basée sur la dynamique inverse. Cette démarche permet de modéliser le plongeur sans prendre en compte les problématiques liées à la modélisation du plongeoir et inversement. Cela nous a amené à développer un modèle 3D du plongeur à 18 segments et un modèle 2D du plongeoir complet. Ces types de modèles n'avaient pas été utilisés conjointement pour l'étude du plongeon sur tremplin jusqu'à présent.

L'élaboration des modèles de plongeur et de plongeoir s'est basée sur des données de mouvement récoltées à partir d'un système de capture optique. Cet outil a peu été utilisé dans la littérature pour l'étude du plongeon sur tremplin, du fait de sa sensibilité aux reflets lumineux et à la perte de marqueurs accentuée par l'évolution en milieu aquatique et à l'impact à l'entrée dans l'eau. Cette technologie étant réputée pour sa précision pour l'analyse du mouvement, nous avons décidé de l'utiliser pour récolter les données de mouvement du plongeur et du plongeoir. Cette démarche a nécessité l'élaboration de protocoles expérimentaux visant à réduire l'impact de ces phénomènes (reflets et perte de marqueurs). Le traitement des données expérimentales lors de ces expérimentations a nécessité un traitement long, notamment à cause des nombreux reflets lumineux et des figures occultant les marqueurs. Mais l'utilisation de cette technologie a permis l'élaboration de modèles de plongeur et de plongeoir comme ceux décrits dans le paragraphe précédent. Cette technologie permet donc d'observer le comportement du plongeur et du plongeoir en 3D avec un niveau de précision élevé. Néanmoins, les protocoles expérimentaux associés et le traitement des données récoltés amènent à l'utiliser lorsque ce niveau de précision

est requis.

Les efforts d'interaction entre le plongeur et le plongeoir doivent être estimés pour pouvoir réaliser le couplage faible entre les modèles de plongeur et de plongeoir. Dans ce but, une méthode de prédiction de ces efforts a été développée. Le développement de cette méthode de prédiction des efforts d'interaction en plongeon sur tremplin a amené à développer une méthode générique d'estimation des efforts de réaction au sol lors d'une interaction entre un sujet humain et une surface non-horizontale et/ou mobile. Les efforts de réaction au sol sont nécessaires pour réaliser des études du mouvement basées sur la dynamique inverse. L'estimation de ces efforts permet donc d'ouvrir le champ d'application des démarches d'analyse du mouvement dans des domaines où il est difficile de mesurer les efforts au sol. Ces applications peuvent être dans le domaine sportif (skateboard, ski alpin ...) ou encore en ergonomie (travail sur plateforme élévatrice ...).

Le modèle biomécanique du plongeur a été réalisé en utilisant des outils courant de l'analyse du mouvement (modèle multi-corps, données anthropométriques issues de la littérature, méthodes de cinématique et dynamique inverses). C'est l'estimation des efforts d'interaction entre le plongeur et le plongeoir qui a permis l'utilisation de ces outils pour modéliser le comportement du plongeur. Le plongeoir a été modélisé comme une poutre en 2D bi-appuyée dont l'un des appuis présente un contact unilatéral avec le plongeoir géré par une méthode de complémentarité. La méthode des EF a été utilisée pour simuler le comportement du plongeoir en réponse à la sollicitation issue du plongeur. Une méthode de caractérisation du modèle de plongeoir basée sur les données de mouvement du plongeoir a été proposée. Cette méthode permet d'obtenir un modèle de plongeoir complet, dont l'interaction avec l'appui et le plongeur est prise en compte à chaque instant. Ce modèle fournit des écarts entre les déplacements expérimentaux et numériques plus élevés que ceux obtenus dans la littérature avec des modèles plus simples. Mais le modèle caractérisé proposé dans cette thèse permet d'étudier le plongeoir dans son ensemble et d'aller ainsi plus loin dans l'étude d'autres quantités que le déplacement. En effet, l'étude des énergies potentielles et cinétiques du plongeoir constitue un des objectifs de cette thèse. Nous avons fait l'hypothèse que l'étude d'un plongeoir complet, dont l'interaction avec le plongeur et l'appui était prise en compte à chaque instant, permettait de gagner en précision sur l'estimation de ces énergies.

Cette thèse a ainsi présenté un modèle de plongeur, un modèle de tremplin, et une méthode d'estimation des efforts d'interaction utilisés pour coupler ces deux modèles. L'ensemble de ces outils a été utilisé pour l'analyse du mouvement d'un plongeur de niveau international. L'état de l'art de cette thèse ainsi que des échanges avec des acteurs du monde sportif (plongeurs élites et entraîneurs) ont fait ressortir trois études visant à déterminer de nouveaux critères de performance en plongeon sur tremplin. Ces études ont porté sur les éléments suivants :

— la poussée du plongeur sur le plongeoir lors de l'impulsion (synchronisation avec le plongeoir et amplitudes des angles et couples articulaires) ;

— l'amplitude des efforts d'interaction lors du hurdle et de l'impulsion et leur influence sur l'instant du décollage du plongeur ;
— l'étude des transferts d'énergie entre le plongeur et le plongeoir.

Ces études ont permis l'observation de l'évolution de quantités mécaniques au cours des plongeons étudiés qui n'avaient, à notre connaissance, pas été présentée dans la littérature (énergies du plongeur et du plongeoir, évolution des trois composantes de l'effort d'interaction dans le plan sagittal du plongeur tout au long des plongeons étudiés). Elles ont également permis de déterminer de nouveaux critères de performance (synchronisation du couple maximal des genoux avec la flèche maximale du plongeoir et influence de l'énergie mécanique maximale atteinte par le plongeur lors de l'impulsion sur la performance). Certains éléments ont également été analysés et il a été montré qu'ils n'avaient pas d'influence sur la performance (synchronisation de la flexion maximale des genoux avec la flèche maximale du plongeoir, flexion maximale des genoux, amplitude de l'extension des genoux et énergie maximale atteinte par le plongeoir lors de l'impulsion). Ces critères pourraient cependant avoir une influence sur la performance, s'ils sont observés dans des proportions plus élevées que celles observées lors de cette étude (durée entre deux évènements plus élevée, amplitude articulaire plus élevée, énergie maximale plus élevée ...). De plus, les conclusions tirées de cette étude valent pour le plongeur étudié. L'étude d'autres plongeurs de niveau similaire serait nécessaire pour savoir si ces conclusions sont généralisables ou propres au plongeur étudié.

Ces études ont été effectuées sur un seul plongeur réalisant des plongeons avec des coefficient de difficultés différents. Pour chaque type de plongeon étudié, trois essais ont été enregistrés. Le nombre d'essais étudiés ne permettait pas d'effectuer d'étude statistique, c'est pourquoi les résultats obtenus à l'issue de cette étude devraient être confirmés avec une étude présentant plus d'essais pour chaque type de plongeon. De plus, l'analyse de la performance effectuée se base sur les modèles de plongeur et plongeoir proposés dans cette thèse. Cette démarche est donc sensible aux incertitudes liées à chaque modèle. Il serait intéressant de quantifier l'influence des différentes pistes d'amélioration des modèles proposées dans cette thèse sur les quantités mécaniques observées. Cela permettrait de savoir quelles sont les éléments à améliorer et dans quels cas ces améliorations sont pertinentes.

La méthodologie d'analyse du mouvement du plongeur et du plongeoir mise en œuvre dans cette thèse ouvre des perspectives pour l'analyse du geste sportif. Tout d'abord, elle peut être utilisée pour aller plus loin que l'analyse de la performance effectuée dans cette thèse. En effet, elle peut être appliquée à des types de plongeons différents et permet de calculer d'autres quantités mécaniques que celles étudiées ici (coordonnées et couples articulaires d'autres articulations, moment cinétique du plongeur, distance entre les pieds du plongeur et l'extrémité libre du plongeoir, vitesses et accélérations du plongeoir en chaque point ...). L'étude d'autres plongeurs serait également intéressante pour déterminer d'autres critères de performance. En effet,

les critères de performances avancés dans cette thèse peuvent être liés à la technique utilisée par le plongeur étudié, ainsi qu'à ses données anthropométriques ou ses capacités physiques. Il est donc probable que l'analyse proposée dans cette thèse appliquée à d'autres plongeurs élites amène à des conclusions différentes. Une étude inter-sujets pourrait également permettre de comparer des techniques différentes et d'évaluer les forces et faiblesses de chacune d'entre elles. Cela pourrait permettre à terme de donner des pistes d'éléments à travailler en entraînement dans un but d'amélioration de la performance, notamment si l'on compare les techniques effectuées par des plongeurs de niveaux différents. La campagne de mesures expérimentales effectuée à l'INSEP a porté sur 5 plongeurs élites. Ces données peuvent donc être utilisées pour réaliser des études de cas similaires à celle proposée dans cette thèse ainsi qu'une analyse inter-sujet.

De plus, la méthode d'analyse du mouvement en plongeon sur tremplin peut être utilisée dans un but de prévention des blessures. Elle permet en effet d'observer des quantités cinématiques et dynamiques du plongeur qui peuvent fournir des informations en lien avec les risques de blessures. Par exemple, Martin (2013) propose une analyse biomécanique du service au tennis basée sur les contraintes articulaires pour comprendre les mécanismes d'apparition des blessures. Ces quantités dynamiques pourraient être calculées à partir des modèles et méthodes proposés dans cette thèse et permettre de faire une analyse analogue en plongeon sur tremplin. Cela peut s'avérer d'autant plus pertinent que les plongeurs sont habitués à effectuer des gestes très répétés lors des entraînement (plusieurs dizaines de plongeons réalisés à chaque entraînement).

Enfin, la méthode présentée se base sur un couplage faible entre un modèle de plongeur et un modèle de plongeoir. Il est donc possible d'appliquer la méthodologie présentée à d'autres applications sportives. Par exemple, le saut à la perche fait appel à une interaction entre un athlète et une structure élancée déformable. Il serait donc possible de réaliser des essais de capture de mouvement en équipant de façon analogue le perchiste et la perche de marqueurs réfléchissants. Un modèle de perche devrait être réalisé pour être ensuite caractérisé en suivant une démarche similaire à celle proposée dans cette thèse pour le tremplin. Une analyse du mouvement de la perche et du perchiste pourrait alors être réalisée en utilisant la méthodologie présentée dans cette thèse. De même, il serait possible d'ouvrir cette méthode à d'autres applications sportives faisant intervenir une interaction entre le sportif et une structure déformable (tir à l'arc, lame de course, ...).

En conclusion, les nombreuses pistes d'amélioration des méthodes exploitées et leur potentiel applicatif ouvrent des perspectives pour l'étude de l'interaction sportif-matériel d'un point de vue biomécanique. L'usage de méthodes d'analyse biomécanique avancées couplé au dialogue avec les acteurs du monde sportif est un outil permettant l'étude de cette interaction au service de la performance et de la prévention des blessures.

Liste des publications

Journaux internationaux

Demestre, L., Grange, S., Dubois, C., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2022a). Characterization of the dynamic behavior of a diving board using motion capture data. *Sports Engineering*, 25 :21

Demestre, L., Morin, P., May, F., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont,G. (2022b). Motion-Based Ground Reaction Forces and Moments Prediction Method for Interaction With a Moving and/or Non-Horizontal Structure. *Journal of Biomechanical Engineering*, 144(11)

Conférences nationales

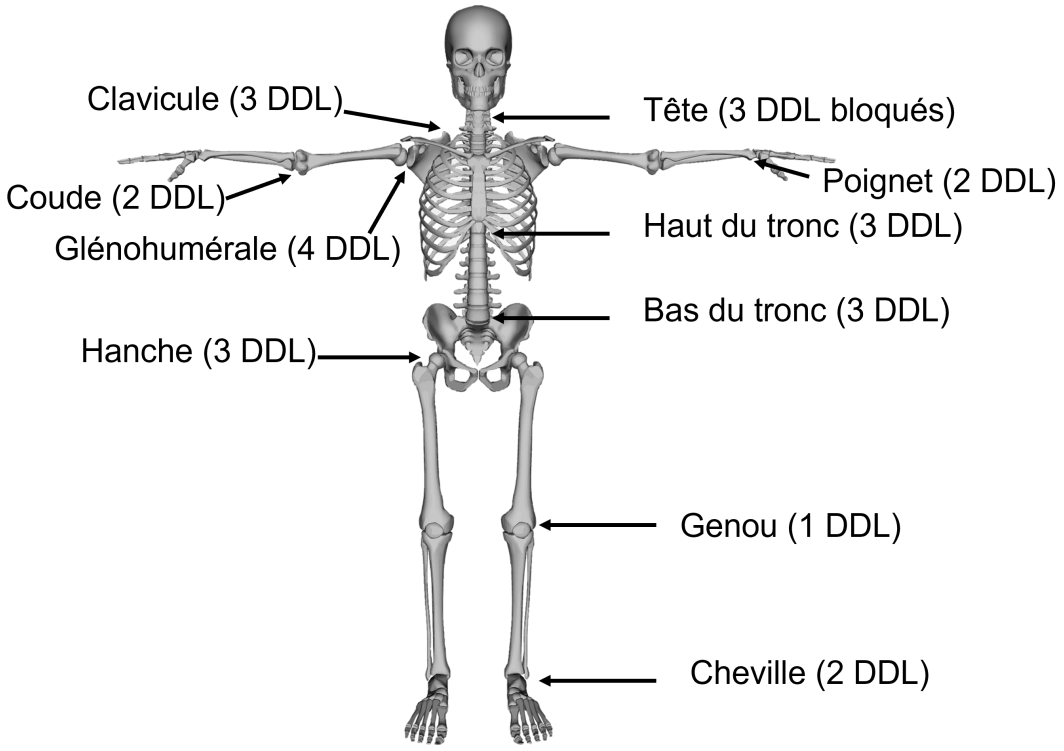
Demestre, L., Audoux, Y., Grange, S., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont,G. (2021). Using motion-based estimated action of the diver to characterize diving board dynamics : a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24 :sup1 :S96-S98

Demestre, L., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont,G. (2022). Models and methods for analyzing interaction in springboard diving. *47ème Congrès de la Société de Biomécanique*. A paraître dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*

Demestre, L., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont,G. (2022). Méthodologie d'analyse des échanges d'énergie entre le plongeur et le plongeoir. *25ème Congrès Français de Mécanique*.

ANNEXE

Description du modèle biomécanique utilisé



BIBLIOGRAPHIE

Acary, V. (2013). Projected event-capturing time stepping schemes for nonsmooth mechanical systems with unilateral contact and Coulomb's friction. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 256:224–250.

Arampatzis, A., Schade, F. et Brüggemann, G.-P. (2004). Effect of the pole-human body interaction on pole vaulting performance. *Journal of Biomechanics*, 37:1353–1360.

Arc, S. (2018). Pour les JO de 2024, sportifs et scientifiques font équipe.

Barris, S., Farrow, D. et Davids, K. (2013). Do the kinematics of a baulked take-off in springboard diving differ from those of a completed dive. *Journal of Sports Sciences*, 31(3): 305–313.

Berthelot, G., Sedeaud, A., Marck, A., Antero-Jacquemin, J., Schipman, J., Saulière, G., Marc, A., Desgorces, F.-D. et Toussaint, J.-F. (2015). Has Athletic Performance Reached its Peak ? *Sports Medicine*, 45(9):1263–1271.

Cheng, K. B. et Hubbard, M. (2004). Optimal jumping strategies from compliant surfaces : A simple model of springboard standing jumps. *Human Movement Science*, 23:35–48.

Cheng, K. B. et Hubbard, M. (2005). Optimal compliant-surface jumping : a multi-segment model of springboard standing jumps. *Journal of Biomechanics*, 38:1822–1829.

Cheng, K. B. et Hubbard, M. (2008). Role of arms in somersaulting from compliant surfaces : A simulation study of springboard standing dives. *Human Movement Science*, 27:80–95.

Chèze, L. (2014). Biomécanique du mouvement et modélisation musculo-squelettique. *Techniques De L'Ingénieur*, 33(0):MED8050 1–9.

De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230.

Demestre, L., Grange, S., Dubois, C., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2022a). Characterization of the dynamic behavior of a diving board using motion capture data. *Sports Engineering*, 25:21.

Demestre, L., Morin, P., May, F., Bideau, N., Nicolas, G., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2022b). Motion-Based Ground Reaction Forces and Moments Prediction Method for Interaction With a Moving and/or Non-Horizontal Structure. *Journal of Biomechanical Engineering*, 144(11).

Dempster, W. T. (1955). Space requirements of the seated operator. Rapport technique, University of Michigan.

Dempster, W. T. et Gaughran, G. R. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, 120(1):33–54.

Dijkstra, E. J. et Gutierrez-Farewik, E. M. (2015). Computation of ground reaction force using Zero Moment Point. *Journal of Biomechanics*, 48(14):3776–3781.

Dumas, R., Chèze, L. et Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40:543–553.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W. et van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2):131–154.

FINA (2017). Règlements FINA du plongeon 2017-2021. Rapport technique, Fédération Française de Natation.

Fluit, R., Andersen, M. S., Kolk, S., Verdonschot, N. et Koopman, H. F. (2014). Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 47(10):2321–2329.

Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P. et Colloud, F. (2014). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, 31: 433–449.

Frohlich, C. (1979). Do springboard divers violate angular momentum conservation ? *American Journal of Physics*, 47(7):583–592.

Grange, S. (2021). ATL4S—A Tool and Language for Simplified Structural Solution Strategy. Rapport technique, GEOMAS INSA-Lyon.

Haake, S., Goodwill, S., Heller, B., Schoraha, D. et Gomez, J. (2010). Dynamic modeling of a springboard during a 3 m dive. *In Procedia Engineering*, volume 2, pages 3299–3304. Elsevier Ltd.

Haake, S. J. (2009). The impact of technology on sporting performance in olympic sports. *Journal of Sports Sciences*, 27(13):1421–1431.

Hnat, S. K., van Basten, B. J. et van den Bogert, A. J. (2018). Compensation for inertial and gravity effects in a moving force platform. *Journal of Biomechanics*, 75:96–101.

Johnson, W. R., Alderson, J., Lloyd, D. et Mian, A. (2019). Predicting athlete ground reaction forces and moments from spatio-temporal driven CNN models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(3):689–694.

Jones, I. C. et Miller, D. I. (1996). Influence of fulcrum position on springboard response and takeoff performance in the running approach. *Journal of Applied Biomechanics*, 12:383–408.

Jung, Y., Jung, M., Lee, K. et Koo, S. (2014). Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking. *Journal of Biomechanics*, pages 2693–2699.

Jung, Y., Jung, M., Ryu, J., Yoon, S., Park, S.-K. et Koo, S. (2016). Dynamically adjustable foot-ground contact model to estimate ground reaction force during walking and running. *Gait and Posture*, 45:62–68.

Kajita, S., Hirukawa, H., Harada, K. et Yokoi, K. (2009). *Introduction à la commande des robots humanoïdes*. Springer, Paris.

Karatsidis, A., Bellusci, G., Schepers, H. M., de Zee, M., Andersen, M. S. et Veltink, P. H. (2017). Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture. *Sensors (Switzerland)*, 17(1):75.

King, M. A., Kong, P. W. et Yeadon, M. R. (2009). Determining effective subject-specific strength levels for forward dives using computer simulations of recorded performances. *Journal of Biomechanics*, 42:2672–2677.

King, M. A., Kong, P. W. et Yeadon, M. R. (2019). Maximising forward somersault rotation in springboard diving. *Journal of Biomechanics*, 85:157–163.

King, M. A. et Yeadon, M. R. (2015). Advances in the development of whole body computer simulation modelling of sports technique. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, 43:55–67.

Kong, P. W. (2005). *Computer Simulation of the takeoff in Springboard Diving*. Thèse de doctorat, Loughborough University.

Kong, P. W. (2010). Hip extension during the come-out of multiple forward and inward pike somersaulting dives is controlled by eccentric contraction of the hip flexors. *Journal of Sports Sciences*, 28(5):537–543.

Kong, P. W., Yeadon, M. R. et King, M. A. (2004). A new model of the springboard in diving. *In XXII Intemational Symposium on Biomechanics in Sports*, pages 221–224.

Kooi, B. W. et Kuipers, M. (1994). The Dynamics of Springboards. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(4):335–351.

Koopman, B., Grootenboer, H. J. et de Jongh, H. J. (1995). An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 28(11):1369–1376.

Lim, H., Kim, B. et Park, S. (2020). Prediction of lower limb kinetics and kinematics during walking by a single IMU on the lower back using machine learning. *Sensors (Switzerland)*, 20(1):130.

Loffing, F., Hagemann, N., Strauss, B. et C, M. (2017). *Laterality in sports : Theories and applications*. Academic Press.

Lu, T. W. et O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2):129–134.

Martin, C. (2013). *Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur*. Thèse de doctorat, Université Rennes 2.

Miller, D. I. (2000). Springboard and Platform Diving. *In Biomechanics in sport performance enhancement and injury prevention*, pages 326–348. Blackwell Science Ltd.

Miller, D. I. et Jones, I. C. (1999). Characteristics of maxiflex® model B springboards revisited. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(4):395–400.

Miller, D. I. et Munro, C. F. (1984). Body segment contributions to height achieved during the flight of a springboard dive. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(3):234–242.

Miller, D. I. et Munro, C. F. (1985a). Greg Louganis' Springboard Takeoff : I : Temporal and Joint Position Analysis. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(3):209–220.

Miller, D. I. et Munro, C. F. (1985b). Greg Louganis' Springboard Takeoff : II. Linear and Angular Momentum Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1:288–307.

Miller, D. I., Osborne, M. J. et Jones, I. C. (1998). Springboard oscillation during hurdle flight. *Journal of Sports Sciences*, 16(6):571–583.

Miller, D. I. et Sprigings, E. J. (2001). Factors influencing the performance of springboard dives of increasing difficulty. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(3):217–231.

Miller, D. I., Zecevic, A. et Taylor, G. W. (2002). Hurdle preflight in springboard diving : A case of diminishing returns. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(2):134–145.

Morin, P., Muller, A., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2021). Studying the impact of internal and external forces minimization in a motion-based external forces and moments prediction method : application to fencing lunges. *In ISB 2021-XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics*, page 1.

Morlier, J. (1999). *Etude dynamique tridimensionnelle du saut à la perche. Caractérisation et modélisation d'une perche de saut.* Thèse de doctorat, Université Bordeaux 1.

Morlier, J. (2010). *Analyse et modélisation de mouvements complexes en biomécanique sportive.* Habilitation à diriger des recherches, Université Bordeaux 1.

Muller, A., Germain, C., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2015). A simple method to calibrate kinematical invariants : application to overhead throwing. *In Proc. 33rd International Conference of International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*, pages 2–5.

Muller, A., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2017). Uncertainty propagation in multibody human model dynamics. *Multibody System Dynamics*, 40:177–192.

Muller, A., Pontonnier, C. et Dumont, G. (2020a). Motion-based prediction of hands and feet contact efforts during asymmetric handling tasks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(2):344–352.

Muller, A., Pontonnier, C., Puchaud, P. et Dumont, G. (2019). CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation. *Journal of Open Source Software, Open Journals*, 4(33):1–3.

Muller, A., Pontonnier, C., Robert-Lachaine, X., Dumont, G. et Plamondon, A. (2020b). Motion-based prediction of external forces and moments and back loading during manual material handling tasks. *Applied Ergonomics*, 82:102935.

Oh, S. E., Choi, A. et Hwan Mun, J. (2013). Prediction of ground reaction forces during gait based on kinematics and a neural network model. *Journal of Biomechanics*, 46:2372–2380.

Pouliquen, C. (2017). *Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d 'exercices exhaustifs en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique.* Thèse de doctorat, Université de Rennes 2.

Preuss, R. et Fung, J. (2004). A simple method to estimate force plate inertial components in a moving surface. *Journal of Biomechanics*, 37(8):1177–1180.

Ren, L., Jones, R. K. et Howard, D. (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *Journal of Biomechanics*, 41(12):2750–2759.

Roberts, B. W., Hall, J. C., Williams, A. D., Rouhani, H. et Vette, A. H. (2019). A method to estimate inertial properties and force plate inertial components for instrumented platforms. *Medical Engineering and Physics*, 66:96–101.

Sanders, R. et Burnett, A. (2007). Technique and timing in women's and men's reverse one and one half somersault with two and one half twists (5335d) and men's reverse one and one half somersault with three and one half twists (5337d) 3 m springboard dives. *Sports Biomechanics*, 3(1):29–41.

Sanders, R. et Gibson, B. (2003). Diving : Technique and timing in women's backward two and one half somersault tuck (205C) and the men's backward two and one half somersault pike (205B) 3m springboard dives. *Sports Biomechanics*, 2(1):73–84.

Sanders, R. H. (1999). Timing in the forward one and one half somersault with one twist 3m springboard dive. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2(1):57–66.

Sanders, R. H. et Gibson, B. J. (2000). Technique and timing in the womens forward two and one half somersault pike and mens three and one half somersault pike 3m springboard dives. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 3(4):434–448.

Sanders, R. H. et Wilson, B. D. (1987). Angular Momentum Requirements of the Twisting and Nontwisting Forward 1 1/2 Somersault Dive. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3(1):47–62.

Sanders, R. H. et Wilson, B. D. (1988). Factors Contributing to Maximum Height of Dives after Takeoff from the 3M Springboard. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4(3): 231–259.

Sanders, R. H. A. C. (2002). Technique and Timing in the Women's Reverse Two and One Half Somersault Tuck (305C) and the Men's Reverse Two and One Half Somersault Pike (305B) 3m Springboard Dives. *Sports Biomechanics*, 1(2):193–212.

Sayyah, M. (2017). *Variability and Control in Springboard Diving*. Thèse de doctorat, Loughborough University.

Sayyah, M., Hiley, M. J., King, M. A. et Yeadon, M. R. (2018). Functional variability in the flight phase of one metre springboard forward dives. *Human Movement Science*, 59:234–243.

Sayyah, M., King, M. A., Hiley, M. J. et Yeadon, M. R. (2020). Functional variability in the takeoff phase of one metre springboard forward dives. *Human Movement Science journal*, 72.

Sinclair, P. J., Walker, C. A. et Rickards, T. (2012). Kinematic determinants of dive height in springboard diving. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, 75(1):107–112.

Skals, S., Jung, M. K., Damsgaard, M. et Andersen, M. S. (2017). Prediction of ground reaction forces and moments during sports-related movements. *Multibody System Dynamics*, 39(3):175–195.

Skogstad, S. A., Høvin, M., Holm, S., Jensenius, A. R. et Nymoen, K. (2013). Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications. *In New Interfaces For Musical Expression*.

Southgate, D. F., Prinold, J. A. et Weinert-Aplin, R. A. (2016). Motion analysis in sport. *In Sports Innovation, Technology and Research*, pages 3–30. World Scientific.

Sprigings, E. J. et Miller, D. I. (2004). Optimal knee extension timing in springboard and platform dives from the reverse group. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(3):275–290.

Sprigings, E. J., Stilling, D. S. et Watson, L. G. (1989). Development of a Model to Represent an Aluminium Springboard in Diving. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5:297–307.

Sprigings, E. J., Stilling, D. S., Watson, L. G. et Dorotich, P. D. (1990). Measurement of the Modeling Parameters for a Maxiflex "B" Springboard. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6(3):325–335.

Stroup, F. et Bushnell, D. L. (1969). Rotation, translation, and trajectory in diving. *Research Quarterly of the American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 40(4): 812–817.

Taylor, R. (1990). Interpretation of the Correlation Coefficient : A Basic Review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 6(1):35–39.

Van Hulle, R., Schwartz, C., Denoël, V., Croisier, J. L., Forthomme, B. et Brüls, O. (2020). A foot/ground contact model for biomechanical inverse dynamics analysis. *Journal of Biomechanics*, 100:109412.

Walker, C., Sinclair, P., Graham, K. et Cobley, S. (2017). The validation and application of Inertial Measurement Units to springboard diving. *Sports Biomechanics*, 16(4):485–500.

Walker, C., Sinclair, P., Graham, K. et Cobley, S. A. C. (2019). The application of inertial measurement units and functional principal component analysis to evaluate movement in the forward 3Â½ pike somersault springboard dive. *Sports Biomechanics*, 18(2):146–162.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. et Stokes, I. (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. *Journal of Biomechanics*, 35(4):543–548.

Wu, G., Van Der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. et Buchholz, B. (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. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.

Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement-II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23(1):67–74.

Yeadon, M. R. (1993). Twisting techniques used by competitive divers. *Journal of Sports Sciences*, 11(4):337–342.

Yeadon, M. R., Atha, J. et Hales, F. D. (1990). The simulation of aerial movement-IV. A computer simulation model. *Journal of Biomechanics*, 23(1):85–89.

Yeadon, M. R. et Hiley, M. J. (2018). The limits of aerial techniques for producing twist in forward 1½ somersault dives. *Human Movement Science*, 58:97–107.

Yeadon, M. R. et Hiley, M. J. (2019). The limits of aerial and contact techniques for producing twist in reverse 1½ somersault dives. *Human Movement Science*, 66:390–398.

Yeadon, M. R. et King, M. A. (2008). Computer simulation modelling in sport. *In Biomechanical Analysis of Movement in Sport & Exercise*, pages 176–205. London : Routledge.

Yeadon, M. R., Kong, P. W. et King, M. A. (2006). Parameter determination for a computer simulation model of a diver and a springboard. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(3):167–176.

Zatsiorsky, V. M. (2000). *Biomechanics in sport performance enhancement and injury prevention*, volume IX. Blackwell Science Ltd.

Titre : Analyse de critères mécaniques de la performance en plongeon sur tremplin à l'aide d'un modèle d'interaction plongeur-plongeoir

Mot clés : Interaction humain-structure, performance sportive, énergies

Résumé : La recherche des performances au travers de solutions scientifiques innovantes est d'actualité au regard de l'échéance des Jeux Olympiques en France en 2024. Le plongeon sur tremplin est une discipline olympique lors de laquelle la performance est le fruit d'une interaction entre l'athlète et son matériel. Cette thèse propose une nouvelle approche pour étudier cette interaction et ainsi déterminer des critères de la performance. Un couplage entre un modèle biomécanique du plongeur et un modèle éléments finis du plongeoir est proposé. Ce couplage est basé sur la considération des efforts d'interaction entre le plongeur et le plongeoir. Les méthodes et modèles développés lors de cette thèse permettent d'analyser le mouvement du plongeur et du plongeoir à partir de données de mouvement. Une démarche d'analyse de la performance, basée sur ces modèles et méthodes, est proposée et appliquée à un plongeur de niveau international. Des études portant sur des critères mécaniques liés à la poussée du plongeur sur le plongeoir, l'amplitude des efforts d'interaction et les transferts d'énergies entre le plongeur et le plongeoir sont menées. L'influence des critères en question sur la performance est analysée, notamment concernant la synchronisation temporelle entre le plongeur et le plongeoir.

Title: Analysis of mechanical criteria of springboard diving performance using a diver-diving board interaction model

Keywords: Human-structure interaction, sport performance, energies

Abstract: The research for sport performance using innovative scientific solutions is topical because of the upcoming Olympic Games in France in 2024. Springboard diving is an olympic discipline in which performance comes from the interaction between an athlete and his/her equipment. This thesis presents a new approach to study this interaction and thus determine performance criteria. A coupling between a biomechanical model of the diver and a finite element model of the diving board is proposed. This coupling is based on the interaction efforts between the diver and the diving board. The methods and models developed in this thesis allow for the analysis of diver and diving board motions using motion capture data. A performance analysis approach, based on these models and methods, is presented and applied to the study of a world-class diver. Studies on mechanical criteria related to the push of the diver on the springboard, the amplitude of the interaction efforts and the energy transfers between the diver and the springboard are carried out. The influence of these criteria on performance is analysed, particularly with regard to the temporal synchronization between the diver and the diving board.