



HAL
open science

Étude expérimentale et numérique, en écoulement instationnaire, du trajet des bras en crawl à différentes allures de nage

Mathias Samson

► **To cite this version:**

Mathias Samson. Étude expérimentale et numérique, en écoulement instationnaire, du trajet des bras en crawl à différentes allures de nage. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de poitiers; UFR des sciences fondamentales et appliquées; Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME, 2016. Français. NNT: . tel-01427715

HAL Id: tel-01427715

<https://theses.hal.science/tel-01427715>

Submitted on 11 Jan 2017

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

Pour l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
UFR des sciences fondamentales et appliquées
Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME
(Poitiers)
(Diplôme National - Arrêté du 7 août 2006)

École doctorale : Sciences et ingénierie en matériaux, mécanique, énergétique et aéronautique -
SIMMEA (Poitiers)
Secteur de recherche : Biomécanique et bio-ingénierie

Présentée par :
Mathias Samson

Étude expérimentale et numérique, en écoulement instationnaire, du trajet des bras en crawl à différentes allures de nage

Directeur(s) de Thèse :
Laurent David, Patrick Lacouture, Tony Monnet, Anthony Bernard

Soutenue le 17 juin 2016 devant le jury

Jury :

Président	Guillaume Polidori	Professeur des Universités, Université de Reims
Rapporteur	Guillaume Polidori	Professeur des Universités, Université de Reims
Rapporteur	Eric Berton	Professeur des Universités, Université d'Aix-Marseille
Membre	Laurent David	Professeur des Universités, Université de Poitiers
Membre	Patrick Lacouture	Professeur des Universités, Université de Poitiers
Membre	Tony Monnet	Maître de conférences, Université de Poitiers
Membre	Anthony Bernard	Ingénieur de recherche CNRS, Université de Poitiers
Membre	Philippe Hellard	Chercheur associé, Fédération française de natation
Membre	Huub Toussaint	Professor, University of applied sciences Amsterdam

Pour citer cette thèse :

Mathias Samson. *Étude expérimentale et numérique, en écoulement instationnaire, du trajet des bras en crawl à différentes allures de nage* [En ligne]. Thèse Biomécanique et bio-ingénierie. Poitiers : Université de Poitiers, 2016. Disponible sur Internet <<http://theses.univ-poitiers.fr>>

THESE

Pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Poitiers

Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées

(Diplôme national - Arrêté du 7 août 2006)

Ecole doctorale Sciences & Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Energétique & Aéronautique
Secteur de Recherche : **Biomécanique et Bio-ingénierie**

Présentée par :

Mathias SAMSON

Étude expérimentale et numérique, en écoulement instationnaire, du trajet des bras en crawl à différentes allures de nage

Directeurs de thèse : Patrick LACOUTURE et Laurent DAVID
Co-directeurs de thèse : Tony MONNET et Anthony BERNARD

Soutenue le 17 juin 2016

Jury

E. BERTON	Professeur	Université d'Aix-Marseille	Rapporteur
G. POLIDORI	Professeur	Université de Reims Champagne-Ardenne	Rapporteur
H. TOUSSAINT	Professeur	University of Applied Sciences Amsterdam	Examineur
P. HELLARD	Chercheur associé	Fédération Française de Natation	Examineur
P. LACOUTURE	Professeur	Université de Poitiers	Examineur
L. DAVID	Professeur	Université de Poitiers	Examineur
T. MONNET	Maître de Conférences	Université de Poitiers	Examineur
A. BERNARD	Ingénieur de recherche	CNRS, Poitiers	Examineur

Remerciements

Ce rapport de thèse est le fruit du travail réalisé au sein de l'Institut Pprime, au carrefour des départements D2 (Axe HyDEE) et D3 (Axe RoBioSS) et portant sur l'étude expérimentale et numérique en crawl à différentes allures de nage. Les simulations numériques et mesures expérimentales, nécessaires à cette étude, n'auraient pu être réalisées sans l'aide importante des ingénieurs et techniciens de l'Institut Pprime et notamment de l'axe HyDEE. Ainsi, je tiens tout d'abord à remercier les informaticiens Francis Boissonneau et Pierre-François Laplaceta ; Laurent Dupuis, Christian Refin, Jean-Marc Mougnot et Yvan Jolit, pour la conception des différents montages expérimentaux, ainsi que Patrick Braud et Romain Bellanger pour le montage PIV du bras. Mes remerciements vont ensuite à mes encadrants, Patrick Lacouture et Laurent David, qui par leurs expertises complémentaires dans les domaines de la mécanique de la locomotion humaine et de la mécanique des fluides, m'ont guidé avec rigueur, exigence et précision dans mes choix et mes procédures de recherche. Merci également à mes co-encadrants, Anthony Bernard et Tony Monnet, qui m'ont suivi au quotidien et su m'aider dans la résolution des nombreux problèmes que posent la délicate mesure en contexte aquatique, qu'elle soit dynamique ou cinématique, ainsi que dans le post-traitement des nombreuses données collectées.

Je souhaite par ailleurs remercier Messieurs Éric Berton et Guillaume Polidori qui m'ont fait l'honneur d'accepter d'être les rapporteurs de ce manuscrit. Leur expertise dans le domaine de la mécanique des fluides et dans le geste sportif m'ont permis d'affiner mes conclusions, et de préciser les futures perspectives à envisager, notamment concernant la nage attachée.

Merci à Monsieur Huub Toussaint, dont les nombreux retours relatifs aux mécanismes propulsifs et résistifs m'ont été d'une grande utilité pour appréhender avec plus d'exhaustivité les résultats obtenus tout au long de cette thèse. Merci également à Monsieur Philippe Hellard qui, par son expertise dans le domaine de la natation de compétition, m'a guidé afin de contextualiser davantage ce travail de recherche « fondamentale » dans un contexte plus pragmatique de natation de course.

Merci vivement à Didier Stéfanini, entraîneur du Stade Poitevin Natation, et aux nageurs Reyane Aabkari, Morgane Chwal, Alexis Galand, Tiphaine Guillet, Raphaël Gruet, Axel Huvelin, Laëticia Lantz, Jessica Leroux, Morgane Renard, Victor Rivière, Sophie Prado, ainsi qu'aux nageurs de la Faculté des Sciences du Sport de Poitiers, Arnaud Boulesteix, Manon Hinckel, Olivier Madelain, Manon Trioux, Mathias Magnain et Sébastien Tessarolo.

Enfin je n'oublie pas mes amis docteurs ou thésards, Thomas Earl, Martin Druon, Van Tue Nguyen, Aurélien Ballu, Cément Caplier, André Baramili et Guillaume Gomit pour ne citer qu'eux, qui ont partagé avec moi les difficultés et émotions que rencontre chaque doctorant tout au long de ce parcours.

A ma famille, très chère.

Table des matières

Remerciements	3
Table des matières	5
Liste des Figures	10
Notations	22
1 Introduction	27
1.1 Contexte	27
1.2 Problématique	30
1.3 Présentation de l'étude	30
2 Le crawl : évolution, définition et enjeux	33
2.1 La natation sportive : évolution et définition	33
2.1.1 Evolution historique de la natation sportive	34
2.1.2 Définition de la natation sportive	35
2.2 La nage libre : nage la moins codifiée	36
2.3 Le crawl : nage de surface la plus rapide	36
2.3.1 La lente construction du crawl : un siècle d'innovation	36
2.3.2 Définition du crawl	37
2.3.3 Les bras : éléments propulseurs principaux en crawl	38
2.4 Conclusion	38
3 Étude Bibliographique	39
3.1 Etude biomécanique du crawl	40
3.1.1 La biomécanique et la natation	40
3.1.2 La performance en natation sportive	42
3.2 Analyse cinématique en crawl	47
3.2.1 Les difficultés de la mesure cinématique en natation	47
3.2.2 Intérêt du système optoélectronique	50

3.2.3	Paramètres d'analyse globaux	50
3.2.4	Evolution du crawl en fonction de l'allure de nage	52
3.2.5	Principaux résultats cinématiques en crawl	56
3.3	Analyse dynamique en crawl	59
3.3.1	Mesures locales d'efforts	59
3.3.2	Mesures globales d'efforts	63
3.4	Analyse instationnaire en crawl	67
3.4.1	Principaux mécanismes instationnaires autour de profils	67
3.4.2	Etudes hydrodynamiques en natation	72
3.4.3	L'analyse instationnaire en natation	75
3.5	Etude de l'écoulement en crawl	76
3.5.1	Etude par visualisation de l'écoulement	76
3.5.2	Mesures par la méthode de vélocimétrie à imagerie de particules	77
3.5.3	Etude de l'écoulement par simulation numérique	78
3.6	Conclusion	80
4	Analyse expérimentale en nage réelle	81
4.1	Analyse biomécanique du crawl	82
4.1.1	Définition et modélisation du système d'étude	82
4.1.2	Définition des référentiels d'étude	83
4.1.3	Définition des " <i>paramètres cinématiques d'écoulement</i> "	85
4.1.4	Forces appliquées sur le nageur	88
4.1.5	Application des lois mécaniques	88
4.1.6	Action des forces sur l'équilibre général du nageur	91
4.1.7	Conclusion	92
4.2	Méthodologie des mesures cinématiques	93
4.2.1	Dispositif expérimental	93
4.2.2	Précision de la mesure	99
4.2.3	Validation de la mesure en contexte de nage	100
4.2.4	Conclusion	102
4.3	Résultats cinématiques	102
4.3.1	Fréquence, vitesse de nage et répétabilité des trajectoires	102
4.3.2	Durées des phases aquatiques	103
4.3.3	Trajectoires, vitesses et accélérations dans le repère \mathcal{R}_0	104
4.3.4	Orientation de la main dans le repère absolu	108
4.3.5	Angles d'attaque et de sweepback	110
4.3.6	Conclusion	111
4.4	Analyse dynamique par une méthode théorique : la dynamique inverse	114
4.4.1	Methodologie de calcul d'efforts	114
4.4.2	Résultats des forces calculées	115
4.5	Conclusion	117

5	Analyse par une méthode numérique instationnaire	119
5.1	Méthodologie de simulation numérique	120
5.1.1	Différentes méthodes de modélisation de la turbulence	120
5.1.2	Modélisation statistique stationnaire de la turbulence	120
5.1.3	Modélisations instationnaires de la turbulence	123
5.1.4	Méthode de résolution numérique	126
5.1.5	Modélisation de la surface libre	127
5.1.6	La méthode "Overset grid"	127
5.1.7	Validation du modèle numérique	130
5.1.8	Méthodologie d'analyse de l'écoulement	134
5.2	Résultats obtenus par simulation numérique	137
5.2.1	Analyse de l'écoulement par phases du trajet aquatique	137
5.2.2	Comparaison des résultats obtenus par simulation numérique avec ceux d'autres études	165
5.2.3	Conclusion	166
5.3	Comparaison des forces hydrodynamiques aux trois allures de nage	167
5.3.1	Forces hydrodynamiques calculées sur la main et l'avant-bras à l'allure du demi-fond et du fond	168
5.3.2	Comparaison des forces propulsives aux allures moyennes de nage	171
5.4	Conclusion	176
6	Analyse expérimentale en nage attachée	179
6.1	Méthodologie de mesure d'efforts en nage attachée	180
6.1.1	Dispositif de mesures	180
6.1.2	Modélisation de la nage attachée	180
6.1.3	Analyse des données	185
6.2	Comparaison cinématique entre la nage réelle et la nage attachée	186
6.2.1	Comparaison des fréquences de bras	186
6.2.2	Comparaison des durées, vitesses et accélérations de la main	187
6.2.3	Comparaison des angles d'attaque et de sweepback	192
6.2.4	Comparaison de l'orientation de la main	194
6.2.5	Conclusion	196
6.3	Mesures d'effort en nage attachée	198
6.3.1	Forces instantanées et moyennes	198
6.3.2	Force et fréquence de nage	201
6.3.3	Force et niveau d'expertise des nageurs	203
6.3.4	Impulsion de force et niveau d'expertise des nageurs	206
6.3.5	Conclusion	211
6.4	Calcul des forces en nage attachée par les méthodes de dynamique inverse et de simulation numérique	212
6.4.1	Force propulsive en nage attachée par la méthode de dynamique inverse	212
6.4.2	Force propulsive en nage attachée par la méthode de simulation numérique	214
6.4.3	Comparaisons des forces propulsives à partir de plusieurs méthodes	217

6.5 Conclusion	219
7 Conclusion générale	221
7.1 Synthèse	221
7.2 Perspectives	226
 Bibliographie	 228

Table des figures

2.1	Représentation de la natation à différentes époques et dans différents pays : (a) peintures dans la "grotte des nageurs" à Gilf al-Kabir (Egypte), datée d'environ 10 000 ans ; (b) Hiéroglyphe signifiant nage, Egypte, 5000 ans av. JC ; (c) Fresque de la Tombe du Plongeur, Italie, 480-470 av. JC ; (d) Nageurs de la grotte de Kizil, Chine, 300 ap. JC, (e) Peinture d'une scène de natation au Moyen Âge, France, X ^{ème} siècle ; (f) [Digby, 1567] : dessin de nageurs, Angleterre.	34
2.2	(a) Départ de la finale du 100 yards, Jeux Olympiques de Saint-Louis, 1904, image CIO ; (b) Bassin de compétition des Jeux Olympiques de Londres, 2012.	35
2.3	Évolution de la brasse en crawl dans les épreuves de nage libre, d'après Pelayo <i>et al.</i> [1999].	37
2.4	Photo subaquatique d'un nageur en crawl, source photo <i>l'Equipe</i>	37
3.1	Travaux de recherche effectués par E. J. Marey dans le laboratoire Station physiologique du Parc des Princes à Boulogne sur Seine : (a) soufflerie à fumées [Marey, 1893a] ; (b)-(e) visualisation d'écoulements autour d'obstacles de différentes formes ; (f)-(g) étude du vol des oiseaux [Marey, 1890] ; (h) mouvements de nage de la raie [Marey, 1893b].	41
3.2	Images prises par chronophotographie : (a) escrime ; (b) saut à la perche [Demeny, 1904].	41
3.3	"Résistographe" utilisé par Karpovich [1933] pour mesurer la résistance à l'avancement des nageurs.	42
3.4	Nombre de Reynolds Re calculés pour des nageurs de niveau international (hommes et femmes) à différentes allures de nage.	44
3.5	(a) : Evolution du coefficient de résistance de vague C_v en fonction du nombre de Froude Fr sur un modèle de coque de bateau de type catamaran, d'après Tuck [1987]. (b) : Visualisation des longueurs d'onde des vagues pour un $Fr = 0.28$; (b) : Visualisation des vagues pour un $Fr = 0.4$ correspondant à $\lambda = L$	46
3.6	Longueur d'onde (λ) du système de vague créé par le nageur à vitesse critique (longueur du corps = longueur d'onde de la vague), d'après Toussaint et Truijens [2005]	46

3.7	Nombre de Froude Fr calculés pour des nageurs de niveau international (hommes et femmes) à différentes allures de nage.	47
3.8	Différentes méthodes de mesures cinématiques en natation : (a) et (d) à partir d'un accéléromètre, [Ito et Okuno, 2010] ; (b) technique de suivi automatique de marqueurs, [Ceccon <i>et al.</i> , 2013] ; (c) suivi manuel de marqueurs peints sur la peau [Mason <i>et al.</i> , 2014] ; (e) suivi de segments corporels par reconnaissance automatique de forme [Cohen <i>et al.</i> , 2014] ; (f) suivi automatique à partir de marqueurs réfléchissants adaptés au milieu aquatique, système Qualisys [®] , Suède.	48
3.9	(a) Exemple de positionnement de caméras dans un bassin de nage en vue de mesures cinématiques ; (b) Structure de calibration pour la méthode DLT (69 marqueurs), [Elipot, 2010].	49
3.10	Représentation d'un trajet aquatique du bras en crawl, dans les trois plans de l'espace : (a) de face ; (b) de profil et (c) de dessous : ES : 1-2, DC : 2-3, IN : 3-4, UP : 4-5, EX : 5-6, [Maglischo, 2003].	51
3.11	Représentation de la décomposition d'un trajet aquatique du bras en crawl [Chollet <i>et al.</i> , 2000].	52
3.12	(a) Moyennes et écarts types des vitesse, fréquence et amplitude de nage pour des nageurs de niveau international en crawl ; (b) Moyennes et écarts types de la taille, de l'envergure des bras, du poids et de la taille des pieds, d'après Pelayo <i>et al.</i> [1996].	53
3.13	Vue frontale de la profondeur d'un trajet aquatique.	54
3.14	Vue latérale de la longueur d'un trajet aquatique.	55
3.15	Vue frontale de la largeur d'un trajet aquatique.	56
3.16	Représentation des angles de roulis (θ) et de flexion du coude (ψ), [Payton <i>et al.</i> , 1999].	57
3.17	Angles de roulis d'épaule à allure du sprint, pour des nageurs spécialistes de sprint (SG, courbe rose) et spécialistes de fond (DG, courbe bleue), d'après McCabe [2008].	58
3.18	Schématisation de l'effet de la poussée d'Archimède sur la rotation du tronc en crawl, [Yanai, 2004]. (a) Lorsque les deux bras sont complètement immergés, le centre de masse et le centre de flottabilité sont alignés verticalement, ce qui ne génère pas d'effet de rotation. (b) Quand un bras sort de l'eau, le centre de flottabilité se déplace du côté opposé à la sortie, générant un effet de rotation. (c) Le centre de flottabilité atteint le point le plus éloigné du centre de masse dans le milieu de la phase de retour, pour atteindre le maximum d'effet de rotation.	58
3.19	Evolution de l'angle moyen du coude au cours d'un trajet aquatique, pour 15 nageurs experts : (a) à allure du sprint et (b) à allure du demi-fond : en bleu et en rose sont indiqués les résultats pour les spécialistes de sprint, et en rouge et vert pour les spécialistes de fond, d'après McCabe [2008].	60
3.20	(a) Exemple de mesure de pression par capteurs insérés sur un moulage de main, [Takagi <i>et al.</i> , 2014] ; (b) mesure des pressions par capteurs directement fixés sur les gants d'un nageur, [Takagi et Sanders, 2002].	61

3.21	(a) Résultats de forces obtenus à partir de 12 capteurs de pression fixés sur un nageur en crawl à l'allure du sprint, [Kudo et Lee, 2010]; (b) Résultats de pressions obtenus à partir de 4 capteurs situés sur la paume et le dos de la main, sur le coude et l'épaule, [Toussaint <i>et al.</i> , 2002].	62
3.22	Mesures de pressions effectuées au niveau de l'épaule, du coude, du poignet et sur la paume et le dos de la main à l'allure du fond. La figure de gauche montre les mesures de pression sans correction des effets hydrostatiques, et celle de droite les différences de pressions par rapport à la face dorsale de la main, [Toussaint <i>et al.</i> , 2002].	62
3.23	Schéma du "MAD-system" monté dans un bassin de 25 mètres. Chaque patin est relié à un capteur de force permettant la mesure directe des forces créées à chaque coup de bras, d'après Hollander <i>et al.</i> [1986] et Toussaint [2002b].	63
3.24	Photo et schéma du système ATM monté sur un bloc de départ, [Formosa <i>et al.</i> , 2011].	64
3.25	Profil général de force résistives et propulsives, ainsi que de la vitesse moyenne du nageur, [Mason <i>et al.</i> , 2011].	65
3.26	(a) Schéma d'un dispositif expérimental de mesure de force en nage attachée, réalisé dans le bassin de l'Université de West Virginia (USA) par Yeater <i>et al.</i> [1981]; (b) Signaux de force (dans la direction d'avancement) mesurés par ce dispositif durant trois cycles de bras en dos crawlé, crawl et brasse.	66
3.27	Formation, développement et lâcher tourbillonnaire sur l'extrados d'une aile placée dans un écoulement à fort angle d'attaque (à $Re = 1200$, $\alpha = 30^\circ$); (A) figures illustrant l'évolution du <i>LEV</i> au cours du temps; (B) visualisation de l'évolution spatio-temporelles du <i>LEV</i> par la méthode des traceurs solides, [Huang <i>et al.</i> , 2001].	68
3.28	(a) Evolution de la vorticité autour d'un profil NACA en fonction du temps et (b) coefficient de portance pour un angle d'attaque égal à 40° , et un nombre de Reynolds égal à 1000, [Wang, 2000].	69
3.29	Performance aérodynamique d'un modèle d'aile en translation (à $Re = 192$), pour des angles d'attaque compris entre -9 et 90° . Les cercles ouverts et les cercles pleins montrent, respectivement, les résultats après 2 cordes et 7 cordes de translation; (C) : coefficient de portance C_L , (D) : coefficient de traînée C_D , [Dickinson et Gotz, 1993].	70
3.30	Schématisation du comportement tridimensionnel du <i>LEV</i> [Bomphrey <i>et al.</i> , 2005] observé par : Maxworthy [1979] (A); Luttgés [1989] (B); Ellington <i>et al.</i> [1996], Van Den Berg et Ellington [1997] (C); Birch et Dickinson [2001] (D).	72
3.31	Deux modélisations différentes de la propulsion en crawl : (a) théorie de "l'action-réaction" où la majorité de la propulsion est obtenue par un mouvement ramant d'avant en arrière, avec des angles d'attaque proches de 90° ; (b) théorie basée sur le "principe de Bernoulli" avec des trajets godillés qui permettent de créer une composante de portance importante à des angles d'attaque peu élevés, d'après Schleihau [1986].	73

3.32	Coefficients de portance (figure de gauche) et de traînée (figure de droite) mesurés par Schleihauß [1979], sur un profil de main placé dans un canal hydrodynamique, à différents angles d'incidence.	74
3.33	(a) Visualisation de l'écoulement autour de la main d'un nageur par suivi de traceurs solides, [Arellano et Pardillo, 2001]; (b) Visualisation des structures tourbillonnaires lors d'ondulations par la méthode des bulles injectées, [Arellano <i>et al.</i> , 2002].	76
3.34	(a) Etude de l'écoulement généré par le bras en crawl par la méthode des fils de laine, [Toussaint <i>et al.</i> , 2002]; (b) Etude de l'écoulement généré sur le corps d'un nageur lors d'une coulée par la méthode des fils de laine, [Zaïdi <i>et al.</i> , 2010].	77
3.35	(a) Dispositif de mesure PIV sur un nageur dans un bassin à contre-courant (flume) à vitesse d'écoulement égale à 1.2 m.s ⁻¹ ; (b) Exemple d'une image de nageur avec les particules ensemencées, champ de vitesses mesuré autour de la main du nageur. Les 5 points noirs correspondent aux doigts du nageur, [Matsuuchi <i>et al.</i> , 2009].	77
3.36	(a) et (b) Maillage surfacique de la main et du bras en modélisation CFD, avec la représentation de l'angle d'attaque du fluide par rapport au profil; (c) et (d) coefficients de portance et de traînée en fonction de l'angle d'attaque à une vitesse d'écoulement de 2 m/s, [Bixler et Riewald, 2002].	78
3.37	Différents modèles de turbulence utilisés dans la recherche en natation, et les principaux auteurs.	79
4.1	Modélisation de la chaîne cinématique d'un nageur en crawl dans le référentiel absolu \mathcal{R}_0	82
4.2	Localisation des différents repères locaux liés aux segments du nageur : $\mathcal{R}_T\{SH, X_T, Y_T, Z_T\}$ lié au tronc, $\mathcal{R}_B\{AC, X_B, Y_B, Z_B\}$ lié au bras, $\mathcal{R}_{AB}\{C, X_{AB}, Y_{AB}, Z_{AB}\}$ lié à l'avant-bras et $\mathcal{R}_M\{W, X_M, Y_M, Z_M\}$ lié à la main.	84
4.3	Représentation du repère local lié à l'écoulement autour de la main.	85
4.4	Angles d'attaque α (a) et angle de sweepback ψ (b) permettant de caractériser la direction de l'écoulement par rapport à la main [Lauder <i>et al.</i> , 2001].	87
4.5	Orientation de la main dans \mathcal{R}_0 sous la forme de trois séquences d'angle d'Euler : (a) Flexion, (b) Pronation-supination, (c) Abduction-adduction.	87
4.6	Représentation des principaux groupes musculaires impliqués dans la cinématique du bras en crawl, [Makarenko, 1975].	88
4.7	Représentation des forces extérieures appliquées sur le nageur : en gris la force de volume (poids), en vert clair la force hydrostatique, en vert foncé les forces hydrodynamiques propulsives, en bleu les forces hydrodynamiques résistives. Les centres d'application de ces forces sont respectivement : G , C_v , C_p et C_r dont les positions varient avec le temps.	90
4.8	Représentation des six effets de l'action du torseur des forces extérieures appliquées sur le nageur : trois en rotation, roulis (selon l'axe X_0), lacet (selon l'axe Z_0) et tangage (selon l'axe Y_0); et trois composantes en translation : cavalement, pilonnement et embardée.	92

4.9	Bassin des carènes de l'Institut Pprime, Université de Poitiers. Vue dans l'axe du bassin (photo de gauche), sur le côté (photo en haut à droite), et de dessous (en bas à droite).	93
4.10	Dispositif de mesure cinématique dans le bassin des carènes de l'Institut Pprime.	94
4.11	Représentation de face du nageur dans le bassin et du positionnement des 6 caméras latérales et des 2 de dessous. Les distances sont exprimées en mm.	95
4.12	Photo d'une caméra Vicon avec un réseau circulaire de LED disposées autour de l'objectif.	95
4.13	Photos prises à travers le hublot latéral (à gauche) et à travers le hublot de dessous (à droite) au passage du nageur lors de la mesure cinématique.	96
4.14	Localisation des marqueurs sur le sujet S1 : pointe du troisième doigt (FT), cinquième articulation métacarpo-phalangienne (M5), seconde articulation métacarpo-phalangienne (M2), côté palmaire de la cinquième articulation métacarpo-phalangienne (M5i), côté palmaire de la seconde articulation métacarpo-phalangienne (M2i), styloïde radiale (RS) et ulnaire styloïde (US), sternums haut (SH) et bas (SB), Épitrochlée (C), articulation acromioclaviculaire (AC).	97
4.15	Caractéristiques anthropométriques et niveau d'expertise en natation des dix-sept nageurs.	98
4.16	Exemple de suivi de marqueurs à partir du logiciel de traitement des données Nexus [®] .	98
4.17	Barre rigide équipée de dix marqueurs utilisée pour la mesure de précision. Marqueur classique Vicon (en haut à droite) et marqueur adapté aux conditions aquatiques (en bas à droite), réalisé avec du ruban adhésif ultra-réfléchissant.	99
4.18	Précisions des résultats de la mesure des distances inter-marqueurs obtenues à partir de la barre rigide dans les trois conditions : STD, MIN, MAE et erreurs MAX, RMSE et % RMSE [Monnet <i>et al.</i> , 2014].	100
4.19	Localisation des marqueurs sur la main permettant de calculer les vecteurs V1 et V2.	100
4.20	Cinématique des repères utilisés dans le calcul des angles de sweepback ; x axe sagittal, y axe médio-latéral et z axe vertical pour le premier essai du sujet S1. Pour les coordonnées de (M2), sont affichées en courbe pointillée, les positions calculées à partir des coordonnées de (M5), (M5i) et (M2i). Les lignes verticales délimitent la période de temps durant laquelle les coordonnées de M2 ont été recalculées à partir de (M5), (M2i) et (M2i).	101
4.21	Fréquence, amplitude et vitesse de nage moyennes (\pm écart-type, E-t) des nageurs aux trois allures.	103
4.22	Moyennes (\pm écart-type, E-t), pour les dix-sept nageurs, de la durée absolue de chaque phase pendant le trajet aquatique, aux trois allures de nage.	104
4.23	Trajectoires de la main (extrémité du majeur), vues de dessus, de face et de côté, pour le nageur S8 (trois passages), aux trois allures de nage : fond, demi-fond et sprint.	105

4.24	Résultats du calcul du r^2 sur les angles d'attaque et de sweepback, pour les 17 nageurs, aux trois allures de nage. NE signifie que la mesure du r^2 n'a pu être effectuée car les nageurs concernés n'ont pu faire qu'un seul essai.	106
4.25	Moyennes, pour les dix-sept nageurs (\pm écart-type), de la vitesse de la main, normalisée sur la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), et par allure (b). Les résultats pour le sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et en gris clair pour le fond. * $p < 0,05$. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase à chaque allure (b).	107
4.26	Moyennes, pour les dix-sept nageurs (\pm écart-type) de l'accélération de la main, normalisée sur la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), par allure (b) et pour les trois allures (c). Les résultats pour le sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et gris clair pour le fond. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase à chaque allure (b).	108
4.27	Résultats moyens des angles de flexion, de rotation et d'abduction, aux trois allures de nage ((a) (d) et (g)), et en moyenne ((b) (e) et (h)). (c) (f) et (i) représentent, respectivement, la trajectoire de la main vue de côté, de dessus et de face. Les cercles noirs indiquent les différentes phases et le trait l'orientation de la main par rapport à la trajectoire.	109
4.28	Moyennes, par phases et aux trois allures de nage, des angles de flexion, rotation et abduction, définissant l'orientation de la main par rapport au repère absolu.	110
4.29	Deux systèmes de référence différents pour exprimer l'angle de sweepback. A gauche, le modèle de la présente étude, avec le petit doigt comme origine et une rotation dans le sens antihoraire. A droite, le référentiel de Schleihauf [1979], avec le pouce comme origine et une rotation horaire.	111
4.30	Moyennes pour les dix-sept nageurs (\pm écart-type) de l'angle de sweepback, normalisées sur la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), par allure (b) et pour les trois allures (c). Les résultats de sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et gris clair pour le fond. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase à chaque allure (b).	112
4.31	Moyennes sur tous les nageurs (\pm écart-type) de l'angle d'attaque, normalisées pour la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), et par allure (b) et pour les trois allures (c). Les résultats du sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et gris clair pour le fond. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase (b).	113
4.32	Forces de propulsion (instantanées et moyennes) agissant sur la main, calculées à partir de la méthode de Sanders, aux trois allures de nage. Les différentes phases du trajet aquatique (ES, DC, IN, UP et EX) sont matérialisées par les zones grisées et non grisées. Le début de chaque phase, à chaque allure, est indiqué par les cercles noirs. Les moyennes par phases et par allures sont indiquées en haut de chaque phase aux trois allures (F : fond, DF :demi-fond et S : sprint).	116

5.1	Décomposition de la vitesse selon trois méthodes : (a) RANS ; (b) décomposition triple, [Reynolds et Hussain, 1972] ; (c) URANS, la vitesse instantanée se décompose en une partie de moyenne de phase $\langle U \rangle$, et une partie résiduelle u'' , d'après Manceau [2011].	125
5.2	Représentation des deux domaines : overset et background, [Samson <i>et al.</i> , 2014].	128
5.3	Représentation du maillage du bras, avec le repère local de la main.	128
5.4	Maillage "overlapping" à l'interface des deux maillages : background (en rouge), overset (en bleu). Schéma issu de la documentation Star-CCM+.	129
5.5	Temps de calcul (effectué sur 40 coeurs) en fonction de la taille de maille de base, $\Delta t = 2.5 \cdot 10^{-3}$ s.	130
5.6	Forces calculées selon x, y, et z dans \mathcal{R}_0 , pour les maillages de tailles différentes, $\Delta t = 0.0025$ s, Nb itérations = 25.	131
5.7	Variations du volume background selon la longueur x ; y et z étant constants par ailleurs.	131
5.8	Forces calculées selon x, y, et z dans \mathcal{R}_0 , pour des longueurs de domaines différents, X0, X1, X2 et X3, Y et Z étant constant par ailleurs.	132
5.9	Variations du volume background selon la largeur y, x et z étant constant par ailleurs.	132
5.10	Forces calculées selon x, y, et z dans \mathcal{R}_0 , pour des largeurs de domaines différents, Y, Y1, Y2 et Y3, X et Z étant constant par ailleurs.	132
5.11	Durée des différents pas de temps testés.	133
5.12	Forces calculées selon x, y et z dans \mathcal{R}_0 , pour des durées de pas temps Δt différents.	133
5.13	Variations du nombre d'itérations par pas de temps	134
5.14	Six paramètres cinématiques de la main et de l'avant-bras aux trois allures de nage : trois en translation (a-, c-, e-, respectivement en fond, demi-fond et sprint) et trois en rotation (b-, d-, f-, en fond, demi-fond et sprint).	135
5.15	Orientation de la main dans \mathcal{R}_0 sous la forme de trois séquences d'angle d'Euler : (a) Flexion, (b) Pronation-supination, (c) Abduction-adduction.	136
5.16	Paramètres cinématique et dynamique du bras, exprimés dans \mathcal{R}_0 , en sprint : (a) orientation de la main dans \mathcal{R}_0 : flexion, rotation, abduction ; (b) vitesse de la main, (c) accélération de la main, (d) angles d'attaque et de sweepback , (e) forces hydrodynamiques appliquées sur la main et l'avant-bras.	138
5.17	Représentation, en vue de dessus, de la phase d'ES à l'allure du sprint, dans \mathcal{R}_0 . .	139
5.18	Iso-surface de critère Q , aux instants $t = 0$ à 0.12 s, à l'allure du sprint. Visualisation de deux tourbillons marginaux \mathbf{TV}_1^{es} et \mathbf{TV}_2^{es}	140
5.19	Pressions relatives calculées sur huit points à la surface du segments : a- coude, b- avant-bras, c- poignet, d- main, sur l'ensemble du trajet aquatique, à l'allure du sprint.	140
5.20	Représentation, en vue de dessus, de la phase de DC à l'allure du sprint.	141

5.21	Forces hydrodynamiques propulsives, exprimées dans \mathcal{R}_0 , calculées sur l'avant-bras (courbe rouge) et sur la main (courbe bleue) et au total (courbe noire), à l'allure du sprint. Les moyennes des forces agissant sur la main (M) et l'avant-bras (A), ainsi que leur contribution (en %), sont présentées en haut de la figure, pour les phases d'ES, de DC, d'IN, d'UP et sur tout le trajet.	142
5.22	Visualisation de la formation des structures contra-rotatives TEV^{dc} et LEV^{dc} par les iso-surfaces de critère Q , entre les instants $t = 0.18$ et 0.36 s. Le bord d'attaque se situe du côté du petit doigt.	143
5.23	Moyenne par phase des contributions de pression et de frottement, des forces hydrodynamiques agissant sur l'avant-bras et la main, en sprint.	144
5.24	Trajectoire de la main en vue de dessus : phase de transition entre DC et IN, de $t = 0.29$ s à $t = 0.37$ s.	145
5.25	Iso-surface de critère Q , à l'allure du sprint, en vue de face dans \mathcal{R}_0 , durant la première phase de pronation (à $t = 0.33$ s). Trois plans représentent la vorticité, dans \mathcal{R}_0 , autour respectivement de l'avant-bras (40 cm de profondeur), le poignet (50 cm) et la main (60 cm).	146
5.26	Comparaisons, entre les configurations avec et sans pronation (respectivement traits pleins et traits pointillés) durant les phases de transitions (DC-IN et IN-UP), des forces hydrodynamiques agissant sur la main et l'avant-bras.	147
5.27	Trajectoire de la main en vue de dessus (� gauche) et en vue de côté (� droite) : phase d'IN, de $t = 0.36$ s � $t = 0.55$ s.	148
5.28	Iso-surface de critère Q , � l'allure du sprint, en vue de face dans \mathcal{R}_0 , durant la phase d'insweep (de $t = 0.36$ s � $t = 0.56$ s). Trois plans représentent la vorticité, dans \mathcal{R}_0 , autour respectivement de l'avant-bras (40 cm de profondeur), le poignet (50 cm) et la main (60 cm).	150
5.29	Représentation du mouvement de rotation du bras autour de l'épaule. (a) Les différences de vitesses entre l'épaule et la main induisent un gradient de pressions qui génère un écoulement transverse le long du bras, (b) Visualisation de l'écoulement le long du bras en crawl, par la méthode des bouts de laine, [Toussaint <i>et al.</i> , 2002].	152
5.30	Visualisation de l'écoulement le long du bras en crawl, à partir de la simulation numérique. Vitesse relative, dans le repère du bras.	152
5.31	Comparaison des pressions à 3 points, entre l'étude de Toussaint <i>et al.</i> [2002] (en rouge sur la figure) et la présente étude numérique (en noir), à l'allure du sprint : les courbes en trait continu représentent les gradients de pressions entre le dos de la main et la paume de la main, les courbes en pointillés représentent les gradients de pressions entre le coude et la paume de la main.	153
5.32	Comparaisons des pressions dynamiques à la surface de la main et de l'avant-bras, entre les configurations en rotation et en translation.	155
5.33	Forces hydrodynamiques agissant sur la main et l'avant-bras, en rotation et en translation, exprimées dans le repère lié à la main.	156
5.34	Comparaisons, en rotation et translation, des structures tourbillonnaires, sur la main et l'avant-bras, de $t = 0.05$ s � $t = 0.15$ s.	157

5.35	Comparaisons, en rotation et translation, des structures tourbillonnaires, sur la main et l'avant-bras, de $t = 0.25$ s à $t = 0.35$ s.	158
5.36	Comparaisons, en rotation et translation, des structures tourbillonnaires, sur la main et l'avant-bras, de $t = 0.45$ s à $t = 0.55$ s.	158
5.37	Vue de dessus de la phase de transition entre IN et UP, de $t = 0.53$ s à $t = 0.63$ s.	160
5.38	Comparaison d'écoulement autour de la main entre la présente étude (a, b, c) et celle de Takagi <i>et al.</i> [2014] (d, e, f). a, b, c : Champs de vorticité autour de la main, obtenu sur un plan (x,y) à 60 cm de profondeur, durant la phase d'insweep, à l'allure du sprint, de $t = 0.56$ s à $t = 0.64$ s. d, e, f : résultats de Takagi <i>et al.</i> [2014] à partir de mesures PIV.	161
5.39	Comparaisons, entre les configurations avec et sans pronation (respectivement traits pleins et traits pointillés) durant la phase de transition IN-UP, des forces hydrodynamiques agissant sur la main et l'avant-bras.	162
5.40	Trajectoire de la main en vue de dessus de la phase d'UP, de $t = 0.55$ s à $t = 0.72$ s.	163
5.41	Iso-surfaces de critère Q , de $t = 0.60$ s à 0.70 s, à l'allure du sprint, en vue de face et de profil. Visualisation de deux tourbillons marginaux TV_1^{doigts} et TV_2^{pouce} et d'un tourbillon de bord d'attaque LEV^{up}	164
5.42	Forces propulsives créées par la main du nageur en sprint : par la simulation numérique (courbe noire), par mesures de pressions ([Kudo et Lee, 2010], courbe bleue) et par simulation numérique ([Sato et Hino, 2013], courbe rouge).	165
5.43	Forces hydrodynamiques propulsives à l'allure du fond (a) et du demi-fond (b), exprimées dans \mathcal{R}_0 , calculées sur l'avant-bras (courbe rouge) et sur la main (courbe bleue) et au total (courbe noire). La courbe du sprint (c) a été ajoutée. Les moyennes des forces agissant sur la main (M) et l'avant-bras (A), sont présentées en haut de la figure, pour les phases d'ES, de DC, d'IN, d'UP et sur tout le trajet. Les contributions de la force de la main et de l'avant-bras dans les forces totales sont exprimées en pourcentage.	169
5.44	Visualisations de l'écoulement aux allures de demi-fond (images de gauche) et de fond (images de droite) : a) et b) iso-surfaces de critère Q durant la phase d'ES ; c) et d) : plans de vitesses relatives exprimées dans le repère de la main \mathcal{R}_M durant la phase d'IN, e) et f) : plan de vorticité, dans \mathcal{R}_0 , lors de la transition IN-UP.	170
5.45	Six paramètres cinématiques moyens de la main et de l'avant-bras aux trois allures de nage obtenus à partir des mesures cinématiques effectuées sur 17 nageurs experts : trois en translation (a-, c-, e-, respectivement en fond, demi-fond et sprint) et trois en rotation (b-, d-, f-, en fond, demi-fond et sprint).	172
5.46	Forces propulsives calculées par simulation numérique sur un trajet aquatique (en temps relatif), à partir des mesures cinématiques moyennes réalisées en nage réelle sur les 17 nageurs experts : a) à l'allure du fond, b) en demi-fond, c) en sprint. Pour chaque allure, les moyennes des forces par phases sont indiquées en haut de la figure, pour la main (M), l'avant-bras (A) et au total (T). Les contributions de la main et de l'avant-bras par rapport à la force totale sont exprimées en %.	173

5.47	Moyennes et comparaison des forces propulsives moyennes calculées dans \mathcal{R}_0 , en nage réelle, par phase du trajet aquatique, par la méthode de dynamique inverse et par simulation, aux trois allures de nage.	175
6.1	Schéma du dispositif de mesure de force en nage attachée, bassin des carènes, Institut Pprime.	181
6.2	(a) Disposition des 6 caméras latérales autour du bassin ; (b) vue à travers le hublot latéral, d'un nageur attaché.	181
6.3	Représentation des forces extérieures appliquées sur le nageur attaché : en gris la force de volume (poids), en vert, les forces de surface (hydrostatique et hydrodynamique), en bleu la force du câble.	182
6.4	Mesures de forces du câble sous l'action unique des jambes, pour un nageur (S1), durant 10 secondes, aux trois allures de nage, en nage attachée.	185
6.5	Vitesses de nage et fréquences de bras moyennes, en nage réelle et en nage attachée, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage.	187
6.6	Durée absolue des phases du trajet aquatique, calculée à partir des mesures cinématiques de la main : (a) en nage réelle, (b) en nage attachée.	188
6.7	Comparaison des moyennes des durées absolues par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	188
6.8	Vitesse de la main dans \mathcal{R}_0 en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f). Les différences significatives entre les allures de nage sont indiquées par un *.	190
6.9	Comparaison des moyennes de la vitesse de la main par phase, en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	190
6.10	Accélération de la main dans \mathcal{R}_0 en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).	191
6.11	Comparaison des moyennes de l'accélération de la main par phase, en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	191
6.12	Angles d'attaque, calculés à partir des mesures cinématiques de la main : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).	192
6.13	Comparaison des moyennes des angles d'attaque par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	192
6.14	Angles de sweepback, calculés à partir des mesures cinématiques de la main : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).	193
6.15	Comparaison des moyennes des angles de sweepback par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	193
6.16	Flexion de la main dans \mathcal{R}_0 : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).	194
6.17	Comparaison des moyennes de la flexion de la main par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	195
6.18	Rotation de la main dans \mathcal{R}_0 : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).	195
6.19	Comparaison des moyennes de la rotation de la main par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	196

6.20	Abduction de la main dans \mathcal{R}_0 : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).	197
6.21	Comparaison des moyennes de l'abduction de la main par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).	197
6.22	Résultats de la force enregistrés par la balance dynamométrique, pour le nageur (S1) durant 10 coups de bras en nage attachée, aux trois allures de nage. La mesure commence, pour tous les nageurs, lorsque le bras droit rentre dans l'eau (à $t = 0$ s), mais le premier pic de force est généré par le bras gauche qui produit sa phase propulsive à cet instant.	199
6.23	Moyennes des durées du signal de force F_{cable}^M : (a) lorsque $F = 0$; (b) : $F \neq 0$; (c) : durée totale; (d) : fréquence de nage. Moyenne calculée à partir de 10 coups de bras, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage, en nage attachée. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.	199
6.24	Signal de $F(t)_{cable}$ mesuré pour le nageur S6 pendant 3 cycles de bras (3e, 4e et 5e) à l'allure de demi-fond. Erh définit l'entrée de la main droite dans l'eau; Elh : l'entrée de la main gauche. ES, DC, IN, UP, EX et Re sont les différentes phases aquatiques du bras droit [Samson <i>et al.</i> , 2015a].	200
6.25	Forces moyennes (a - F_{cable}^M) et forces maximales moyennes sur 10 coups de bras (b - $F_{cable-max}^M$), pour les neuf nageurs aux trois allures de nage, en nage attachée. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.	201
6.26	Forces moyennes F_{cable}^M en fonction des fréquences de nage pour les 9 nageurs aux trois allures de nage, en nage attachée : (a) : corrélation calculée pour l'ensemble des nageurs; (b) : corrélation pour chaque nageur.	202
6.27	Forces moyennes par coup de bras F_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour les huit nageurs experts.	203
6.28	Forces moyennes par coup de bras F_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour tous les nageurs. Les résultats du nageur non expert sont entourés d'un cercle rouge.	204
6.29	Forces moyennes par coup de bras, divisées par la masse de chaque nageur, aux trois allures de nage, en fonction de la vitesse de nage établie en compétition : (a) pour les huit nageurs experts, (b) pour les nageurs experts et non expert. Les résultats du nageur non expert sont entourés d'un cercle rouge.	205
6.30	Impulsion propulsive moyenne I_{cable}^M , sur dix coups de bras, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.	208
6.31	Impulsions propulsives moyennes sur dix coups de bras I_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour les nageurs experts.	208

6.32	Impulsions moyennes sur dix coups de bras I_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour tous les nageurs. Les résultats du nageur non expert sont entourés d'un cercle rouge.	209
6.33	Variations positives de vitesse moyennes ($\Delta P_{xG-prop}^{cycle}$) du centre de gravité de chaque nageur, sur dix coups de bras, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.	210
6.34	Variations de vitesse positives ($\Delta P_{xG-prop}^{cycle}$) du centre de gravité par coup de bras pour chaque nageur, en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, en nage attachée aux trois allures de nage : (a) pour les nageurs experts, (b) pour les nageurs experts et non expert.	210
6.35	Forces hydrodynamiques agissant sur la main, dans l'axe X_0 , calculées dans \mathcal{R}_0 par la méthode de dynamique inverse, à partir des mesures cinématiques effectuées : (a) en nage attachée, (b) en nage réelle. Les courbes noires représentent l'allure du fond, les courbes rouges le demi-fond et les courbes bleues le sprint. Les moyennes, pour chaque phase du trajet aquatique (ES, DC, IN, UP) sont indiquées en haut du graphique. Les moyennes totales, sur chaque trajet, sont indiquées en haut à droite des figures.	213
6.36	Moyennes et comparaison des forces propulsives calculées dans \mathcal{R}_0 , entre la nage réelle et la nage attachée, par phase du trajet aquatique, par la méthode de dynamique inverse, aux trois allures de nage.	214
6.37	Six paramètres cinématiques moyens de la main et de l'avant-bras aux trois allures de nage, en nage attachée : trois en translation (a-, c-, e-, respectivement en fond, demi-fond et sprint) et trois en rotation (b-, d-, f-, en sprint, demi-fond et sprint).	215
6.38	Forces propulsives calculées par simulation numérique sur un trajet aquatique (en temps relatif), à partir des mesures cinématiques moyennes réalisées en nage attachée sur 8 nageurs experts : a) à l'allure du fond, b) en demi-fond, c) en sprint. Pour chaque allure, les moyennes des forces par phases sont indiquées en haut de la figure, pour la main (M), l'avant-bras (A) et au total (T). Les contributions de la main et de l'avant-bras par rapport à la force totale sont exprimées en %.	216
6.39	Moyennes et comparaison des forces propulsives calculées dans \mathcal{R}_0 , entre la nage réelle et la nage attachée, par phase du trajet aquatique, par la méthode de simulation numérique, aux trois allures de nage.	217
6.40	Forces propulsives mesurées par différentes méthodes, aux allures de fond, demi-fond et sprint.	218

Notations

Notations mécaniques

Référentiels d'analyse et forces

\mathcal{R}_0	le référentiel galiléen orthonormé $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$	27
\mathcal{R}_T	le référentiel lié au tronc du nageur $\mathcal{R}_T\{SH, X_T, Y_T, Z_T\}$	27
\mathcal{R}_B	le référentiel lié au bras du nageur $\mathcal{R}_B\{AC, X_B, Y_B, Z_B\}$	27
\mathcal{R}_{AB}	le référentiel lié à l'avant-bras du nageur $\mathcal{R}_{AB}\{C, X_{AB}, Y_{AB}, Z_{AB}\}$	27
\mathcal{R}_M	le référentiel lié à la main du nageur $\mathcal{R}_M\{W, X_M, Y_M, Z_M\}$	27
\mathcal{R}_f	le référentiel lié à l'écoulement $\mathcal{R}_f\{M, X_f, Y_f, Z_f\}$	27
g	le vecteur gravité	27
m	la masse du nageur	27
$\{\mathcal{T}_c\}$	le torseur des quantités de mouvement sur le nageur	76
$\{\mathcal{T}_d\}$	le torseur des forces extérieures appliquées sur le nageur	76
$\vec{F}_{p \rightarrow S}$	la force de pesanteur appliquée sur le nageur	77
$\vec{F}_{st \rightarrow S}$	la force hydrostatique (ou "poussée d'Archimède") appliquée sur le nageur	77
$\vec{F}_{d \rightarrow S}$	les forces hydrodynamiques appliquées sur le nageur	77

Paramètres cinématiques d'écoulement

$\alpha(t)$	Angle d'attaque	29
$\psi(t)$	Angle de sweepback	29
$V_{i_{main}}(t)$	3 composantes de la vitesse de la main dans \mathcal{R}_0	29
$a_{i_{main}}(t)$	3 composantes de l'accélération de la main dans \mathcal{R}_0	29
$\Omega_i(t)$	3 composantes de l'orientation de la main dans \mathcal{R}_0	29
SL	Stroke Length (Amplitude de nage, en $m.cycle^{-1}$)	29
SF	stroke Frequency (Fréquence de nage, en $cycle.min^{-1}$)	29

Paramètres d'écoulement

Re	Nombre de Reynolds	29
μ	Viscosité dynamique	87
ν	Viscosité cinématique	87
ρ	Masse volumique	87
τ_{ij}	Tenseur de Reynolds	27

Abréviations

Phases du trajet aquatique du bras

ES	Phase d'Entry and Stretch (Entrée et allongement)	29
DC	Phase de Downseep to Catch (Balayage vers le bas et prise d'appui) ..	29
IN	Phase d'Insweep (Balayage interne)	29
UP	Phase d'Upsweep (Balayage externe)	29
EX	Phase d'Exit (Sortie de la main de l'eau)	29
RE	Phase de Release (Retour aérien du bras)	29

Localisation des marqueurs sur le corps des nageurs

FT	Extrémité du troisième doigt	27
M2	Deuxième articulation métacarpo-phalangienne	27
M5	Cinquième articulation métacarpo-phalangienne	27
M2i	Face palmaire : deuxième articulation métacarpo-phalangienne	27
M5i	Face palmaire : cinquième articulation métacarpo-phalangienne	27
RS	Styloïde radiale	27
US	Ulnaire styloïde	27
C	Epitrochlée	27
AC	Articulation acromioclaviculaire	27
SH	Sternum haut	27
SB	Sternum bas	27

Abréviations relatives à l'étude de l'écoulement

LEV	Leading Edge Vortex (Tourbillon de bord d'attaque)	29
TEV	Trailing Edge Vortex (Tourbillon de bord de fuite)	29
TV	Tip Vortex (Tourbillon marginal)	29
SV	Starting Vortex (Tourbillon de démarrage)	29
PIV	Particle Image Velocimetry (Vélocimétrie par Imagerie de particules) .	29
CFD	Computational Fluid Dynamics (Simulation numérique)	29
URANS	Unsteady Reynolds Averaged Navier-Stokes	29
RANS	Reynolds Averaged Navier-Stokes	29

Introduction

Sommaire

1.1 Contexte	27
1.2 Problématique	30
1.3 Présentation de l'étude	30

1.1 Contexte

La natation sportive : définition et enjeux

La natation représente la capacité à se déplacer dans l'eau sans aucune aide extérieure. Cette pratique culturelle a toujours tenu une place importante chez les humains. Historiquement, les liens entretenus entre l'homme et l'eau ont été essentiellement utilitaires et hygiéniques. La natation sportive, dimension compétitive de la natation, ne s'est réellement développée qu'à partir du XIX^{ème} siècle. Elle est une discipline olympique depuis la création des Jeux de l'ère moderne en 1896, dont l'objectif est de nager le plus rapidement possible sur une distance donnée. Elle a beaucoup évolué depuis un siècle, notamment sous l'influence de facteurs socio-économiques, culturels, technologiques et scientifiques. La nage libre, la brasse, le dos et le papillon en forment les quatre nages codifiées par la Fédération Internationale de Natation Amateur (FINA) et possèdent chacune des spécificités en termes de réglementation et de technique. Le crawl, nage la plus rapide, est la technique utilisée par les nageurs experts lors de toutes les épreuves de nage libre. Le crawl est l'aboutissement d'un siècle d'évolution technique qui ont permis le passage de la brasse au crawl [Oppenheim, 1977; Pelayo, 2010].

Les techniques de nage

Atteindre une haute performance en natation nécessite un développement important dans au moins trois dimensions : technique, physiologique et psychologique. La technique, qui peut être définie comme l'ensemble des moyens transmissibles à mettre en oeuvre pour effectuer le

plus efficacement une tâche donnée [Vigarello, 1988], nécessite un apprentissage reposant sur de nombreuses répétitions gestuelles, afin d'obtenir un geste efficient. La technique en natation joue un rôle fondamental car le corps est à la fois le propulseur et le propulsé, sans aucune aide matérielle hormis celle de l'eau. C'est par l'organisation spatiale, la coordination des bras et des jambes et leur mise en accélération, l'orientation de ses segments, le positionnement du corps à la surface de l'eau, que le nageur agit sur l'eau pour à la fois augmenter sa propulsion et diminuer la résistance à l'avancement. Parmi l'ensemble des champs scientifiques oeuvrant pour l'étude et la compréhension de la performance en natation, la biomécanique, associée à la physiologie de l'effort, occupe une place importante. Dans ce cadre, la recherche en biomécanique, a pris de plus en plus d'importance dans la recherche de performance.

L'importance de la biomécanique en natation

En un siècle de pratique, l'"art de nager" s'est transformé en science de la natation [Pelayo, 2010]. Les connaissances scientifiques appliquées à la natation contribuent actuellement à une amélioration des performances, notamment parce qu'elles permettent de mieux comprendre les techniques utilisées. Les nations les plus influentes et les entraîneurs de haut niveau s'appuient sur ces connaissances, afin d'établir des modèles et des programmes d'entraînement performants. Le développement de cellules "Recherche et Performance" au sein des Fédérations sportives Nationales en est une preuve. L'enjeu est double : il s'agit de mieux connaître les mécanismes mis en jeu afin d'optimiser les techniques, mais il s'agit aussi de mieux les connaître pour mieux transmettre ces techniques [Vigarello, 1988].

L'importance de la mesure en natation

Mais, si l'influence de la science est désormais reconnue, sa mise en oeuvre est difficile car sa pertinence, pour reprendre Mendeleïev (1869), repose sur des données mesurées : "la science commence là où commence la mesure". Cette nécessité de s'appuyer sur des données chiffrables est un élément essentiel de l'analyse du geste sportif : "en sciences physiques, une première étape essentielle dans l'apprentissage d'un objet est de trouver comment l'appréhender en chiffres, et des méthodes pour mesurer une qualité qui lui est liée. Je dis souvent que si vous pouvez mesurer ce dont vous parlez et l'exprimer en chiffres, vous en savez quelque chose ; mais si vous ne pouvez le mesurer, le quantifier, votre connaissance est d'une bien pauvre et insatisfaisante espèce" (Lord Kelvin, 1883). Ces données mesurées sont parfois insuffisantes dans le champ de la natation. La difficulté d'étude liée au contexte en est sans doute une des raisons principales.

Si la mesure est une condition nécessaire à une démarche scientifique rigoureuse, elle doit également s'inscrire dans un cadre d'analyse bien défini. En effet, la réalité physique de l'objet étudié est très complexe et ne peut, en l'état, être abordée dans toute sa complexité. Le contexte du nageur se déplaçant en crawl doit ainsi être simplifié sans toutefois en dénaturer la complexité. Cette modélisation, pour reprendre les propos de Mouy [1944] dans son ouvrage "Logique et philosophie des sciences" s'appuie sur une mise en équation du système étudié : "La base de la méthode expérimentale c'est l'invention de la formulation mathématique." Dans ce cadre une modélisation du nageur, notamment à partir d'une définition du corps comme un système po-

lyarticulé de segments libres indéformables, avec des repères d'analyse locaux associés, sera envisagé. Il devient alors possible de développer des connaissances, dont le principal objectif est de les diffuser puisqu'elles s'appuient sur des lois physiques universelles.

Les conditions de mesure en natation

En mécanique, les mesures sont de deux ordres : dynamiques dont le but est d'évaluer les forces et les moments de force qui s'exercent sur le corps du nageur, et cinématiques qui permettent d'accéder à l'étude cinétique des segments corporels articulés.

Les conditions expérimentales de mesure en natation sont complexes : l'eau rend les mesures délicates. Il est souvent nécessaire de rendre étanche les dispositifs. L'absorption, la réfraction et la réflexion de la lumière contraignent fortement la disposition des caméras afin d'obtenir des images de qualités suffisantes, sans déformations excessives. L'objet même de l'étude, c'est-à-dire le nageur (le plus souvent expert) est peu disponible et l'appareillage d'un être vivant est souvent plus complexe qu'une maquette ou un profil. En outre, les mouvements des segments articulés (souvent souples) et s'effectuent dans les trois plans de l'espace, la cinématique est donc difficile à obtenir. Quant à la mesure de l'ensemble des forces extérieures agissant sur le corps du nageur, elle est à l'heure actuelle impossible à réaliser en contexte de nage sans dénaturer la technique. Toutes ces difficultés obligent le chercheur à concevoir des dispositifs permettant de mesurer des paramètres déterminants dans des contextes les plus proches de la nage.

Cette difficulté à mesurer directement en contexte de nage, a favorisé l'émergence de montages expérimentaux en laboratoire. Ceux-ci donnent accès plus facilement à des mesures cinématiques et/ou dynamiques précises. Cependant, les conditions de mesure tendent à s'éloigner du contexte de nage.

La propulsion du nageur analysée par les lois mécaniques

Afin de générer une action motrice, le sportif utilise son énergie interne, aussi bien physiologique que mécanique, pour déplacer ses différents segments corporels par des contractions coordonnées des différents groupes musculaires. Ces contractions induisent des déplacements des segments autour de leurs articulations par des actions mécaniques traduites en terme de réactions (par le principe des actions réciproques de la 3^{ème} loi de Newton) internes et externes par rapport au système étudié (le nageur). Les forces internes sont les forces de liaisons articulaires qui regroupent les forces musculaires, les forces de contact os/os et les forces dues aux éléments passifs (ligaments) localisés à la jonction entre les différents segments du corps. Les forces externes, égales aux accélérations des segments du corps fois leurs masses, se décomposent en force de volume (le poids le plus souvent) et forces de surface (pression et frottements). Dans la majorité des activités terrestres, le sportif interagit avec le milieu à partir de frottements statiques (adhérence entre les segments et le sol). Ces conditions d'adhérence étant connues et modélisées, une analyse biomécanique est souvent possible, à partir de la cinématique des différents segments corporels (par une méthode de dynamique inverse, *Junqua et al. [1999]*).

Cependant, même si les lois mécaniques sont les mêmes dans l'eau que sur terre, elles s'exercent différemment compte tenu de la nature déformable du milieu aquatique. En effet,

même si le principe d'actions réciproques s'applique, les actions de pression et de frottement sont très différentes à celles agissant sur terre en condition d'adhérence. Les premières sont essentiellement issues des actions de l'effet de blocage et d'écho de paroi [Manceau, 2011], et les secondes proviennent de l'action visqueuse du fluide, dépendant essentiellement des gradients de vitesses entre le nageur et le fluide. Une grande partie de l'énergie mécanique interne fournie par le nageur est ainsi dissipée dans le milieu extérieur en énergie turbulente. Ainsi, il n'est pas possible d'analyser le mouvement, uniquement à partir des données cinématiques du nageur tel que l'on peut le réaliser sur terre. Il est alors nécessaire, afin d'étudier les mécanismes propulsifs, d'analyser l'écoulement, soit directement en le mesurant ou le visualisant, soit indirectement en mesurant ou calculant les forces appliquées. Pour autant un certain nombre de paramètres cinématiques existent, qui se situent au carrefour entre le mouvement réalisé et les efforts résultants. Nous les nommerons les "paramètres cinématiques d'écoulement"

1.2 Problématique

Ainsi, la complexité des mécanismes mis en jeu en natation fait que nous ne savons toujours pas précisément comment les nageurs se propulsent [Maglischo, 2003; Takagi *et al.*, 2014]. L'écoulement généré par les bras, à la base de la propulsion [Berger *et al.*, 1995; Matsuuchi *et al.*, 2009; Nakashima *et al.*, 2012; Takagi et Sanders, 2002] est très instationnaire et turbulent, et il est donc difficile de le mesurer, voire de le modéliser.

Paradoxalement, et malgré les progrès scientifiques de ces dernières années, on ne dispose que de peu de données précises sur les paramètres cinématiques des bras, éléments essentiels de la propulsion. Cela est d'autant plus vrai lorsque l'étude cherche à comprendre comment les nageurs s'organisent pour faire varier leur vitesse de nage aux différentes allures.

L'objectif principal est alors de comprendre comment le nageur s'organise, à partir des mouvements des bras, pour faire varier sa vitesse de nage et ainsi s'adapter aux exigences des épreuves de fond, demi-fond et sprint. Les paramètres cinématiques d'écoulement varient en fonction de l'allure ? Quels paramètres sont les plus prépondérants dans la génération des mécanismes propulsifs ?

1.3 Présentation de l'étude

Afin de répondre à ces questions, le raisonnement a été structuré en cinq parties :

Tout d'abord, une définition exhaustive de la natation sportive et du crawl sont envisagées afin d'appréhender les modalités de nage ainsi que les enjeux liés au crawl dans les compétitions actuelles.

Puis, une revue de littérature d'études scientifiques portant sur la natation sportive en général et sur l'implication des bras en crawl en particulier, vise à faire apparaître les connaissances actuelles sur le rôle joué par les bras. Cette revue s'attache à faire émerger les débats actuels relatifs aux mécanismes propulsifs, ainsi que les zones qui méritent d'être investiguées. Celle-ci formera notre troisième partie. Les objectifs visés à travers cette étude s'appuieront sur cette

partie bibliographique.

Les quatrième, cinquième et sixième parties viseront à répondre à ces objectifs à travers deux études expérimentales et une numérique. La première étude expérimentale s'effectuera en nage réelle. Des mesures cinématiques effectuées sur 17 nageurs experts serviront à la fois à analyser les coordinations gestuelles des bras et leur évolution à différentes allures de nage, mais aussi à calculer les forces propulsives à partir d'une méthode de dynamique inverse. En outre, ces données cinématiques serviront ensuite, dans une étude de simulation numérique, à paramétrer les trajectoires du bras.

Cette simulation, qui constituera notre cinquième partie, sera le moment du manuscrit où l'écoulement sera étudié précisément, notamment par l'analyse spatio-temporelle des structures tourbillonnaires, ainsi que les champs de vitesse et de pression sur l'ensemble du domaine fluide. L'ambition est ici de comprendre les mécanismes propulsifs à partir d'une analyse instationnaire de l'écoulement.

Le dernier chapitre s'articule autour de mesures expérimentales d'efforts faites en nage attachées. La discussion s'enracinera autour de comparaisons de résultats dynamiques en nage réelle (par la méthode de dynamique inverse), en nage attachée et en simulation numérique. L'analyse mécanique s'appuiera prioritairement sur la notion d'impulsion qui établit un lien entre les forces hydrodynamiques et les variations de vitesse du centre de gravité des nageurs.

Enfin, le dernier chapitre résume les résultats obtenus dans les chapitres précédents afin d'apporter une vision globale des principaux mécanismes propulsifs et leurs évolutions aux trois allures caractéristiques de nage.

Chapitre 2

Le crawl : évolution, définition et enjeux

Sommaire

2.1 La natation sportive : évolution et définition	33
2.1.1 Evolution historique de la natation sportive	34
2.1.2 Définition de la natation sportive	35
2.2 La nage libre : nage la moins codifiée	36
2.3 Le crawl : nage de surface la plus rapide	36
2.3.1 La lente construction du crawl : un siècle d'innovation	36
2.3.2 Définition du crawl	37
2.3.3 Les bras : éléments propulseurs principaux en crawl	38
2.4 Conclusion	38

Le crawl, technique de nage issue de plus d'un siècle d'évolutions, est à l'heure actuelle la nage la plus efficace et la plus utilisée lors des épreuves de nage libre. Elle est utilisée aussi bien dans les épreuves de sprint (50 m et 100 m), que de demi-fond (200 m et 400 m) et de fond (800 m et 1500 m). Elle s'inscrit dans le cadre plus large de la natation sportive, discipline olympique depuis les premiers jeux de l'ère moderne. Codifiée par la Fédération Internationale de la Natation Amateur (FINA), la natation sportive est une discipline jeune dans les rapports qu'entretiennent les hommes à l'eau. Elle était en effet essentiellement une pratique hygiéniste et utilitaire de ses origines jusqu'à la fin du XIX^{ème} siècle. Elle n'a véritablement acquis le statut de sport qu'au début du XX^{ème} siècle pour atteindre le niveau de professionnalisme que l'on connaît aujourd'hui.

2.1 La natation sportive : évolution et définition

La natation inscrit ses racines dans une histoire très ancienne. De multiples dessins, peintures, gravures attestent d'une relation ancestrale entre l'élément fluide et les hommes (Figure 2.1).

Aux quatre coins du monde, du début de l'humanité jusqu'à aujourd'hui, la natation fait partie intégrante de la vie des hommes.

2.1.1 Evolution historique de la natation sportive

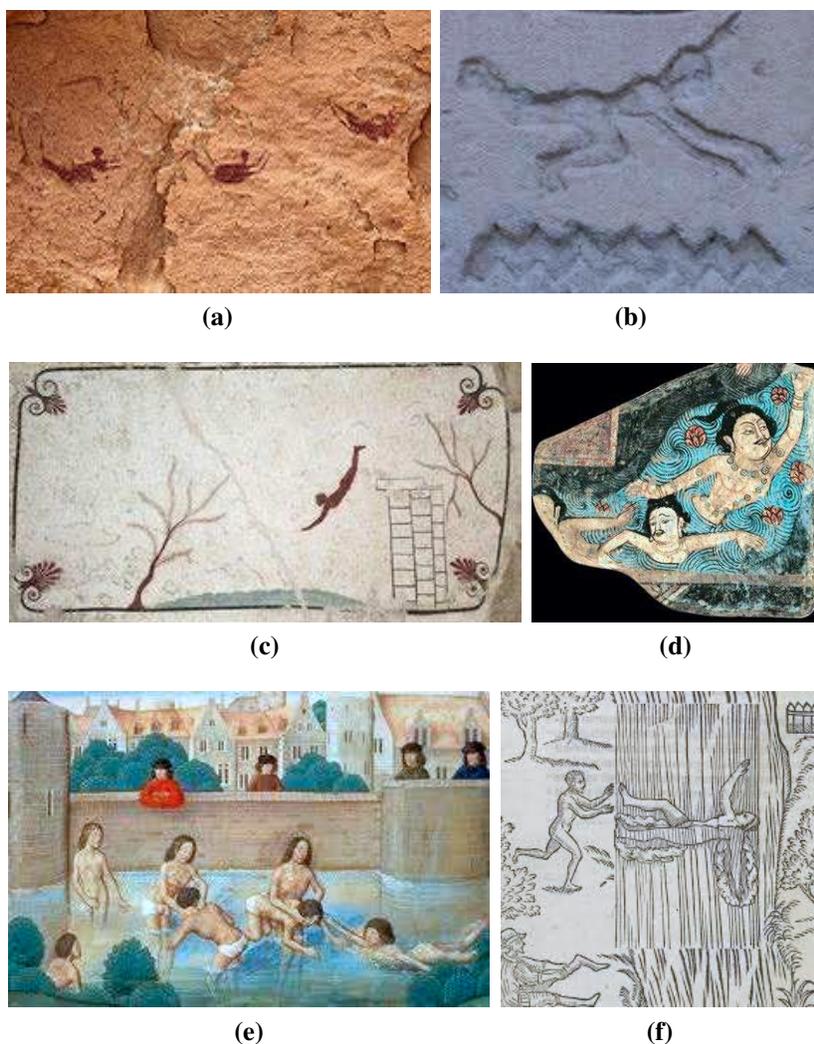


FIGURE 2.1 – Représentation de la natation à différentes époques et dans différents pays : (a) peintures dans la "grotte des nageurs" à Gilf al-Kabir (Egypte), datée d'environ 10 000 ans ; (b) Hiéroglyphe signifiant nage, Egypte, 5000 ans av. JC ; (c) Fresque de la Tombe du Plongeur, Italie, 480-470 av. JC ; (d) Nageurs de la grotte de Kizil, Chine, 300 ap. JC, (e) Peinture d'une scène de natation au Moyen Âge, France, X^{ème} siècle ; (f) [Digby, 1567] : dessin de nageurs, Angleterre.

Malgré quelques compétitions organisées en Grèce et dans la Rome Antique, puis au Japon

au XVI^{ème} siècle, la natation sportive ne prendra réellement son essor qu'au XIX^{ème} siècle en Angleterre. La multiplication des compétitions et l'institutionnalisation de la natation sportive à la fin du XIX^{ème} siècle sont largement impulsées par les Anglo-Saxons [Pelayo, 2010]. Fondée à Londres le 19 juillet 1908 à l'initiative des pays participants aux IV^{ème} Jeux Olympiques, la FINA a rapidement gagné en notoriété au point de regrouper 194 fédérations nationales à ce jour.

2.1.2 Définition de la natation sportive

La natation sportive est un élément particulier de la natation. Elle se définit comme une activité aquatique de compétition pratiquée dans un cadre réglementé. Pelayo *et al.* [1999] la définissent comme franchir dans l'eau une distance délimitée à sa surface plus rapidement que les autres et/ou le plus rapidement possible tout en respectant la réglementation imposée par la FINA. Sa logique interne se caractérise donc par la recherche d'une performance évaluée par des critères de temps et de distance dans un cadre réglementé. La maîtrise des techniques de nage et la gestion de la performance constituent la base de cette culture sportive.

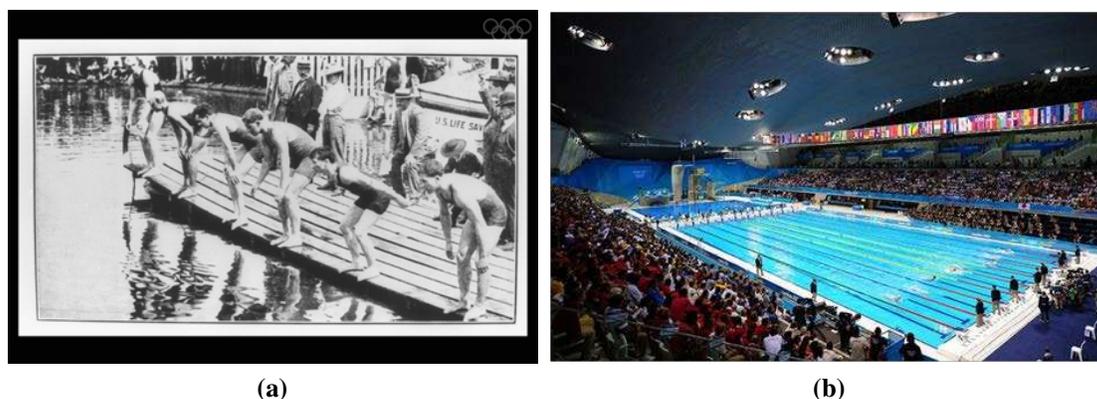


FIGURE 2.2 – (a) Départ de la finale du 100 yards, Jeux Olympiques de Saint-Louis, 1904, image CIO ; (b) Bassin de compétition des Jeux Olympiques de Londres, 2012.

Les épreuves ont évolué, essentiellement sous l'impulsion du règlement, de la modernisation des équipements (Figure 2.2) et des innovations des techniques gestuelles des nageurs. A partir de 1953, les distances et les techniques de nage ont été codifiées par la FINA¹. Quatre nages ont été instituées : la brasse, le dos, la nage libre et le papillon.

1. FINA règlement 2015 - 2017

- SW 12 Records du monde
- SW 12.1 Distances et styles de nage reconnus :
- Nage libre 50, 100, 200, 400, 800 and 1500 mètres
- Dos 50, 100 and 200 mètres
- Brasse 50, 100 and 200 mètres
- Papillon 50, 100 and 200 mètres
- Quatre-nage 200 and 400 mètres

2.2 La nage libre : nage la moins codifiée

La nage libre est l'épreuve la plus ancienne et la moins codifiée par la FINA². Les épreuves au XIX^{ème} siècle, puis les premières épreuves Olympiques en 1896 à Athènes n'imposent pas de style de nage mais uniquement des distances (100 m, 500 m, 1200 m).

Cette nage dispose, dès ses origines, d'un espace réglementaire peu contraignant dans lequel les nageurs ont pu évoluer et innover. Elle représente en quelque sorte la relation "primaire" entre l'eau et l'homme, dans une optique de performance, sans utilisation de matériel et avec le minimum de codification technique autre que de rester à la surface de l'eau. Le crawl, fruit de cette interaction, est l'adaptation technique la plus aboutie, après plus de cent ans d'innovations (Figure 2.3, Pelayo [2010]). Elle représente actuellement la technique de surface la plus efficace en terme de recherche de performance lors des épreuves de nage libre (et la seule utilisée à haut niveau), sur les épreuves de sprint (50 m et 100 m), de demi-fond (200 m et 400 m) et de fond (800 m et 1500 m).

2.3 Le crawl : nage de surface la plus rapide

2.3.1 La lente construction du crawl : un siècle d'innovation

Les premières épreuves de nage libre s'effectuent avec différentes techniques de nage [Pelayo, 2010]. Puis peu à peu le crawl s'impose comme la technique la plus efficace. Il se construit avec l'essor de la natation sportive au début du XX^{ème} siècle et la recherche constante de vitesse. Selon Oppenheim [1977], "*l'évolution des techniques employées en natation provient essentiellement de la recherche constante de l'amélioration de la vitesse. La partie la plus importante de cette évolution est celle qu'amène la nage libre de la brasse au crawl*". Cette transformation de la brasse en crawl s'effectue en quelques décennies pour prendre différentes formes : ainsi la technique de la "coupe" évolue vers la "Marinière", puis vers l'"English side stroke", l'"over arm stroke", le "trudgeon", le "double over arm stroke", pour déboucher sur le crawl (Figure 2.3, Pelayo [2010]).

Cette transformation de la technique traduit en définitive la diminution des résistances à l'avancement et l'augmentation de la durée des phases propulsives par une meilleure continuité des actions des bras et des jambes. Le nageur se positionne davantage à l'horizontal sur l'eau, en adoptant un retour aérien des bras. Cela a permis une évolution significative des performances

2. FINA SWIMMING nage libre

– SW 5 NAGE LIBRE

– SW 5.1 La nage libre signifie que, dans une épreuve ainsi désignée, le nageur peut nager n'importe quel style de nage, sauf dans les épreuves de 4 nages individuelles ou de relais 4 nages, où la nage libre signifie tout style de nage autre que le dos, la brasse ou le papillon.

– SW 5.3 Une partie quelconque du corps du nageur doit couper la surface de l'eau pendant toute la course, sous réserve qu'il est permis au nageur d'être complètement submergé pendant le virage et sur une distance de 15 mètres au plus après le départ et chaque virage. A partir de ce moment-là, la tête doit avoir coupé la surface de l'eau.

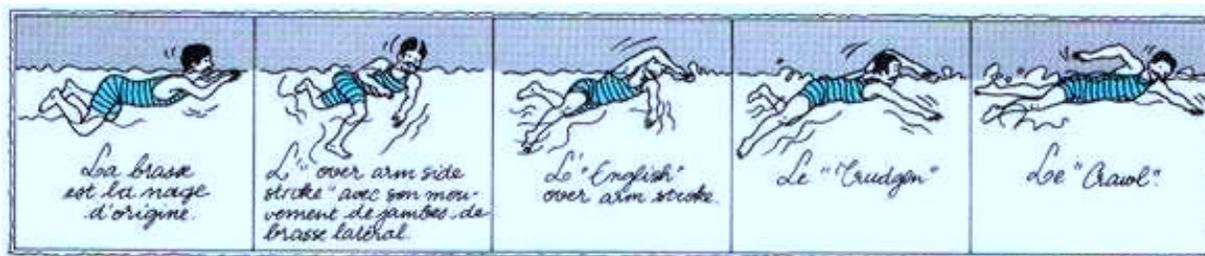


FIGURE 2.3 – Évolution de la brasse en crawl dans les épreuves de nage libre, d'après Pelayo *et al.* [1999].

tout au long du XX^{ème} siècle. De toutes les techniques de nage, le crawl est à la fois la plus rapide et celle qui offre le meilleur rendement [Barbosa *et al.*, 2006; Costill *et al.*, 1992].

2.3.2 Définition du crawl

Il n'y a donc à l'heure actuelle pas de définition officielle du crawl (contrairement à la brasse, au papillon et au dos) puisque c'est une technique construite longuement au fil du temps par les nageurs. Une définition est alors proposée.



FIGURE 2.4 – Photo sous-marine d'un nageur en crawl, source photo *l'Equipe*.

Le crawl peut se définir comme une nage ventrale de surface avec des mouvements alternés des bras et des jambes, avec la tête le plus souvent immergée. L'inspiration se fait latéralement et l'expiration est aquatique. La fréquence et l'amplitude de nage des bras (deux paramètres dont le produit définit la vitesse de nage) varient en fonction de la distance de course : la fréquence

des bras (et des jambes) diminue et l'amplitude augmente lorsque la distance augmente [Pelayo *et al.*, 1996].

2.3.3 Les bras : éléments propulseurs principaux en crawl

Il ressort des différentes recherches scientifiques, que les bras, et notamment la main et l'avant-bras, sont les éléments principaux de la propulsion. [Lecrivain *et al.*, 2008; Maglischo, 2003; Nakashima *et al.*, 2012; Takagi et Sanders, 2002]. En outre, Berger *et al.* [1995], Tous-saint *et al.* [2002] et Kudo *et al.* [2012] soulignent le rôle prépondérant des mains. Les jambes participent également à la propulsion mais dans une moindre mesure. Deschodt *et al.* [1999] ont montré, par une mesure de vitesse de nage comparée (avec et sans les jambes), à l'allure du sprint, que les jambes contribuaient à hauteur de 10 % dans la propulsion. Par ailleurs, Morouço *et al.* [2011] ont montré, par des mesures de forces en nage attachée, que les jambes pouvaient participer à hauteur de 30 % dans la propulsion totale. Au-delà de leur contribution propulsive, les jambes ont un rôle important dans l'équilibre horizontal du nageur.

2.4 Conclusion

Le crawl est la technique de nage de surface la plus rapide à l'heure actuelle. Elle est le fruit d'une longue maturation technique dans un cadre réglementaire très peu contraint. Ainsi la coordination gestuelle du crawl représente ce que les nageurs peuvent, à l'heure actuelle, faire de mieux pour se propulser à la surface de l'eau. Cette propulsion est assurée essentiellement par la coordination des bras qui est modifiée lorsque la distance de nage évolue. Une étude bibliographique est alors proposée afin de faire l'état de l'art sur les connaissances biomécaniques en crawl aux différentes allures de nage. Les connaissances liées au rôle des bras ainsi qu'à l'écoulement généré par les déplacements des segments dans l'eau seront plus particulièrement étudiées.

Étude Bibliographique

Sommaire

3.1	Étude biomécanique du crawl	40
3.1.1	La biomécanique et la natation	40
3.1.2	La performance en natation sportive	42
3.2	Analyse cinématique en crawl	47
3.2.1	Les difficultés de la mesure cinématique en natation	47
3.2.2	Intérêt du système optoélectronique	50
3.2.3	Paramètres d'analyse globaux	50
3.2.4	Evolution du crawl en fonction de l'allure de nage	52
3.2.5	Principaux résultats cinématiques en crawl	56
3.3	Analyse dynamique en crawl	59
3.3.1	Mesures locales d'efforts	59
3.3.2	Mesures globales d'efforts	63
3.4	Analyse instationnaire en crawl	67
3.4.1	Principaux mécanismes instationnaires autour de profils	67
3.4.2	Etudes hydrodynamiques en natation	72
3.4.3	L'analyse instationnaire en natation	75
3.5	Étude de l'écoulement en crawl	76
3.5.1	Étude par visualisation de l'écoulement	76
3.5.2	Mesures par la méthode de vélocimétrie à imagerie de particules	77
3.5.3	Étude de l'écoulement par simulation numérique	78
3.6	Conclusion	80

Le crawl est donc la nage la plus efficace et la plus utilisée à l'heure actuelle lors des épreuves de nage libre en compétition. Elle est aussi la plus étudiée scientifiquement. Il s'agit maintenant de dresser l'état de l'art sur les points intéressants l'étude. L'objet de ce chapitre est d'exposer les

résultats qui ont été validés sur la thématique du sujet et sur lesquels nous ancrerons notre raisonnement. Il s'agit également de faire apparaître les manques pour une meilleure compréhension de la propulsion en crawl. Ainsi, dans un premier temps, nous ferons apparaître les éléments cinématiques majeurs ainsi que les méthodes de mesures. Une analyse similaire sera faite concernant les études dynamiques. L'écoulement du fluide étant l'élément créateur de la propulsion, nous montrerons les principales méthodes et résultats dans ce domaine. Ce cheminement nous permettra alors de définir des "*paramètres cinématiques d'écoulement*" qui sont au carrefour de la cinématique du nageur et de l'écoulement autour des bras. Ces paramètres nous serviront pour la suite de l'étude.

3.1 Étude biomécanique du crawl

La biomécanique est la science qui étudie les états d'équilibre et les mouvements des organismes vivants soumis à des forces. Cette science s'est réellement développée en France au XIX^{ème} siècle sous l'impulsion de deux chercheurs, Etienne Jules Marey et Georges Démeny. Leurs travaux novateurs ont permis notamment de montrer l'importance d'une étude couplée cinématique-dynamique, afin de mieux comprendre les gestes effectués par des organismes vivants. Étienne-Jules Marey a utilisé la cinématographie pour investiguer scientifiquement la locomotion. Il a ouvert la porte à l'analyse du mouvement moderne en étant le premier à établir une corrélation entre les forces de réaction du sol et les mouvements.

Georges Demeny s'est plus précisément intéressé à l'étude des gestes sportifs et notamment en observant et mesurant la relation de l'espace au temps qui est l'essence du mouvement.

Grâce à la chronophotographie et aux mesures de forces, ces chercheurs obtiennent pour la première fois une trace de mouvements ou de phénomènes que les sens humains ne peuvent, le plus souvent, pas percevoir. Pour Demeny notamment, il s'agit de rechercher les lois qui gouvernent les gestes les plus efficaces des meilleurs sportifs de l'époque afin de rompre avec l'empirisme de l'époque : "*Dans notre pensée, la science doit de plus en plus éclairer les méthodes empiriques de l'éducation*" [Demeny, 1902].

Bien que Etienne Jules Marey ait étudié durant des années l'écoulement généré autour de profils ou bien d'organismes vivants (oiseaux, poissons, Figure 3.1), ses travaux n'ont pas concerné le milieu de la recherche en natation. Il faut sans doute y voir, comme la principale raison, les difficultés de conduire des études en milieu aquatique. Aussi, alors que de nombreuses activités sportives terrestres ont bénéficié dès le début du siècle de ces progrès technologiques (escrime, athlétisme, Figure 3.2), la recherche en natation n'en profite pas durant la première moitié du XX^{ème} siècle.

3.1.1 La biomécanique et la natation

Les débuts de la recherche en natation

Les premières études scientifiques en natation ont été conduites par Du Bois-Reymond [1905], Cureton [1930], et Karpovich [1933] (Figure 3.3). Leurs travaux ont permis de mieux com-

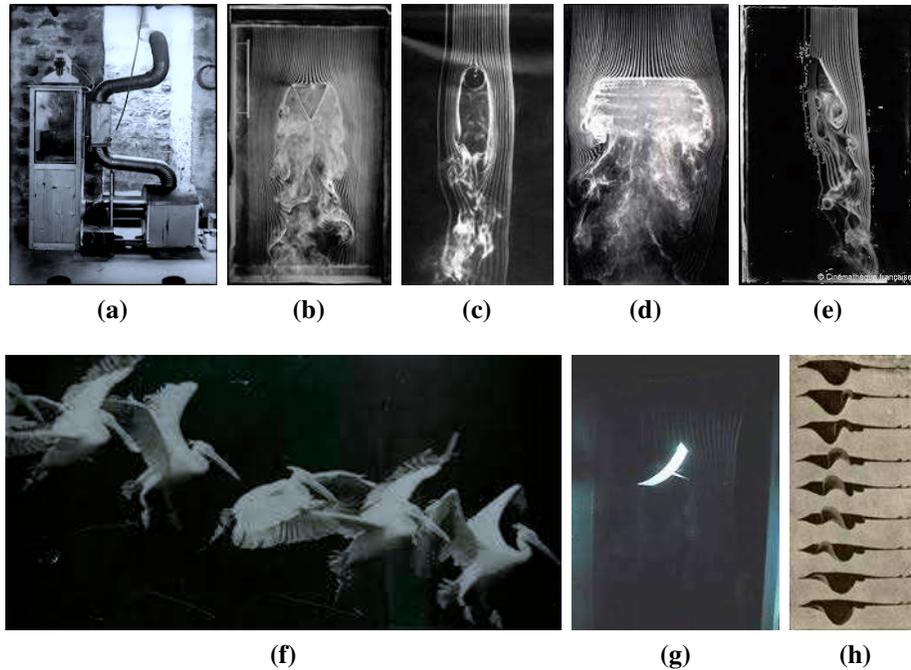


FIGURE 3.1 – Travaux de recherche effectués par E. J. Marey dans le laboratoire Station physiologique du Parc des Princes à Boulogne sur Seine : (a) soufflerie à fumées [Marey, 1893a] ; (b)-(e) visualisation d'écoulements autour d'obstacles de différentes formes ; (f)-(g) étude du vol des oiseaux [Marey, 1890] ; (h) mouvements de nage de la raie [Marey, 1893b].

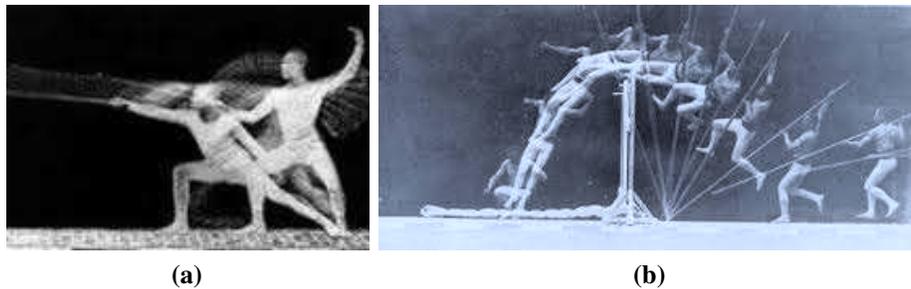


FIGURE 3.2 – Images prises par chronophotographie : (a) escrime ; (b) saut à la perche [Demeny, 1904].

prendre certains principes biomécaniques, notamment dans le domaine des résistances à l'avancement. Cependant il est difficile d'évaluer l'impact de ces recherches sur les techniques de nage. Il faut noter toutefois qu'en 1928, David Armbruster (Entraîneur à l'Université d'Iowa) sera le premier à utiliser la technique des prises de vue sous-marines pour mieux étudier les techniques de nage et les coordinations motrices. Les Japonais utiliseront aussi cette méthode et leurs équipes de natation surclasseront leurs adversaires aux Jeux Olympiques de Los Angeles en 1932 [Pelayo, 2010].

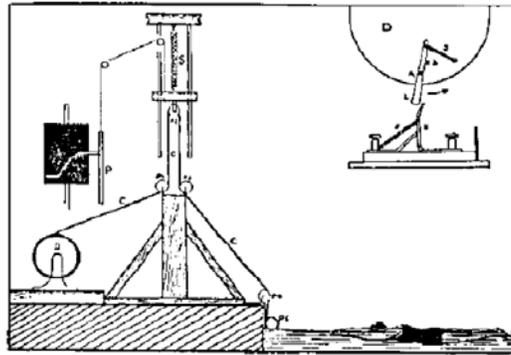


FIGURE 3.3 – "Résistographe" utilisé par Karpovich [1933] pour mesurer la résistance à l'avancement des nageurs.

Les années 70 : l'essor d'une véritable science de la natation

Depuis la fin des années 60, les enjeux politiques, sociologiques et économiques liés à la pratique du sport de haut niveau, et plus particulièrement de la natation, sont devenus tels, que les sportifs se sont professionnalisés. Leur encadrement s'est logiquement tourné vers la science pour les aider à déterminer les méthodes d'entraînement et les techniques sportives les plus efficaces [Pelayo, 2010].

Le nombre d'articles paru, ainsi que le nombre de congrès révèlent la place et le rôle des sciences dans la natation mondiale. Ces congrès témoignent à la fois de l'intérêt conjoint des scientifiques et des entraîneurs pour la compréhension et l'analyse des techniques de nage. Ainsi, ces progrès dans la recherche font émerger de nouvelles connaissances et de nouveaux modèles d'analyse de nage apparaissent. Les approches cinématique et dynamique du mouvement de nage sont le plus souvent découplées. James E. Counsilman et R. Schleihauf seront les précurseurs d'une véritable recherche biomécanique.

3.1.2 La performance en natation sportive

L'essentiel de ces transformations techniques ont été le fruit d'une recherche permanente de performance qui s'appuie sur deux axes majeurs : diminuer les résistances à l'avancement en alignant son corps le plus possible par rapport au déplacement et en valorisant les retours aériens

des bras, et d'autre part à augmenter les forces propulsives, principalement par les bras en crawl, dos crawlé et papillon, et par une synchronisation bras-jambes pour la brasse. (Chapitre 2).

Ainsi, les résistances à l'avancement et les forces propulsives ont plus particulièrement été étudiées en natation.

Natation sportive et résistances à l'avancement

Un objet déplacé dans un fluide est soumis à une force F_{resist} que l'on appelle résistance à l'avancement (Eq. 3.1) qui s'oppose au déplacement. Cette force peut se décomposer en trois composantes [Fish, 1994; Sanders *et al.*, 2001; Toussaint *et al.*, 2000] :

$$F_{resist} = F_p + F_f + F_v \quad (3.1)$$

Avec :

F_p : résistance de pression,

F_f : résistance de frottement,

F_v : résistance de vague.

La résistance de pression F_p dépend essentiellement de la forme du corps immergé [Comolet, 2006]. Elle résulte de l'intégration de l'ensemble des pressions qui s'appliquent à la surface de l'objet. Elle dépend essentiellement des surpressions appliquées sur l'avant de l'objet, mais également des décollements de couche limite à l'aval de l'obstacle.

La résistance de frottement F_f est essentiellement due à la viscosité du fluide. Les différences de vitesses entre les particules fluides qui adhèrent à la paroi de l'objet par rapport aux particules éloignées de la paroi de l'objet produisent des contraintes de cisaillement dans la couche limite qui constituent les résistances de frottement. La rugosité de surface contribue également à cette résistance. Les combinaisons créées dans le domaine de la natation sportive, étaient censées diminuer cette résistance de frottement. La résistance de frottement dépend de la surface immergée du corps et du régime d'écoulement dans la couche limite. La rugosité influence la nature, le développement et le décollement de la couche limite.

La résistance de vague F_v est générée lorsqu'un objet se déplace à la surface libre d'un fluide. Ce déplacement provoque un système d'ondes, dissipatrices d'énergie : l'énergie cinétique de l'objet est perdue et transformée en énergie potentielle dans les formations de vagues.

Les résistances de vague F_v et de pression F_p sont liées. Elles sont indépendantes de la résistance de frottement [Comolet, 2006]. La résistance de pression et la résistance de frottement varient toutes les deux avec le nombre de Reynolds (Eq. 3.2), mais si on connaît à peu près les variations de la seconde, aucune théorie ne donne celle de la première [Comolet, 2006]. Le nombre de Reynolds (Re) qui caractérise la nature du régime d'un écoulement (laminaire, transitoire, turbulent), est défini comme :

$$Re = \frac{VL}{\nu} \quad (3.2)$$

où

- L est la longueur d'échelle de l'écoulement (ici déterminée par la longueur géométrique de l'objet étudié),
- $\nu = \mu/\rho$ est la viscosité cinématique du fluide ($\nu \approx 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ pour une eau à 25 °C),
- ρ est la masse volumique du fluide ($\rho = 997 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ à 25 °C),
- V est la vitesse caractéristique que nous choisirons comme la vitesse moyenne d'écoulement de l'eau autour de l'objet étudié.

Lorsque Re est grand, la résistance de frottement devient alors négligeable devant celle de pression. Dans ce cadre, F_p et F_v constituent la majeure partie de la résistance totale à l'avancement. Cependant il est difficile d'estimer la part de chacune de ces composantes.

En natation, le nombre de Reynolds caractérisant l'écoulement généré par l'avancement du corps dans l'eau, peut se calculer à partir de la longueur du corps (L_{corps}) ainsi que de sa vitesse de nage (V_{nage}). Si l'on s'appuie sur les valeurs de nageurs de niveau international (Figure 3.12, d'après l'étude de Pelayo *et al.* [1996]), nous obtenons six nombre de Reynolds (3 par allures et par genre) :

		50 m	100 m	200 m	400 m	800 m	1500 m
Hommes	V (m.s ⁻¹)	2.11	1.94	1.76	1.66		1.57
	L (m)	1.85	1.84	1.84	1.82		1.82
	Re (.10⁶)	3.9	3.6	3.2	3		2.8
Femmes	V (m.s ⁻¹)	1.84	1.70	1.57	1.51	1.48	
	L (m)	1.73	1.73	1.69	1.68	1.68	
	Re (.10⁶)	3.2	2.9	2.6	2.5	2.5	

FIGURE 3.4 – Nombre de Reynolds Re calculés pour des nageurs de niveau international (hommes et femmes) à différentes allures de nage.

Ces valeurs de Re , comprises entre 2.5 et 3.8.10⁶ indiquent que l'écoulement généré par l'avancement du nageur dans une eau au repos, est turbulent.

La résistance à l'avancement se définit en fonction du carré de la vitesse d'avancement de l'objet V , un coefficient de résistance adimensionné C (tenant compte des effets de forme et de la rugosité du corps), ainsi que du régime d'écoulement (caractérisé par le Re), la section transversale S , et ρ la densité de l'eau :

$$F = \frac{1}{2} \rho C S V^2 \quad (3.3)$$

Si l'on se réfère à l'éq. 3.1, la résistance totale peut alors s'écrire, à partir de l'éq. 3.3 :

$$F_{resist} = \frac{1}{2} \rho (C_p + C_f + C_v) S V^2 \quad (3.4)$$

C_p et C_f sont les coefficients adimensionnés de résistances de pression et de frottement, qui sont très dépendants du nombre de Reynolds. Pour des nombre de Reynolds élevés (comme c'est le cas en natation), C_p et C_f évoluent peu [Comolet, 2006]. En revanche, le coefficient de

résistance de vague C_v est très dépendant des variations de vitesses d'avancement du solide car il dépend moins du Re , et davantage du nombre de Froude Fr , que l'on définit comme :

$$Fr = \frac{V}{\sqrt{gL}} \quad (3.5)$$

où V et L ont la même signification que précédemment, et g est l'accélération de la pesanteur (9.81 m.s^{-2}).

Le nombre de Froude caractérise le rapport entre les effets d'énergie cinétique et ceux d'énergie potentielle gravitationnelle.

Cependant elle est difficile à estimer. Par exemple, [Vennell et al. \[2006\]](#) ont estimé à 60 % la contribution de la résistance de vague sur la résistance totale, tandis que [Toussaint \[2002a\]](#) l'ont estimé à 12 % à l'allure du sprint. Il faut simplement retenir que la composante de résistance de vague est importante en natation, et qu'elle évolue différemment de la résistance de pression, dans le sens où elle est très dépendante de la vitesse d'avancement à la surface et de la typologie des vagues générées.

Lorsqu'un objet se translate à la surface de l'eau, il génère des ondes dont le comportement dépend d'un ensemble de facteurs, dont notamment la longueur et la hauteur de l'objet, mais aussi des dimensions (profondeur et largeur) de l'environnement fluide dans lequel il évolue. En natation, compte tenu des dimensions du bassin au regard de celles du nageur, nous ferons l'hypothèse d'un environnement fluide non confiné. De nombreuses recherches, qui concernent essentiellement les navires, étudient ces rapports. Ainsi il apparaît que lorsque la vitesse d'avancement augmente, la résistance de vague n'augmente pas proportionnellement, et qu'à certaines vitesses, elle a même tendance à diminuer (Figure 3.5 a).

L'évolution du coefficient C_v en fonction de Fr s'explique par la typologie des vagues générées par la translation du bateau. C_v varie en fonction de la longueur d'onde des vagues : lorsque cette longueur d'onde est un multiple de la longueur du bateau (Figure 3.5 b), des pics de résistance de vague sont mesurés (à $Fr = 0.22, 0.28$ et 0.40). Lorsqu'elles ne sont pas un multiple, des creux sont visibles sur la courbe qui révèlent une diminution de la résistance de vague. Cette courbe dépend de chaque surface de bateau étudiée, mais représente cependant une typologie qui se retrouve communément. Le pic le plus élevé étant mesuré pour une configuration critique où la longueur d'onde des vagues est égale à la longueur du bateau (Figure 3.5 c), qui équivaut à un $Fr = 0.40$. Lorsque Fr est supérieur à ce nombre de Froude critique, on constate que C_v diminue. Les vagues générées se retrouvent derrière le bateau, créant un phénomène appelé "surf-riding" qui agit plus favorablement à l'avancement du bateau.

Dans le domaine de la natation, [Toussaint et Truijens \[2005\]](#) ont calculé la vitesse de nage critique correspondant à $\lambda = L_{corps} = 2m$ (ce qui revient à un $Fr = 0.40$). Ils ont trouvé cette vitesse égale à 1.77 m.s^{-1} . Cette configuration de nage est représentée sur la figure 3.6.

Si l'on se réfère aux vitesses de nage réalisées par les nageurs de niveau international (Figure 3.12), on constate qu'ils évoluent au-dessus (en sprint) et au-dessous (en fond et demi-fond) de cette valeur critique. Ainsi, en sprint, la résistance de vague pourrait être inférieure à celle générée en fond et en demi-fond. Il n'y a pas d'études comparatives, à notre connaissance, qui ont été faites sur ces différences entre les résistances de vague aux différentes allures pour valider cette hypothèse.

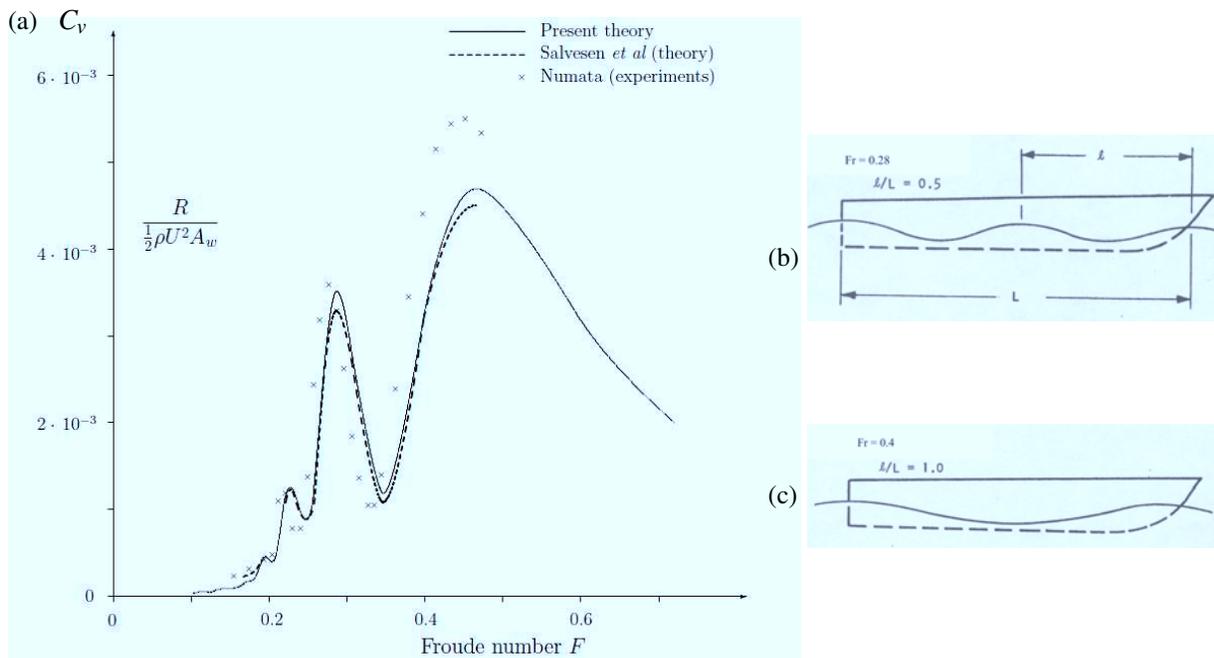


FIGURE 3.5 – (a) : Evolution du coefficient de résistance de vague C_v en fonction du nombre de Froude Fr sur un modèle de coque de bateau de type catamaran, d’après Tuck [1987]. (b) : Visualisation des longueurs d’onde des vagues pour un $Fr = 0.28$; (c) : Visualisation des vagues pour un $Fr = 0.4$ correspondant à $\lambda = L$.

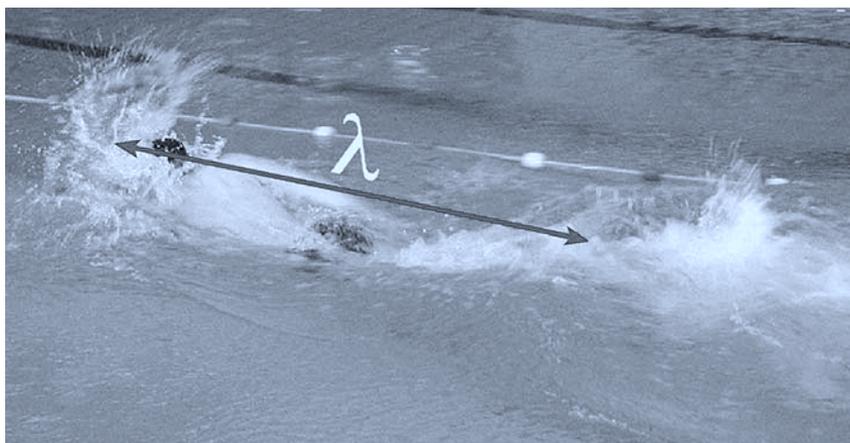


FIGURE 3.6 – Longueur d’onde (λ) du système de vague créé par le nageur à vitesse critique (longueur du corps = longueur d’onde de la vague), d’après Toussaint et Truijens [2005]

Afin d'élargir l'analyse de Toussaint et Truijens [2005], un calcul du nombre de Froude est réalisé, basé sur le même procédé que celui réalisé pour le calcul du nombre de Reynolds. Les nombres de Froude sont calculés à partir des vitesses et tailles de nageurs de niveau international (d'après Pelayo *et al.* [1996], Figure 3.12) :

		50 m	100 m	200 m	400 m	800 m	1500 m
Hommes	V (m.s ⁻¹)	2.11	1.94	1.76	1.66		1.57
	L (m)	1.85	1.84	1.84	1.82		1.82
	Fr	0.49	0.45	0.41	0.39		0.37
Femmes	V (m.s ⁻¹)	1.84	1.70	1.57	1.51	1.48	
	L (m)	1.73	1.73	1.69	1.68	1.68	
	Fr	0.44	0.41	0.38	0.37	0.36	

FIGURE 3.7 – Nombre de Froude Fr calculés pour des nageurs de niveau international (hommes et femmes) à différentes allures de nage.

On s'aperçoit d'après la figure 3.7 que les nombre de Froude (Fr) sont supérieurs au nombre de Froude critique ($Fr = 0.40$) sur les épreuves de 50 m, 100 m et 200 m pour les hommes, et 50 m et 100 m pour les femmes. Fr est inférieur à 0.4 pour les épreuves de longue distance.

Cette résistance de vague est donc un paramètre très important lorsque l'on étudie la performance des nageurs aux différentes allures de nage.

L'étude des résistances à l'avancement constitue un pan important de la recherche en natation, mais ne constitue pas l'objet principal de ce travail. Ainsi il ne sera pas davantage développé. L'autre domaine important concerne les forces propulsives. Il est maintenant présenté, d'une façon plus exhaustive que la précédente, et s'articule en deux axes : le premier montre les recherches cinématiques (Section 3.2), et le second les recherches dynamiques (Section 3.3).

3.2 Analyse cinématique en crawl

La cinématique est au coeur de l'analyse biomécanique parce qu'elle permet de mesurer ce que les sens humains ne peuvent, le plus souvent, pas percevoir. Pourtant, sa mise en place est complexe en natation compte tenu du contexte d'étude. La précision des mesures est pourtant fondamentale au regard de son impact sur les résultats [Lauder *et al.*, 2001]. Il convient alors de concevoir des dispositifs à la fois précis, réalisables et robustes. De nombreux chercheurs se confrontent à cette difficulté et tentent de trouver des systèmes adaptés permettant d'obtenir des mesures cinématiques avec des précisions acceptables. Chaque dispositif possède des avantages et des inconvénients en terme de faisabilité.

3.2.1 Les difficultés de la mesure cinématique en natation

Il est difficile d'obtenir la cinématique précise d'un nageur [Dubois *et al.*, 2012; Yanai *et al.*, 1996]. A l'heure actuelle, la plupart des mesures cinématiques de segments de nageurs se fait

à partir de systèmes vidéos par un suivi de marqueurs sous l'eau. Les méthodes utilisant les accéléromètres sont aussi utilisées (Figure 3.8 (a)-(d)). Cependant, malgré leur grande facilité d'utilisation, ils offrent moins de précision que les systèmes d'acquisition vidéo [Ceseracciu *et al.*, 2011].

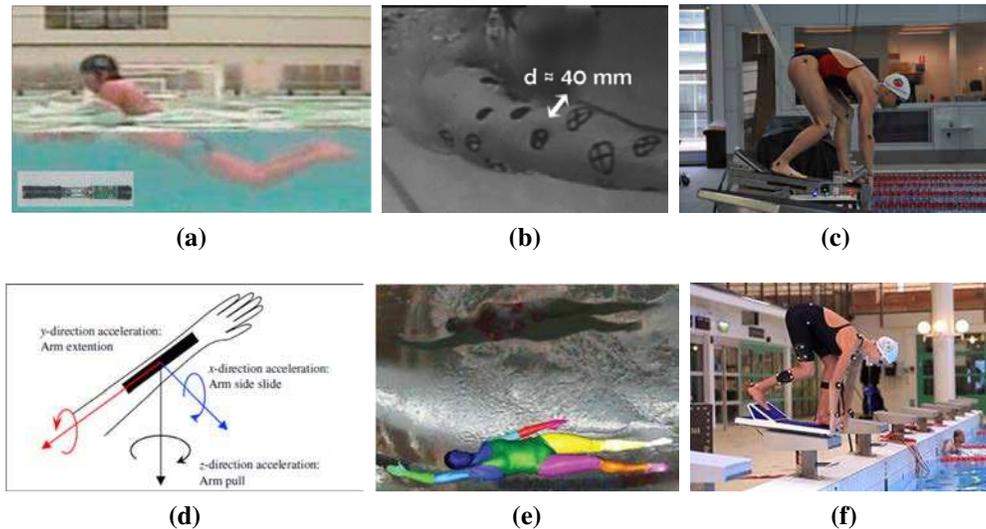


FIGURE 3.8 – Différentes méthodes de mesures cinématiques en natation : (a) et (d) à partir d'un accéléromètre, [Ito et Okuno, 2010]; (b) technique de suivi automatique de marqueurs, [Ceccon *et al.*, 2013]; (c) suivi manuel de marqueurs peints sur la peau [Mason *et al.*, 2014]; (e) suivi de segments corporels par reconnaissance automatique de forme [Cohen *et al.*, 2014]; (f) suivi automatique à partir de marqueurs réfléchissants adaptés au milieu aquatique, système Qualisys[®], Suède.

Lors de l'utilisation d'un système de caméras, des solutions techniques différentes ont été proposées pour mesurer la cinématique en trois dimensions : systèmes de périscope, vision sous-marine à travers des hublots ou bien à l'aide de caméras étanches [Gourgoulis *et al.*, 2008; Pease, 1999; Samson *et al.*, 2012; Silvatti *et al.*, 2012b; Yanai *et al.*, 1996]. Les principales difficultés à surmonter lors des analyses sous-marines (hormis l'étanchéité du dispositif) sont la réfraction et la réflexion de la lumière [Lauder *et al.*, 1998, 1996; Yanai *et al.*, 1996] qui peuvent produire des déformations d'images [Gourgoulis *et al.*, 2008]. En outre, il est difficile de détecter les repères osseux en raison de la présence de bulles autour des segments du nageur, ainsi que de la diffusion et de l'absorption de la lumière qui réduisent la visibilité [Lauder *et al.*, 2001].

Des travaux récents ont proposé des méthodes innovantes pour améliorer la précision et la détection automatique des segments [Dubois *et al.*, 2012]. Lors de l'utilisation des caméras, la procédure d'étalonnage est une étape cruciale pour prendre en compte la réfraction et la distorsion de la lumière. Quelques améliorations ont été récemment proposées [Elipot *et al.*, 2009; Gourgoulis *et al.*, 2008; Silvatti *et al.*, 2012b]. Silvatti *et al.* [2012b] ont utilisé deux caméras Basler synchronisées, enfermées dans des boîtiers étanches et étalonnées. Cette approche per-

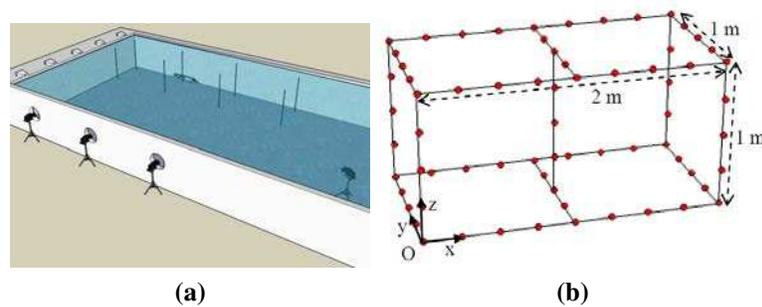


FIGURE 3.9 – (a) Exemple de positionnement de caméras dans un bassin de nage en vue de mesures cinématiques ; (b) Structure de calibration pour la méthode DLT (69 marqueurs), [Elipot, 2010].

met d’obtenir une précision proche de 1 mm, alors que l’approche par transformation linéaire directe classique (“Direct Linear Transform” DLT, Figure 3.9) ne permet qu’une précision d’environ 6 mm sous l’eau. Toutefois, cette bonne précision calculée sur une barre rigide équipée de deux marqueurs noirs et suivie automatiquement n’est pas atteinte lors de l’enregistrement d’un véritable mouvement de nage.

Actuellement, la plupart des études cinématiques de la main sont obtenues grâce à un suivi manuel de marqueurs (Figure 3.8 c). Cette méthode prend du temps et dépend de la variabilité inter-opérateur [Silvatti *et al.*, 2012b].

Récemment, Ceseracciu *et al.* [2011] et Cohen *et al.* [2012] ont étudié la possibilité d’utiliser la capture de mouvement sans marqueur en natation (Figure 3.8 e). La précision et la fiabilité de cette méthode prometteuse n’ont toutefois pas été démontrées. Plus récemment, Ceccon *et al.* [2013] ont développé une technique de suivi automatique de marqueurs. Ils ont utilisé six caméras sous-marines et proposé un protocole basé sur la technique de calibration de systèmes anatomiques (“Calibrated Anatomical Systems Technique”, CAST, Cappozzo *et al.* [1995], Figure 3.8 b) largement utilisée dans le contexte clinique. Cette technique permet d’estimer les positions des repères anatomiques cachés en utilisant des marqueurs techniques. Bien que ce soit une grande amélioration dans la biomécanique en natation, un opérateur est toujours nécessaire pour la vérification des positions des marqueurs proposée par l’algorithme. Dans cette étude, les marqueurs ont été peints sur la peau du nageur [Ceccon *et al.*, 2013] (Figure 3.8 b). Cependant, la taille des marqueurs (environ 40 mm) rend difficile la localisation des articulations, pourtant essentielle pour une bonne précision des mesures [Schleihauf, 1979].

Une dernière génération de systèmes de mesure (Qualisys®, Figure 3.8 f) permet de reproduire les qualités des systèmes optoélectroniques sur terre. Ce système allie une grande précision à un suivi automatique des marqueurs. Cependant encore très peu d’études cinématiques ont été réalisées avec ce système car son coût est élevé. Il semble cependant que ces nouvelles générations de système de mesure aient un avenir certain dans les recherches en sports aquatiques et nautiques.

3.2.2 Intérêt du système optoélectronique

Le suivi automatique des marqueurs, ainsi que sa grande précision, représentent les deux atouts majeurs des systèmes optoélectroniques. Seul Qualisys® a développé à l'heure actuelle un système adapté au milieu aquatique. Cependant les systèmes optoélectroniques conçus pour des mesures dans l'air, n'ont, à notre connaissance, jamais été testés dans des conditions aquatiques. Par conséquent, un des buts de cette étude est d'analyser la possibilité d'utiliser un tel système pour mesurer la cinématique 3D en natation. La précision de l'approche proposée sera évaluée et comparée à celle d'autres études.

3.2.3 Paramètres d'analyse globaux

La trajectoire du bras est le résultat d'une combinaison de mouvements horizontaux, verticaux et latéraux qui permettent de créer la propulsion du nageur et d'assurer l'équilibre du corps [Costill *et al.*, 1992; Deschodt, 1996; Maglischo, 2003; Payton *et al.*, 1999; Schleihauf *et al.*, 1983].

Trajectoire des bras

Afin de faciliter l'analyse, le trajet aquatique des bras a été décomposé en plusieurs phases. Il existe deux principales classifications dans la littérature :

- La première, proposée par Maglischo [2003], dans laquelle le trajet de la main est représenté par rapport à un repère absolu du bassin et selon les trois axes : avancement, latéral et vertical.
- La seconde, dans laquelle le trajet est à la fois pris par rapport à un repère absolu, mais aussi par rapport à un repère lié au nageur (l'épaule) : ce modèle est plus simple car les repères se situent uniquement sur l'axe d'avancement (points les plus en avant et en arrière du trajet).

Modèle de Maglischo

Le mouvement du bras se décompose en deux phases : une aérienne (le retour du bras d'arrière en avant) et une aquatique (d'avant en arrière). Le but du retour aérien est de replacer le plus rapidement possible le bras en position pour le mouvement aquatique suivant [Maglischo, 2003]. Le trajet aquatique est quant à lui décomposé en cinq phases.

Le trajet aquatique s'effectue dans les trois plans de l'espace, avec des balayages externes et internes ainsi que hauts et bas (Figure 3.10) :

- 1 à 2 : "Entry and stretch" (ES : entrée et allongement), durant la phase d'allongement, il y a une extension du bras qui provoque une avancée de la main par rapport au corps vers l'avant et vers l'extérieur et légèrement vers le bas. La main descend aux alentours de 20 cm sous l'eau.
- 2 à 3 : "Downsweep to catch" (DC : balayage vers le bas et "prise d'appui"), puis la main débute son balayage externe pour atteindre une profondeur de 40 cm et 10 cm vers l'extérieur : cette position marque le point le plus à l'extérieur du mouvement, et est appelé catch (prise d'appui).

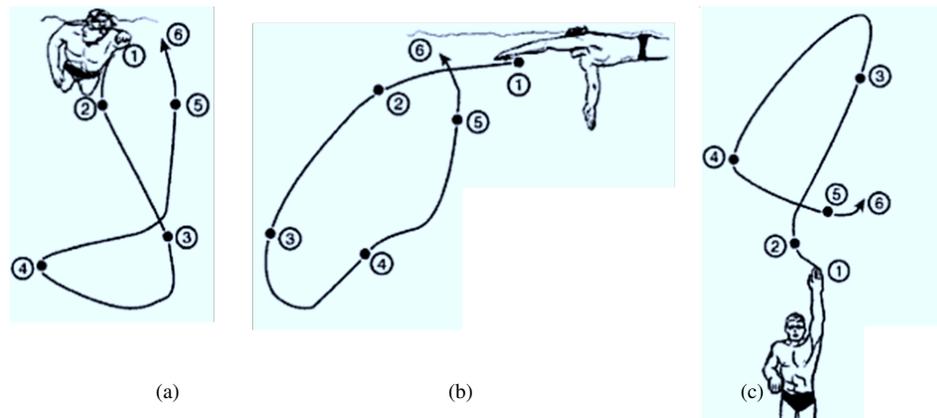


FIGURE 3.10 – Représentation d'un trajet aquatique du bras en crawl, dans les trois plans de l'espace : (a) de face ; (b) de profil et (c) de dessous : ES :1-2, DC : 2-3, IN : 3-4, UP : 4-5, EX : 5-6, [Maglischo, 2003].

- 3 à 4 : "Insweep" (IN : balayage interne), la main débute alors son trajet vers l'intérieur toujours en descendant, passe par le point le plus bas du trajet, pour remonter et atteindre le point le plus à l'intérieur.
- 4 à 5 : "Upsweep" (UP : balayage externe et vers le haut), la main change de nouveau de direction, passe du point le plus à l'intérieur vers le plus à l'extérieur et le plus en arrière, en remontant vers la surface.
- 5 à 6 : "Exit" (EX, sortie de la main) la main revient vers l'avant et sort de l'eau en 6.

En fonction des nageurs, les balayages externes et internes sont plus ou moins prononcés.

Modèle de "Traction-Poussée"

Ce modèle représente le trajet sous la forme de quatre phases : "glisse", "traction", "poussée" et "retour du bras". Ce modèle s'appuie sur l'hypothèse que la propulsion ne débiterait qu'à partir de la phase de traction.

Chaque mouvement du bras a été décomposé en quatre phases distinctes définies comme :

- *Phase A* : entrée et prise d'appui. Cette phase correspond à l'entrée de la main dans l'eau jusqu'au point le plus en avant.
- *Phase B* : traction. Cette phase correspond au début du mouvement de recul de la main jusqu'à l'arrivée de la main dans le plan vertical à l'épaule. Cette phase est considérée comme propulsive.
- *Phase C* : poussée. Cette phase correspond au début de la position de la main sous l'épaule jusqu'à sa sortie de l'eau.
- *Phase D* : récupération. Cette phase correspond au retour aérien du bras.

Ce modèle est très pratique d'utilisation puisqu'il s'appuie sur les points les plus en avant et en arrière du trajet des bras. Cela permet d'extraire relativement facilement un indice, qui traduit l'organisation spatiale des bras en fonction de l'allure de course (Index de Coordination, "IdC", [Chollet *et al.*, 2000]). Il s'appuie sur l'hypothèse que la propulsion débute lorsque la main est

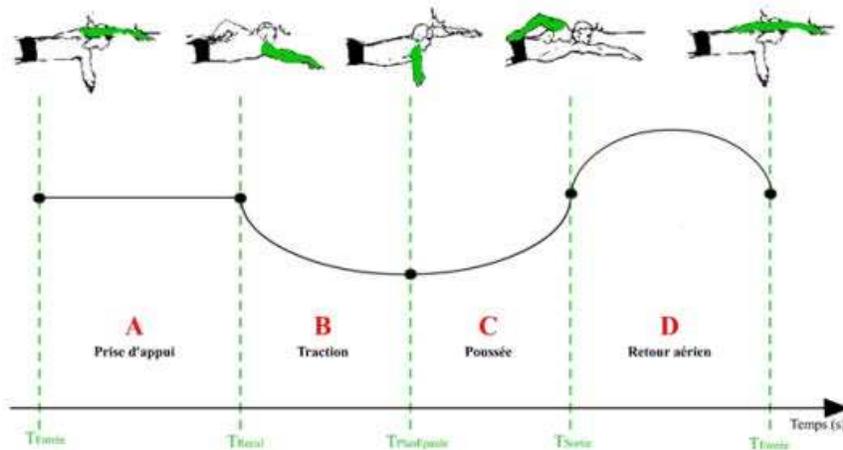


FIGURE 3.11 – Représentation de la décomposition d'un trajet aquatique du bras en crawl [Chollet *et al.*, 2000].

la plus en avant du trajet. Cette dernière n'a pas été vérifiée, et Seifert [2010] souligne d'ailleurs que l'IdC, même s'il permet "d'estimer" la propulsion, reste un indice de coordination et non pas de propulsion.

3.2.4 Evolution du crawl en fonction de l'allure de nage

L'objectif du nageur étant de parcourir une distance donnée sur un temps le plus court, les premières modélisations ont consisté à calculer la vitesse moyenne de nage V_{nage} . Puis, rapidement, deux paramètres d'étude ont permis aux chercheurs d'affiner cette modélisation : la fréquence de nage (SF en anglais pour "Stroke Frequency") et l'amplitude de nage (SL pour "Stroke Length"). La fréquence se définit comme le nombre de cycles de bras réalisés sur une durée (exprimée le plus souvent en cycle/min) et l'amplitude comme la distance parcourue sur un cycle (exprimée en m/cycle). Le produit de ces deux paramètres est égal à la vitesse du nageur :

$$V_{nage} = SL.SF \quad (3.6)$$

En raison de cette relation directe et simple entre ces deux paramètres et la vitesse du nageur, SL et SF ont été très largement étudiés depuis de nombreuses années : en rapport avec le niveau d'expertise [Cardelli *et al.*, 1999; Chollet *et al.*, 1997], le genre [Delaplace *et al.*, 2001; Deschodt et Rouard, 1999; Pelayo *et al.*, 1996], le rôle de la respiration [Castro et Guimaraes, 2006; McCabe *et al.*, 2015], et en fonction de l'allure de course [Arellano *et al.*, 1994; Craig et Pendergast, 1979; Keskinen et Komi, 1993; Maglischo, 2003; Nomura et Shimoyama, 2002; Pelayo *et al.*, 1996]. Les principaux résultats peuvent être résumés ci-dessous :

- SL et SF évoluent inversement lorsque l'allure de nage varie : SF augmente et SL diminue lorsque l'allure augmente, et inversement lorsque l'allure diminue (Figure 3.12 a).
- SL est le paramètre discriminant pour déterminer le niveau d'expertise, contrairement à SF .

- C'est la combinaison de SL et SF qui assure la meilleure performance pour chaque nageur selon l'épreuve. Bien que des tendances existent en fonction de l'allure, il existe des valeurs assez personnelles qui sont liées aux caractéristiques anthropométriques des nageurs, à leurs capacités physiques et à leur style de nage [Seifert *et al.*, 2010].

(a)								(b)									
Sex	Event	Velocity ($m \cdot s^{-1}$)		Stroke rate ($cycles \cdot min^{-1}$)		Stroke length ($m \cdot cycles^{-1}$)		Sex/Event	Height (cm)		Span (cm)		Body mass (kg)		Foot size (French)		
		M	SD	M	SD	M	SD		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
Males	50 m (n = 57)	2.11	0.05	57.61	4.67	2.21	0.18	Males	50 m (n = 21)	185.62	6.01	192.90	6.59	76.69	1.40	43.8	1.4
	100 m (n = 73)	1.94	0.04	51.37	4.82	2.28	0.19		100 m (n = 20)	184.80	4.82	192.10	6.15	77.20	5.01	43.7	1.0
	200 m (n = 56)	1.76	0.03	45.49	4.75	2.35	0.24		200 m (n = 23)	184.13	4.14	191.78	5.11	76.48	3.17	43.8	0.9
	400 m (n = 73)	1.66	0.03	44.59	3.34	2.24	0.18		400 m (n = 24)	182.75	4.00	189.21	6.23	74.62	5.75	43.6	1.0
	1,500 m (n = 44)	1.57	0.03	42.45	2.95	2.23	0.17										
Females	50 m (n = 65)	1.84**	0.04	56.39	3.49	1.96**	0.12	Females	50 m (n = 20)	173.25**	6.10	178.90**	9.12	61.22**	4.37	40.1**	1.5
	100 m (n = 73)	1.70**	0.03	49.37	2.97	2.07**	0.12		100 m (n = 21)	173.43**	5.55	179.76**	8.14	62.29**	4.29	40.0**	1.6
	200 m (n = 64)	1.57**	0.03	45.56	3.34	2.08**	0.16		200 m (n = 22)	169.16**	6.63	172.27**	9.00	58.31**	6.74	38.8**	1.2
	400 m (n = 73)	1.51**	0.04	45.70	3.66	1.99**	0.17		400 m (n = 22)	168.80**	6.12	170.27**	6.89	57.03**	5.75	38.9**	1.1
	800 m (n = 50)	1.48**	0.03	45.40**	2.73	1.96**	0.12										

**Difference between male and female swimmers statistically significant ($p < .01$).

Difference between male and female swimmers statistically significant : * $p < .05$. ** $p < .01$.

FIGURE 3.12 – (a) Moyennes et écarts types des vitesses, fréquence et amplitude de nage pour des nageurs de niveau international en crawl ; (b) Moyennes et écarts types de la taille, de l'envergure des bras, du poids et de la taille des pieds, d'après Pelayo *et al.* [1996].

Ce compromis SL et SF se retrouve dans toutes les activités sportives cycliques (course à pied, kayak, aviron). L'acquisition de la vitesse du sportif ne peut en effet se faire que par création d'une impulsion de bras dans l'eau, d'une pagaie dans l'eau ou d'un appui au sol pour la course à pied.

Il a été mis en évidence que la diminution de la fréquence s'obtient essentiellement par une diminution de la durée des phases d'entrée et d'allongement [Samson *et al.*, 2012], et une augmentation de la durée relative des phases de "traction" et de "poussée" [McCabe, 2008; Millet *et al.*, 2002; Seifert *et al.*, 2007]. Cependant ces dernières comparaisons ont été faites à partir de durées relatives, ce qui ne permet pas de comparer intrinsèquement chaque phase entre elles en fonction de l'allure. Il est donc important de comparer les durées absolues des phases en fonction des allures.

Synchronisation des bras en fonction de l'allure de nage

Comme l'amplitude et la fréquence de nage sont liées et qu'elles varient lorsque l'allure varie, la coordination des bras évolue également en fonction de l'allure. L'objectif recherché par le nageur, afin d'atteindre la meilleure performance, est d'optimiser l'énergie dépensée en fonction de la distance de course [Colwin, 2002; Maglischo, 2003]. La coordination des bras a souvent été étudiée [Chollet *et al.*, 2000; Millet *et al.*, 2002; Seifert *et al.*, 2004, 2007]. Chollet *et al.* [2000] ont identifié, à partir de l'Index de Coordination (IdC), trois types de coordination :

- "rattraper" : temps de latence entre les phases propulsives de deux bras (IdC < 0) ;
- "opposition" : décrit les actions propulsives pour lesquelles un bras commence à tirer tandis que l'autre termine la poussée (IdC = 0) ;
- "superposition" : décrit un chevauchement des phases propulsives (IdC > 0).

Synchronisation bras-jambes en fonction de l'allure de nage

En crawl, les jambes participent peu à la propulsion (Deschodt *et al.* [1999], Morouço *et al.* [2011]) et servent essentiellement à équilibrer le nageur pour le maintenir à l'horizontal, mais aussi à aider à la rotation du tronc [Costill *et al.*, 1992; Maglischo, 2003]. Les jambes sont moins utilisées parce que les muscles mis en jeu nécessitent davantage d'énergie que les bras pour un rendement moindre [Pendergast *et al.*, 2003]. Plus l'allure augmente et plus le nombre de battements augmente [Costill *et al.*, 1992; Maglischo, 2003] : six en sprint et deux en fond pour certains nageurs.

Cependant, ces paramètres globaux, mêmes s'ils apportent des connaissances sur l'organisation segmentaire des nageurs experts, ne permettent pas de comprendre comment ceux-ci se propulsent [Seifert *et al.*, 2004]. Aussi d'autres paramètres, plus précis, ont été utilisés pour davantage comprendre l'organisation segmentaire des nageurs, c'est-à-dire leur technique.

Largeurs, longueurs et profondeurs des trajectoires en fonction de l'allure de nage

De la même façon que la fréquence SF et l'amplitude SL ont été quantifiées, la profondeur, la longueur et la largeur, l'ont aussi été, toujours afin de décrire comment les nageurs experts s'organisent et comment ces données varient en fonction de certains paramètres tels que l'allure de nage, le genre, le niveau d'expertise.

- **profondeur** : La profondeur est la distance maximale comprise entre la surface de l'eau et un point de la main, qui est souvent l'extrémité du majeur (Figure 3.13). Les nageurs experts affichent de grands mouvements verticaux des segments de bras [Costill *et al.*, 1992; Deschodt, 1996]. D'après Deschodt [1996]; Rushall *et al.* [1994], la profondeur varie avec l'allure de nage. Costill *et al.* [1992] et Maglischo [2003] recommandent, respectivement, une profondeur maximale de main entre 0.4 et 0.6 m et entre 0.5 et 0.7 m, afin de placer la main dans une position de face à l'arrière à la prise d'appui. Deschodt [1996] a trouvé que le poignet atteint une profondeur maximale de 0.78 m sur l'épreuve de 100 m avec des nageurs de niveau mondial. Payton *et al.* [1999] ont montré, à partir de mesures effectuées sur 6 nageurs experts à l'allure du demi-fond, que le segment de la main peut atteindre une profondeur maximale de $0.79 \text{ m} \pm 0.04 \text{ m}$.

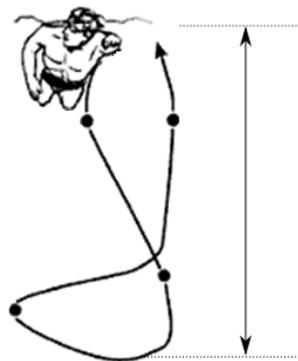


FIGURE 3.13 – Vue frontale de la profondeur d'un trajet aquatique.

- **longueur** : La longueur est la distance maximale comprise entre le point le plus en avant et le point le plus en arrière de la trajectoire (Figure 3.14). En crawl, la main rentre dans l'eau (E), avance par rapport à un repère absolu jusqu'à une position maximale, puis recule et atteint un point maximum en arrière, puis avance de nouveau pour sortir de l'eau (S). [Councilman et Wasilak \[1982\]](#) ont montré que pour des nageurs experts, la main a tendance à ressortir de l'eau proche de son entrée (distance E - S très courte). Il a été montré que cette distance varie en fonction du niveau d'expertise [[Maglischo, 2003](#)] et en fonction de l'allure : les nageurs de fond affichent une longueur plus grande que les nageurs de sprint.

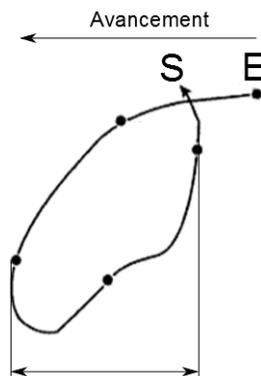


FIGURE 3.14 – Vue latérale de la longueur d'un trajet aquatique.

[Deschodt \[1996\]](#) a montré que les nageurs experts créent généralement un déplacement vers l'arrière de la main de l'ordre de 0.4 à 0.5 m, tandis que les nageurs non-experts ont des déplacements de main de 0.6 à 0.7 m [[Vorontsov et Rummyantsev, 2000](#)]. [Deschodt \[1996\]](#) a mesuré un déplacement horizontal du poignet de 0.8 m. Il a également été noté que le poignet possède en moyenne un déplacement horizontal supérieur de 0.2 m par rapport au coude.

- **largeur** : La largeur est la distance maximale comprise entre le point le plus à l'extérieur et le point le plus à l'intérieur de la trajectoire (Figure 3.15). La dimension latérale du trajet a été mise en évidence par [Councilman et Wasilak \[1982\]](#) dans les années 60, et a depuis été confirmée par de nombreuses mesures, avec toutefois comme discussion l'amplitude de cette composante. Selon [Deschodt \[1996\]](#); [Rushall et al. \[1994\]](#), l'action latérale est considérée comme une composante essentielle du trajet aquatique. [Costill et al. \[1992\]](#); [Maglischo \[2003\]](#) ont avancé l'idée que les actions latérales seraient bénéfiques en termes d'efficacité de balayage en améliorant la propulsion par l'augmentation de l'amplitude.

[Payton et al. \[1999\]](#) ont montré que les nageurs adoptent un déplacement latéral maximum de $0.27 \text{ m} \pm 0.07 \text{ m}$ lors d'épreuves de demi-fond. Il a été fait l'hypothèse que les nageurs de fond ont tendance à produire plus de mouvements latéraux pour être plus efficaces [[Maglischo, 2003](#)]. [Colwin \[2002\]](#) suggère qu'à basse vitesse, les nageurs produisent un trajet moteur plus arrondi qu'en sprint pour produire plusieurs impulsions significatives, contrairement au sprint où une seule impulsion de propulsion est produite à la fin du trajet. Toutefois, aucune donnée quantitative n'a démontré ces hypothèses.

Un autre argument souvent avancé est l'augmentation de la vitesse de la main par la compo-



FIGURE 3.15 – Vue frontale de la largeur d'un trajet aquatique.

sante latérale, moins dépendante de la vitesse d'avancement du corps, contrairement à la composante antéropostérieure. Une deuxième hypothèse avancée, très largement répandue, consiste à dire qu'il est plus efficace de déplacer une grande quantité d'eau sur une courte distance qu'une petite quantité d'eau sur une grande distance [Counsilman, 1971]. Ainsi le trajet sinusoïdal serait plus efficace que le trajet dans l'axe. Il a été proposé que les nageurs balayent latéralement, afin de trouver en permanence de l'eau "stable" qui permette au nageur d'atteindre une force de réaction plus grande ("appui") que lorsqu'un nageur pousse directement vers l'arrière. Cette notion d'eau "stable" et "instable" au cours du trajet aquatique du bras devra, dans le cadre de ce travail, être éclaircie (à partir des données biomécaniques) au regard de l'étude de l'écoulement [Costill *et al.*, 1992; Maglischo, 2003].

Conclusion

De nombreux auteurs ont émis, à partir de données cinématiques mesurées sur des nageurs experts, des hypothèses sur les différences concernant les trajets des membres supérieurs en basant leur analyse notamment sur les allures de sprint et de fond. Cependant, très peu d'études dynamiques, couplées à celles réalisées en cinématique, ont permis de valider les hypothèses. Aussi il est difficile, dans ces conditions, d'apporter un éclairage rigoureux et fondé sur les raisons d'une telle organisation segmentaire, ni d'en expliquer les différences selon les allures.

3.2.5 Principaux résultats cinématiques en crawl

Le corps étant modélisé comme un système polyarticulé de segments, il est important de pouvoir exprimer les déplacements des segments en fonction des différents angles inter segmentaires. Dans ce cadre, le roulis du corps et la flexion du coude (Figure 3.16) occupent une place privilégiée dans la littérature. Ces mouvements articulaires permettent de mieux comprendre la technique de nage, et notamment la trajectoire de la main.

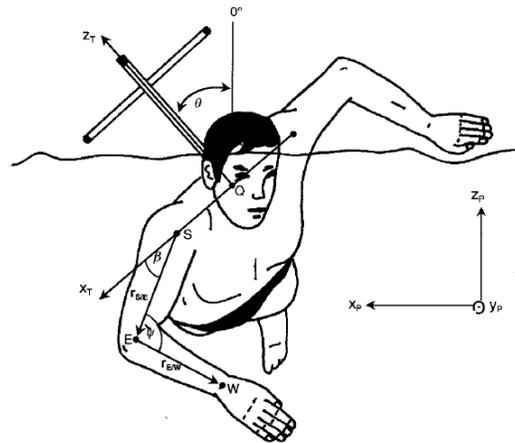


FIGURE 3.16 – Représentation des angles de roulis (θ) et de flexion du coude (ψ), [Payton *et al.*, 1999].

Roulis du corps

Selon de nombreux auteurs, le roulis du corps a un impact important sur la technique des nageurs, il a donc souvent été étudié. Il peut être défini comme la rotation de l'ensemble du corps autour de son axe longitudinal [Colwin, 2002].

Selon Hay *et al.* [1993]; Liu *et al.* [1993]; Payton *et al.* [1999], le roulis du corps influence le trajet des bras. Selon Costill *et al.* [1992]; Maglischo [2003], le roulis permet de maintenir le corps dans l'axe longitudinal de nage et diminuerait la résistance à l'avancement. Il contribuerait également à placer les membres supérieurs dans des positions efficaces pour générer la propulsion [Castro et Guimaraes, 2006; Maglischo, 2003]. Colwin [2002] avance l'hypothèse que le roulis permet de solliciter les grands muscles du tronc, offrant une plus grande capacité de production de force. Le roulis permet à la traction du bras de continuer directement vers l'arrière et pendant une période de temps plus longue engendrant ainsi un chemin d'impulsion plus long [Maglischo, 2003]. En outre, il facilite la rotation de la tête pour inspirer [Colwin, 2002; Payton *et al.*, 1999] et favorise le retour aérien du bras opposé et la synchronisation des deux bras [Colwin, 2002; Maglischo, 2003].

Payton *et al.* [1999] ont montré que le roulis n'était pas responsable du balayage interne de la main, il tendrait même à s'opposer au mouvement latéral de la main plutôt qu'à le favoriser. Ces chercheurs ont suggéré que la contribution négative de roulis sur la vitesse de la main était due à la remontée de l'épaule du nageur qui s'effectue au début de la phase de traction (Figure 3.17, l'épaule commence à remonter à $t = 25\%$ pour les spécialistes de fond, soit au début de la phase de traction (Figure 3.19)).

Castro et Guimaraes [2006] ont montré que plus l'allure de nage augmente et moins le roulis du corps du nageur expert est important. Pour expliquer ce résultat, Cappaert *et al.* [1998] font l'hypothèse que la haute fréquence de coups de bras en sprint ne donnerait pas assez de temps au nageur pour effectuer un roulis prononcé, comme cela est le cas à l'allure du fond.

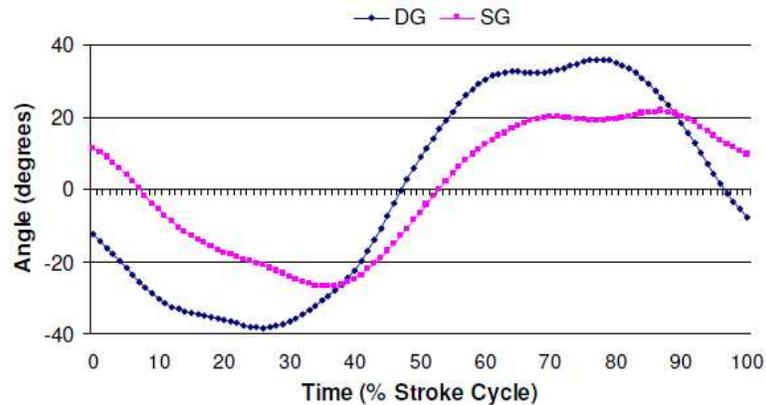


FIGURE 3.17 – Angles de roulis d'épaule à allure du sprint, pour des nageurs spécialistes de sprint (SG, courbe rose) et spécialistes de fond (DG, courbe bleue), d'après McCabe [2008].

Yanai [2004] souligne enfin que ce roulis du corps est majoritairement créé par la force de flottaison. Lorsqu'un bras débute son retour aérien, le point d'application de la force de flottaison se décale du côté du bras immergé, ce qui génère un moment entre le poids et la force de flottaison, qui a tendance à accentuer le roulis autour de l'axe du corps (Figure 3.18).

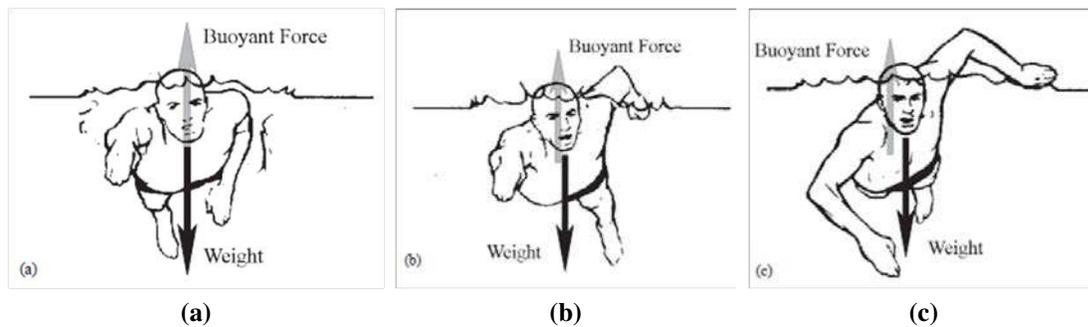


FIGURE 3.18 – Schématisation de l'effet de la poussée d'Archimède sur la rotation du tronc en crawl, [Yanai, 2004]. (a) Lorsque les deux bras sont complètement immergés, le centre de masse et le centre de flottabilité sont alignés verticalement, ce qui ne génère pas d'effet de rotation. (b) Quand un bras sort de l'eau, le centre de flottabilité se déplace du côté opposé à la sortie, générant un effet de rotation. (c) Le centre de flottabilité atteint le point le plus éloigné du centre de masse dans le milieu de la phase de retour, pour atteindre le maximum d'effet de rotation.

Flexion du coude

L'angle de flexion du coude est régulièrement discuté dans la littérature, principalement en raison de son influence sur la trajectoire de l'avant-bras et de la main pendant le trajet aquatique

[Hay *et al.*, 1993]. Ce paramètre est supposé avoir un impact significatif sur l'efficacité et l'intensité de la force propulsive du bras durant le trajet [Colwin, 2002; Deschodt, 1996]. Vorontsov et Rumyantsev [2000] ont proposé d'importantes fonctions de la flexion du coude en crawl :

- La variation de l'angle de flexion du coude peut permettre une augmentation de la vitesse angulaire et l'accélération du bras indépendamment de celles de l'épaule. Par conséquent, le nageur produirait moins de couple musculaire à l'épaule pour une force de traction plus efficace ;

- La flexion du coude permettrait aux forces de s'appliquer davantage dans la direction d'avancement ;

- La capacité d'employer la force serait plus grande quand le coude est en partie fléchi par rapport à une pleine extension du bras.

En outre, Wilke [1992] et Cappaert [1999] ont observé que les sprinters ont tendance à avoir un angle de coude plus important (120° en moyenne) que les nageurs de distance (106,5° en moyenne). Vorontsov et Rumyantsev [2000] confirment ces résultats en soulignant que l'angle du coude augmente d'autant plus que la vitesse de nage augmente.

Cependant, contrairement aux études précédentes, McCabe [2008] ne trouve pas de différences significatives entre les angles de flexion du coude aux allures de sprint et de fond (Figure 3.19).

Conclusion

L'ensemble de ces données cinématiques apportent des informations intéressantes concernant les organisations gestuelles utilisées par les nageurs experts. Cependant ces études restent descriptives et les hypothèses émises sur la propulsion ne sont pas vérifiées puisqu'aucune étude dynamique n'y est associée. Finalement, il ressort de ces études, des données comparatives des techniques de nage en fonction des allures. Il est important maintenant de faire la synthèse des différentes études dynamiques afin de quantifier l'effet de ces différentes techniques sur la force de propulsion.

3.3 Analyse dynamique en crawl

L'analyse dynamique se confronte, comme l'analyse cinématique, à des difficultés de mesure en contexte de nage. Actuellement, aucun système n'est capable de mesurer l'ensemble des efforts sur le corps. Afin de répondre à ces difficultés, des systèmes de mesures adaptés au contexte du crawl ont été conçus. Ils peuvent être distingués en mesures locales et mesures globales.

3.3.1 Mesures locales d'efforts

Mesures effectuées à partir de capteurs de pression fixés sur les segments des nageurs

La mesure des forces par capteurs de pression est une méthode utilisée depuis les années 70. Belokovsky [1971] et Manen et Rijken [1975] ont fixé des capteurs de pression sur la face palmaire de la main. Dupuis *et al.* [1979] et Svec [1982] ont amélioré cette méthode en éliminant la pression hydrostatique pour ne conserver que la pression résultant du mouvement de la main.

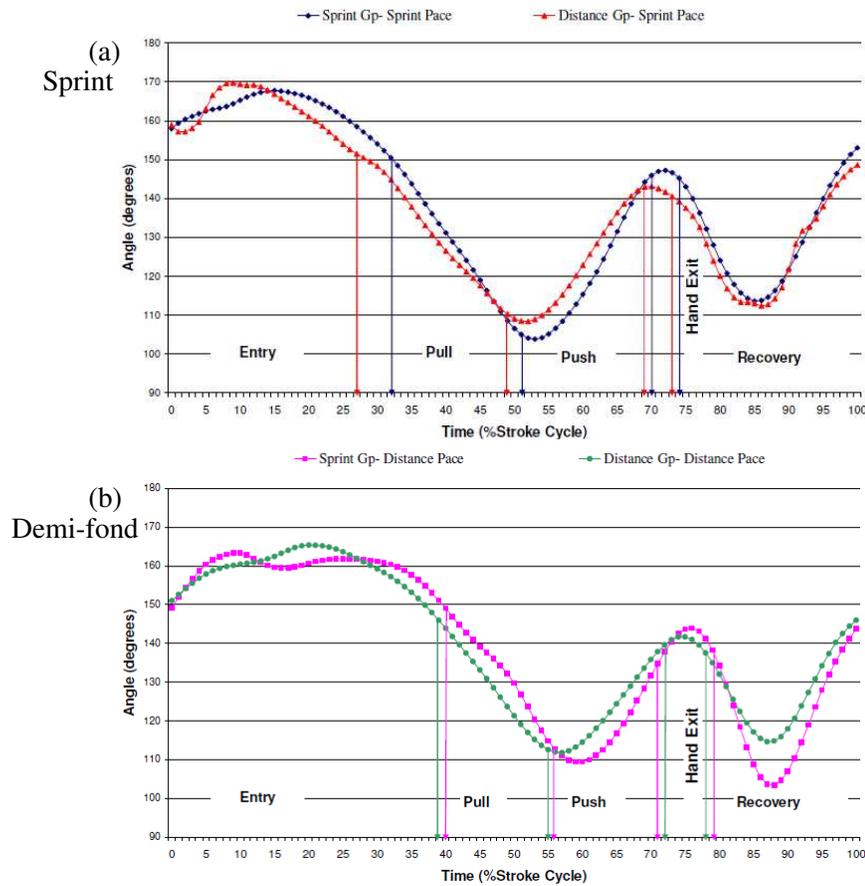


FIGURE 3.19 – Evolution de l'angle moyen du coude au cours d'un trajet aquatique, pour 15 nageurs experts : (a) à allure du sprint et (b) à allure du demi-fond : en bleu et en rose sont indiqués les résultats pour les spécialistes de sprint, et en rouge et vert pour les spécialistes de fond, d'après McCabe [2008].

Thayer [1990] a instrumenté un moulage de main de plusieurs dizaines de capteurs afin d'établir le nombre et la position des capteurs permettant d'obtenir une mesure de pression fiable. Elle a montré qu'au moins 8 capteurs sont nécessaires pour évaluer correctement les forces hydrodynamiques appliquées sur la main.

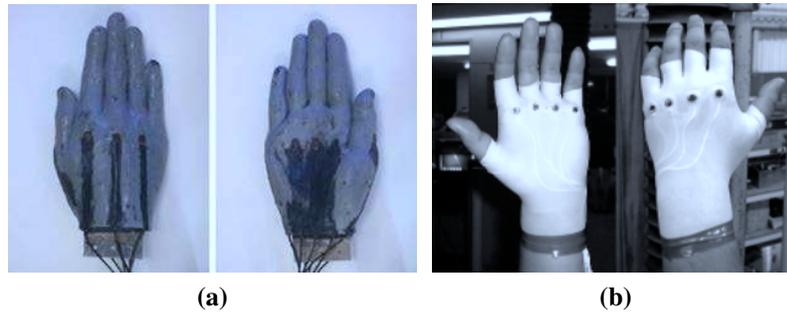


FIGURE 3.20 – (a) Exemple de mesure de pression par capteurs insérés sur un moulage de main, [Takagi *et al.*, 2014] ; (b) mesure des pressions par capteurs directement fixés sur les gants d'un nageur, [Takagi et Sanders, 2002].

Takagi et Wilson [1999] ont montré que 4 capteurs (couplés deux à deux sur les faces palmaire et dorsale de la main) permettaient de prédire correctement les forces hydrodynamiques agissant sur la main. Cependant, la précision de la prédiction n'a pas été rapportée.

Kudo *et al.* [2008] ont proposé une méthode, basée sur une équation de régression, pour prédire les forces agissant sur la main dans une variété de conditions d'écoulement instables à partir de 12 capteurs fixés sur une main (6 sur la face palmaire, et 6 sur le dos). Un des grands intérêts de cette méthode est de pouvoir obtenir rapidement les forces dans des conditions instationnaires de nage.

Il ressort de ces différentes études que deux pics de force ou de pression sont mesurés durant le trajet aquatique. Ces pics ont lieu durant les phases d'insweep et d'upsweep (Figure 3.21). Kudo et Lee [2010] ont mesuré des pics proches de 70 N et 60 N respectivement durant les phases d'insweep et d'upsweep. Ces résultats seront discutés de façon plus approfondie dans le chapitre 5.

La très grande majorité des recherches a consisté à fixer des marqueurs sur la main. A notre connaissance une seule étude a positionné des capteurs à un autre endroit que la main (Toussaint *et al.* [2002], Figure 3.22, sur le coude et l'épaule).

Cependant, même si ces méthodes ont été validées dans leur contexte, ces valeurs localisées ne fournissent pas l'ensemble du champ de pression sur la totalité du bras [Barthels, 1979; Thayer, 1990]. Les forces sont en effet interpolées à partir d'un nombre limité de capteurs. En outre, afin d'obtenir la résultante propulsive de la main, cette méthode doit être couplée avec une mesure cinématique précise de l'orientation de la main par rapport au repère absolu.

Pour pallier ces problèmes, certains chercheurs ont développé des outils permettant de mesurer l'ensemble des forces propulsives à partir de dispositifs fixés dans le repère absolu, et non

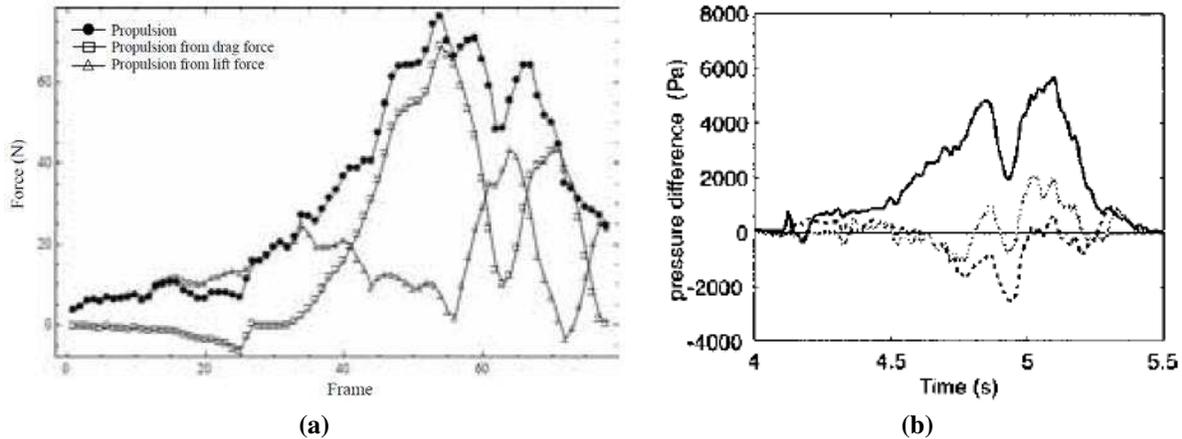


FIGURE 3.21 – (a) Résultats de forces obtenus à partir de 12 capteurs de pression fixés sur un nageur en crawl à l’allure du sprint, [Kudo et Lee, 2010]; (b) Résultats de pressions obtenus à partir de 4 capteurs situés sur la paume et le dos de la main, sur le coude et l’épaule, [Toussaint *et al.*, 2002].

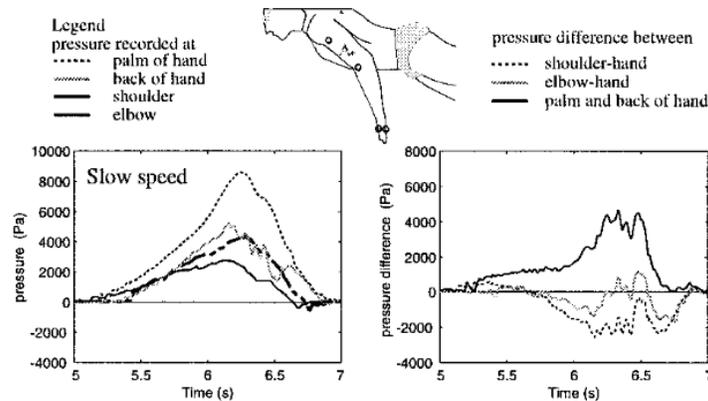


FIGURE 3.22 – Mesures de pressions effectuées au niveau de l’épaule, du coude, du poignet et sur la paume et le dos de la main à l’allure du fond. La figure de gauche montre les mesures de pression sans correction des effets hydrostatiques, et celle de droite les différences de pressions par rapport à la face dorsale de la main, [Toussaint *et al.*, 2002].

plus directement sur le nageur. Parmi l'ensemble de ces méthodes, nous n'en présenterons que les plus significatives.

3.3.2 Mesures globales d'efforts

Un certain nombre de méthodes tente d'estimer l'ensemble des forces extérieures agissant sur le nageur en nage réelle. Chacune présente des avantages et des inconvénients.

Mesure par capteur de forces

Hollander *et al.* [1986] ont mis au point un dispositif de mesure de forces de résistance à l'avancement ("MAD system" pour "Measuring Active Drag") qui permet indirectement d'obtenir les forces propulsives. Il est composé de capteurs de forces fixes par rapport au bassin de nage (Figure 3.23). Les nageurs utilisent uniquement leurs bras pour la propulsion, un pull-buoy est placé entre les jambes pour maintenir le corps à la surface de l'eau. La distance entre les patins (en moyenne 1.35 m) peut être ajustée selon le profil du nageur. Les patins sont fixés en moyenne à ± 0.8 m au-dessous de la surface de l'eau. La mesure de force est effectuée lors de chaque pose de main sur un patin.

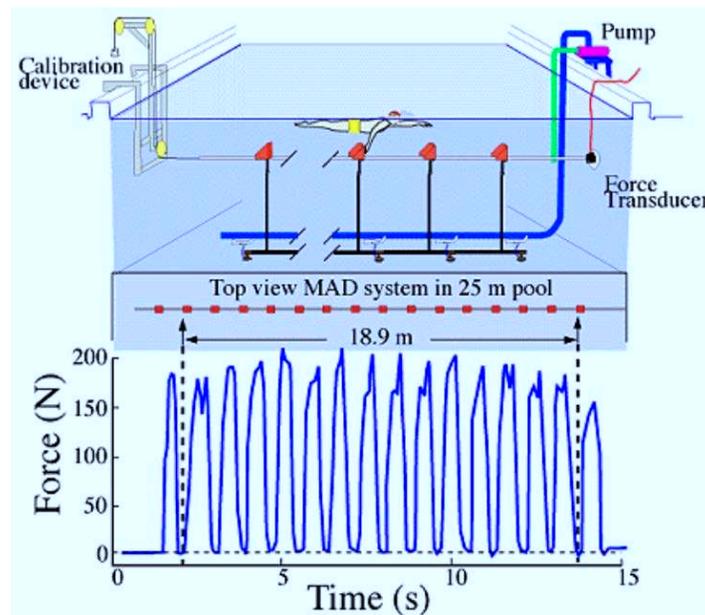


FIGURE 3.23 – Schéma du "MAD-system" monté dans un bassin de 25 mètres. Chaque patin est relié à un capteur de force permettant la mesure directe des forces créées à chaque coup de bras, d'après Hollander *et al.* [1986] et Toussaint [2002b].

Si une vitesse de nage constante est maintenue, la force moyenne de propulsion est égale à la force de traînée moyenne. Les résultats de ces mesures font apparaître, pour 6 nageurs experts, à des allures de demi-fond, des moyennes égales à 66.9 N [Toussaint *et al.*, 2004].

Bien que la distance inter-patins soit réglable et adaptable à chaque nageur, ce dispositif contraint tout de même celui-ci à effectuer chaque prise d'appui à une distance fixée à l'avance par la distance inter-patins. En outre, les appuis solides conditionnés par les patins s'éloignent un peu des conditions de propulsion sur un milieu déformable. Ainsi, d'autres formes de mesures de forces ont été conçues, et notamment des mesures par nage assistée.

Mesure par traction assistée

La mesure de force propulsive (et résistive) par “nage assistée” consiste à attacher un câble à un nageur et le tracter (plus ou moins rapidement selon la méthode) tout en effectuant des mesures de force par des capteurs reliés à ce câble (Figure 3.24). Le système présenté ici est l'ATM pour “Assisted Towing Method” [Formosa *et al.*, 2011] qui est la version la plus aboutie de ce type de mesure.

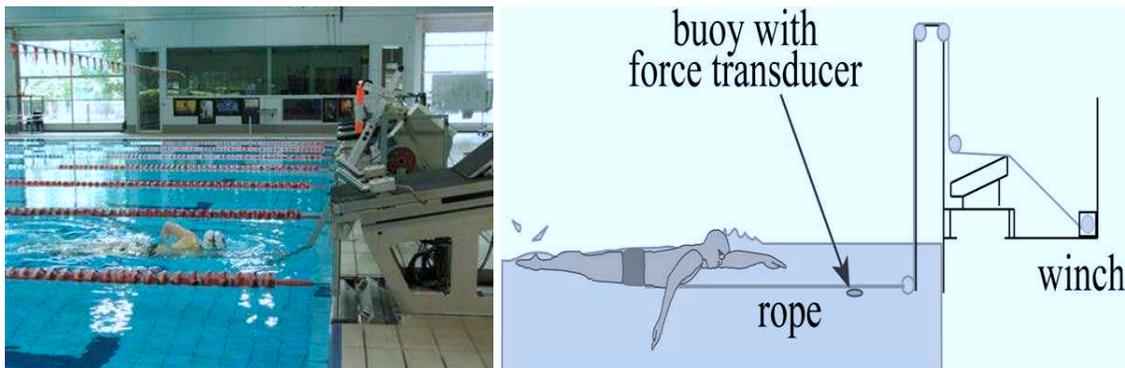


FIGURE 3.24 – Photo et schéma du système ATM monté sur un bloc de départ, [Formosa *et al.*, 2011].

La résistance à l'avancement calculée par la méthode ATM utilise l'équation suivante :

$$F_1 = \frac{F_b \cdot V_2 \cdot V_1^2}{V_2^3 - V_1^3} \quad (3.7)$$

où F_1 est la force moyenne calculée pour le nageur en nage libre, F_b est la force mesurée par la jauge de contrainte au cours des essais aidés, V_1 est, en nage libre, la vitesse maximale moyenne du nageur, V_2 est la vitesse, 10% plus rapide que la vitesse maximale moyenne du nageur. La principale hypothèse dans ce calcul est que la puissance de sortie est égale en condition de nage libre et de nage assistée [Kolmogorov et Duplishcheva, 1992; Xin-Feng *et al.*, 2007].

En utilisant la formule : $Propulsion = m \frac{d}{dt} V(t) - A(t)$ [Mason *et al.*, 2011], avec $A(t)$ égale à la résistance active mesurée, et $V(t)$ la vitesse instantanée du corps, il est possible d'estimer les forces de propulsion instantanées agissant sur le nageur. Cependant les auteurs supposent l'égalité au cours du temps entre $V(t)$ et la vitesse du centre de gravité, ce qui en définitive n'est pas le cas [Psycharakis et Sanders, 2009]. Un profil général de la force propulsive estimée au

cours du temps est montré sur la figure 3.25. Il est à noter que les unités ne sont pas indiquées dans cet article.

- Comparaison de résultats issus des deux précédentes méthodes

Formosa *et al.* [2012] ont comparé les deux méthodes à partir de neuf nageurs de niveau régionaux, à l'allure du sprint. La traînée active moyenne (et donc la force propulsive moyenne) était de 82.3 N (de 74.0 à 90.6 N) pour le MAD système et de 148.3 N (de 127.5 à 169.1 N) pour le système ATM. Ces différences sont attribuées à des variations dans le style de nage induit par chaque système de mesure. L'incapacité à mesurer les forces des jambes, ainsi que celles des bras durant la phase d'allongement, sont les principales critiques du MAD système. En revanche, un des avantages de ce système est de pouvoir estimer facilement les forces propulsives à différentes vitesses. A l'inverse, la vitesse constante de remorquage du système ATM autorise une nage plus naturelle et permet d'obtenir un profil instantané de force.

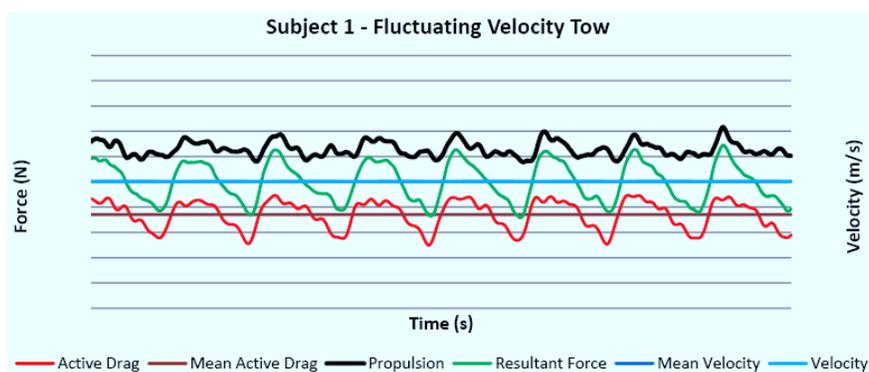


FIGURE 3.25 – Profil général de force résistives et propulsives, ainsi que de la vitesse moyenne du nageur, [Mason *et al.*, 2011].

- Conclusion

Le système ATM permet une nage qui semble plus proche de la nage réelle comparée au MAD système. Ces deux systèmes, censés mesurer la traînée active (et donc indirectement la force moyenne de propulsion puisque l'hypothèse d'une nage à vitesse constante est faite) produisent tout de même des résultats assez différents. En outre, ces dispositifs sont assez complexes à mettre en œuvre, et ne peuvent, de prime abord, être montés rapidement sur un bassin d'entraînement. Une troisième méthode de mesure, en nage attachée, est alors proposée.

Mesure d'efforts en nage attachée

Dans la continuité du système ATM, qui estime les forces propulsives à partir d'un nageur partiellement attaché, une autre méthode, totalement attachée, est très souvent utilisée. Selon Filho et Denadai [2008], la nage attachée est utilisée pour mesurer le niveau de performance des nageurs et aussi comme un moyen de développement des ressources. Sa validité a été démontrée à de nombreuses reprises, notamment dans sa bonne corrélation entre la vitesse de nage, la fréquence de nage et les forces mesurées [Martin *et al.*, 1981; Morouço *et al.*, 2011]. Selon ces

auteurs, les forces mesurées seraient alors égales en moyenne aux forces propulsives produites en nage réelle.

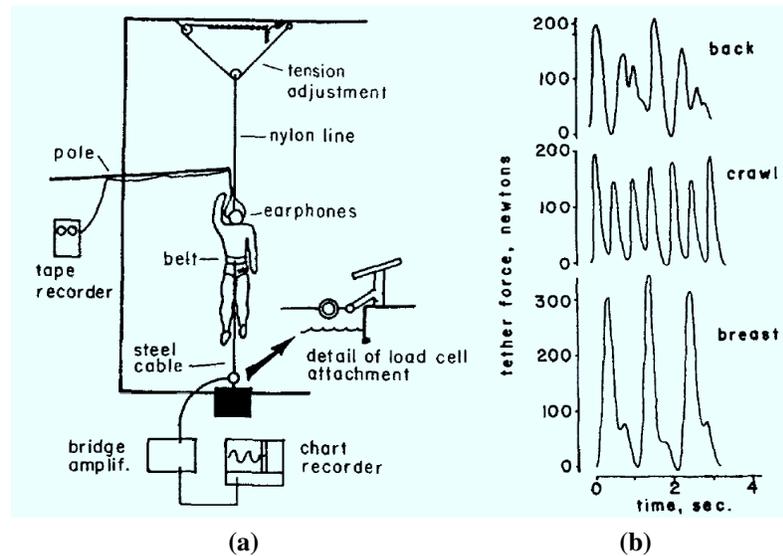


FIGURE 3.26 – (a) Schéma d'un dispositif expérimental de mesure de force en nage attachée, réalisé dans le bassin de l'Université de West Virginia (USA) par Yeater *et al.* [1981] ; (b) Signaux de force (dans la direction d'avancement) mesurés par ce dispositif durant trois cycles de bras en dos crawlé, crawl et brasse.

Cette méthode a une bonne fiabilité test-retest [Kjendlie et Thorsvald, 2006] et sollicite des groupes musculaires très similaires à ceux utilisés en nage libre [Bollens *et al.*, 1988]. Cette méthode est transférable en bassin d'entraînement, elle peut donc être un outil quotidien pour les nageurs et les entraîneurs afin de mesurer l'effet des techniques de nage. Cependant, il subsiste des doutes quant à la similitude de technique entre la nage attachée et la nage libre. Il est étonnant de constater qu'une seule étude a réellement comparé des paramètres cinématiques de nage entre la nage attachée et la nage réelle. Maglischo *et al.* [1984] ont montré qu'un certain nombre de paramètres cinématiques diffère en nage attachée et en nage libre, comme par exemple la durée des phases qui augmentent en nage attachée (sauf pour la phase de DC), ou bien un angle de flexion du coude plus grand en nage attachée.

- Principaux résultats en nage attachée

Morouço *et al.* [2011] ont trouvé des moyennes de force, sur une population de 32 nageurs experts (20 hommes et 12 femmes) à allure du sprint, égales à $92.8 \text{ N} \pm 34 \text{ N}$.

- Conclusion

Ces méthodes de mesures apportent des réponses et permettent de mieux connaître les efforts générés par les nageurs. Cependant, cela ne permet pas de comprendre les mécanismes qui sont à l'origine de ces forces car il y a peu d'études couplées, soit avec des mesures cinématiques du nageur, soit avec des mesures cinématiques du fluide. Pourtant, ce lien est débattu depuis

de nombreuses années, et plusieurs théories sont proposées pour justifier une technique de crawl plutôt qu'une autre. Aussi il devient important de connaître les caractéristiques de cet écoulement pour davantage appréhender les mécanismes propulsifs.

3.4 Analyse instationnaire en crawl

La génération de forces autour de profils oscillants (vol battu, éolienne, pales d'hélicoptère, ou bien des ailes d'oiseaux ou d'insectes) s'explique par la présence d'un écoulement, souvent complexe. Différents types d'écoulements existent : quasi-stationnaires (pas ou peu dépendants du temps) ou instationnaires (dont les paramètres varient au cours du temps). Notre étude se situe dans le second champ puisqu'en natation, les paramètres cinématiques varient fortement au cours du temps.

3.4.1 Principaux mécanismes instationnaires autour de profils

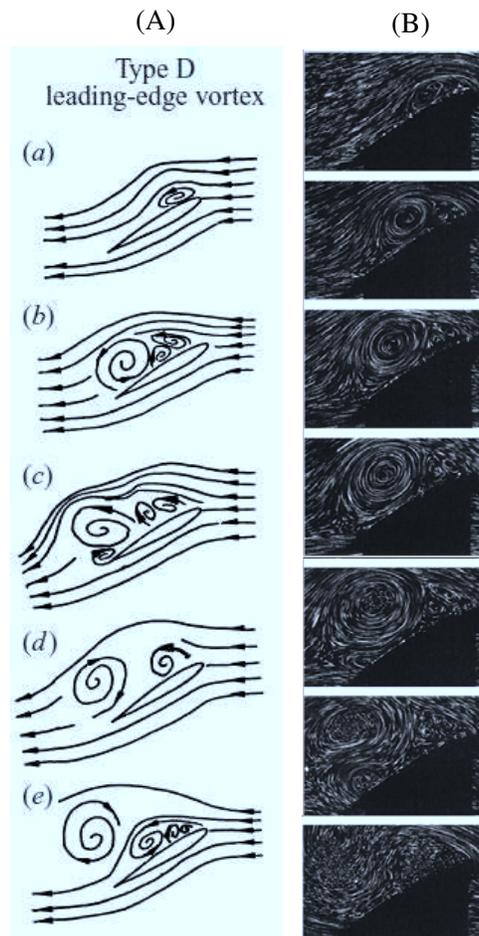
L'écoulement autour des profils est à l'origine de la génération des forces appliquées. Depuis une quarantaine d'années, la recherche en hydrodynamique instationnaire (paramètres dépendants du temps) a fait apparaître un certain nombre d'effets, qui permettent de mieux comprendre les efforts générés sur des profils, que l'on peut définir comme le contour d'un élément solide dans un fluide en mouvement relatif. Le profil, ici, représentera le plus souvent la main du nageur qui est l'élément propulseur principal en natation. Un certain nombre de mécanismes instationnaires ont été mis en évidence depuis une quarantaine d'années. Dans le cadre de cette étude, trois principaux effets seront présentés : le décrochage retardé, l'effet Kramer et l'effet masse ajoutée. Puis nous exposerons les effets tridimensionnels, spécifiquement générés par des profils d'envergures finies, qui sont sans doute très présents dans l'écoulement généré par le bras. Ceux-ci ont une grande importance dans la génération des efforts hydrodynamiques. La présentation de ces différents effets instationnaires s'appuie sur la thèse de Thierry Jardin, publiée en 2009. Les structures tourbillonnaires, très présentes dans ce type d'écoulement, seront exprimées selon la nomenclature la plus couramment utilisée dans la littérature : *LEV* (tourbillon de bord d'attaque, "Leading Edge Vortex" en anglais), *SV* (tourbillon de départ, "Starting Vortex"), *TEV* (tourbillon de bord de fuite, "Trailing Edge Vortex") et *TV* (tourbillon marginal, "Tip Vortex").

Décrochage dynamique

Le décrochage dynamique est un effet hydrodynamique instationnaire non linéaire qui se produit lorsque l'angle d'attaque de l'écoulement sur un profil change rapidement et atteint des valeurs importantes.

Lorsqu'un profil est en mouvement à forte incidence dans un fluide environnant, le fluide décolle au niveau du bord d'attaque pour recoller en amont du bord de fuite (Figure 3.27). Ce décollement correspond à la formation d'une zone de recirculation (tourbillon de bord d'attaque ou *LEV*) fortement dépressionnaire au niveau de l'extrados, et donc génératrice de portance accrue. Le tourbillon de bord d'attaque est alimenté par le mouvement jusqu'à ce que sa taille atteigne une dimension critique pour laquelle le recollement n'est plus possible. Ce dernier est

FIGURE 3.27 – Formation, développement et lâcher tourbillonnaire sur l'extrados d'une aile placée dans un écoulement à fort angle d'attaque (à $Re = 1200$, $\alpha = 30^\circ$); (A) figures illustrant l'évolution du *LEV* au cours du temps; (B) visualisation de l'évolution spatio-temporelle du *LEV* par la méthode des traceurs solides, [Huang *et al.*, 2001].



alors lâché dans le sillage, sous l'effet notamment de la formation simultanée d'un tourbillon de bord de fuite (*TEV*), impliquant une chute de portance considérable.

Le phénomène se répète avec la formation d'un second *LEV*, dont la taille critique est toutefois inférieure à celle observée pour le premier *LEV* (Figure 3.28). Les lâchers successifs des *LEV* et *TEV* effectués de manière périodique constituent ce que l'on appelle le "lâcher de von Kàrman". En conséquence, l'effort aérodynamique instationnaire subi par le profil, résultant de l'évolution temporelle des structures tourbillonnaires, prend aussi un caractère périodique.

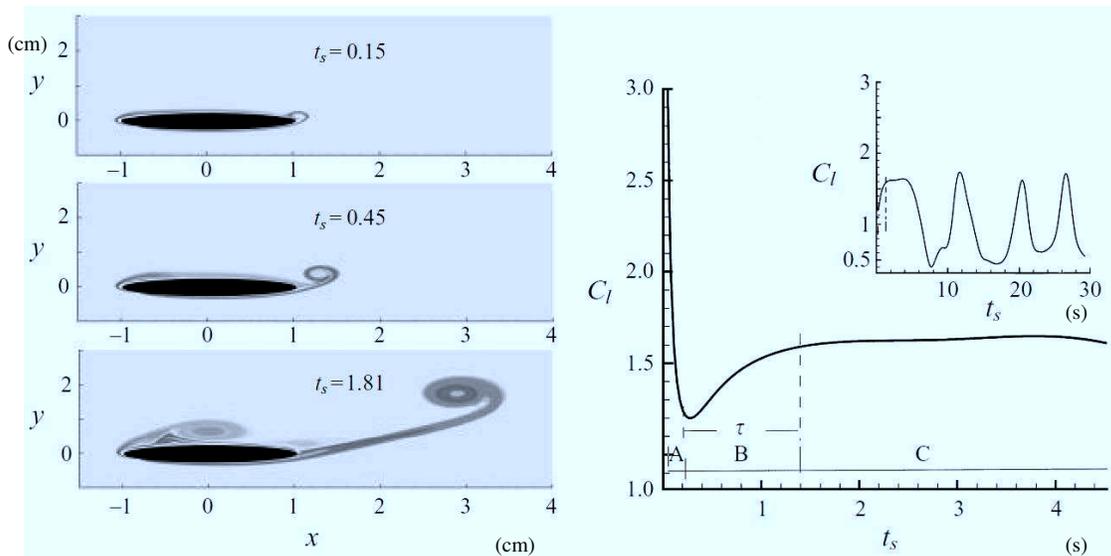


FIGURE 3.28 – (a) Evolution de la vorticité autour d'un profil NACA en fonction du temps et (b) coefficient de portance pour un angle d'attaque égal à 40° , et un nombre de Reynolds égal à 1000, [Wang, 2000].

La circulation liée à ces tourbillons semble nettement plus importante que celle prévue par l'approche théorique d'écoulements potentiels de Lighthill [1973]. Dès lors, la présence du *LEV* sur l'extrados de l'aile est considéré comme le phénomène instationnaire permettant d'expliquer les grandes différences d'efforts mesurées dans des conditions quasi-stationnaires et instationnaires (Figure 3.29).

Au-delà du lien établi entre le phénomène de décrochage dynamique et la génération de portance et traînée, Dickinson et Gotz [1993] démontrent que la formation du *LEV* est favorisée aux plus grandes valeurs du nombre de Reynolds. Cette dépendance semble se dissiper au cours de déplacements effectués en translation. Ces deux auteurs observent par ailleurs que dans la gamme de Reynolds étudiée (de 200 à 5000), le lâcher du *LEV* se produit après environ 4 cordes de translation. En outre, Dickinson et Gotz [1993] relèvent que plus le nombre de Reynolds augmente et plus la composante de pression joue un rôle important dans la contribution des forces hydrodynamiques. Ils montrent ainsi, qu'au-delà d'un angle d'incidence de 15° , la force résultante s'applique perpendiculairement à la corde d'un profil.

Effet Kramer

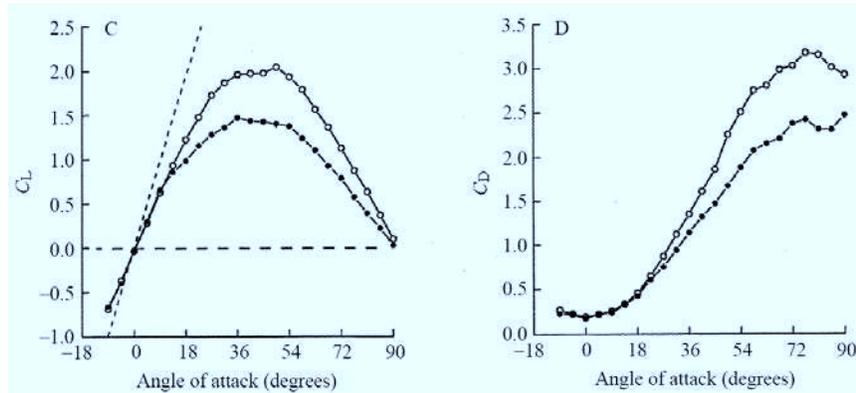


FIGURE 3.29 – Performance aérodynamique d'un modèle d'aile en translation (à $Re = 192$), pour des angles d'attaque compris entre -9 et 90° . Les cercles ouverts et les cercles pleins montrent, respectivement, les résultats après 2 cordes et 7 cordes de translation ; (C) : coefficient de portance C_L , (D) : coefficient de traînée C_D , [Dickinson et Gotz, 1993].

En vol battu, l'aile subit un mouvement de rotation associé à un mouvement de translation lors des phases de pronation ("fermeture" de l'aile par rapport à la trajectoire) et de supination ("ouverture" de l'aile), qui lui assure une bonne orientation du bord d'attaque. L'écoulement autour de l'aile tend alors à s'écarter de la condition de Kutta (positionnement du point d'arrêt au bord de fuite) par la présence d'un point d'arrêt en amont du bord de fuite. De manière à rétablir cette condition de Kutta, une circulation supplémentaire est générée autour du profil, agissant favorablement ou défavorablement sur la production de portance selon le sens de la rotation. Cet effet fut expérimentalement mis en évidence par Kramer [1932]. Bennett [1970] démontre l'influence du mouvement de rotation (combiné au mouvement de translation) sur la génération de portance. Outre la génération supplémentaire de circulation évoquée précédemment, le changement impulsif d'incidence tend à retarder ou à exagérer le décrochage selon que la rotation tende à respectivement augmenter ou diminuer l'angle d'attaque. En outre, Dickinson *et al.* [1999] révèlent la présence de pics de traînée et de portance précédant et succédant le retournement du profil. Une rotation dite "avancée" tend à maximiser ces pics, une rotation dite "retardée" tend à les minimiser.

Effet masse ajoutée

L'effet masse ajoutée émane de la seconde loi de Newton : dans le vide, une force F appliquée à un corps de masse M lui communique une accélération tel que $F = M\gamma$. Or, si le corps se trouve dans un fluide, la force est partiellement utilisée pour communiquer une accélération aux particules fluides de sorte que $F = M\gamma + \Delta F$. Dans le cas d'un écoulement irrotationnel de fluide parfait, cette correction ΔF est proportionnelle à l'accélération du corps, la masse ajoutée M_a étant le coefficient de proportionnalité : $F = (M + M_a)\gamma$. En outre, ce coefficient est défini tel que $M_a = K\rho v$, avec ρ et v respectivement densité et volume du fluide déplacé et K coefficient de masse ajoutée. Il convient de préciser que, contrairement aux autres mécanismes, la force dérivant de cette masse ajoutée n'est pas d'origine circulatoire. En particulier, le fait qu'elle agisse

conjointement aux forces d'origine circulatoire la rend difficilement identifiable. Selon Ellington [1984], cette force de réaction se décompose en trois termes représentant respectivement les effets inertiels liés à l'accélération de translation du centre de masse virtuel et au moment dynamique de rotation de la masse virtuelle, ainsi qu'une pseudo-circulation associée à la rotation de la masse virtuelle. De nombreux auteurs ont montré la corrélation existant entre les phases d'accélération d'un profil, et les pics de forces associés [Dabnichki, 2011; Gardano et Dabnichki, 2006; Kudo *et al.*, 2013; Pai et Hay, 1988].

Effets tridimensionnels

Récemment, une attention particulière a été portée au caractère tridimensionnel de l'écoulement généré par une aile d'envergure finie. On distinguera deux conditions de mouvements ; le profil est en translation simple (ou rectiligne) de celle où le profil effectue un mouvement de révolution autour de son emplanture. En effet, contrairement aux cas de translation simple, les cas de révolution impliquent un gradient de vitesse incidente le long de l'envergure de l'aile induisant une composante tridimensionnelle forte au sein de l'écoulement [Jardin, 2009; Tronchin, 2013].

- **Mouvement de translation** : *tourbillon marginal aux extrémités du profil*

Au bord de fuite d'une aile d'envergure finie, une composante tridimensionnelle transverse (à l'envergure) se forme sous l'effet de la différence de pression entre l'intrados et l'extrados de ce profil. Cette structure tourbillonnaire est appelée "tourbillon marginal", que l'on retrouve sur les extrémités d'ailes d'avion. Ce phénomène est d'importance significative en hydrodynamique car il affecte la résistance à l'avancement ainsi que la dynamique tourbillonnaire des autres structures présentes sur le profil.

- **Mouvement de révolution** : *présence d'un tourbillon transverse*

Selon [Birch et Dickinson, 2001; Jardin et David, 2014; Maxworthy, 1979; Van Den Berg et Ellington, 1997], les écoulements en configuration de profils en révolution sont fondamentalement différents de ceux des configurations de profils en translation de par la présence d'un gradient de vitesse incidente établi suivant l'envergure. De manière comparable à l'écoulement généré par les systèmes rotatifs (ex : voilures tournantes, éoliennes), il convient ici de considérer, dans le repère lié au profil, la présence de forces inertielles de Coriolis et centrifuges affectant significativement la dynamique tourbillonnaire [Jardin et David, 2015].

Maxworthy [1979] a réalisé des visualisations directes de l'écoulement généré par un modèle mécanique reproduisant la cinématique d'aile d'insecte (Figure 3.30). Il met en évidence la présence d'un courant transverse au centre du tourbillon de bord d'attaque (*LEV*), induit par le gradient de vitesse incidente résultant du mouvement de révolution (différences de vitesses du fluide entre l'emplanture et l'extrémité libre). Il suggère l'effet stabilisateur (illustré par l'absence de lâcher tourbillonnaire) de ce courant transverse sur la dynamique du tourbillon de bord d'attaque. Cette hypothèse est plus tard corroborée par Van Den Berg et Ellington [1997] qui visualisent le champ tridimensionnel généré par un modèle mécanique de papillon pour un nombre de Reynolds égal à 5000. Ils observent un *LEV* stable prenant une forme conique, de la base à environ 60-70 % de l'envergure, puis fusionnant en extrémité de profil avec le tourbillon marginal. Selon eux, le courant transverse permet d'évacuer la vortacité vers le tourbillon marginal, prévenant une accumulation de vortacité au sein du *LEV* qui deviendrait instable. Par conséquent,

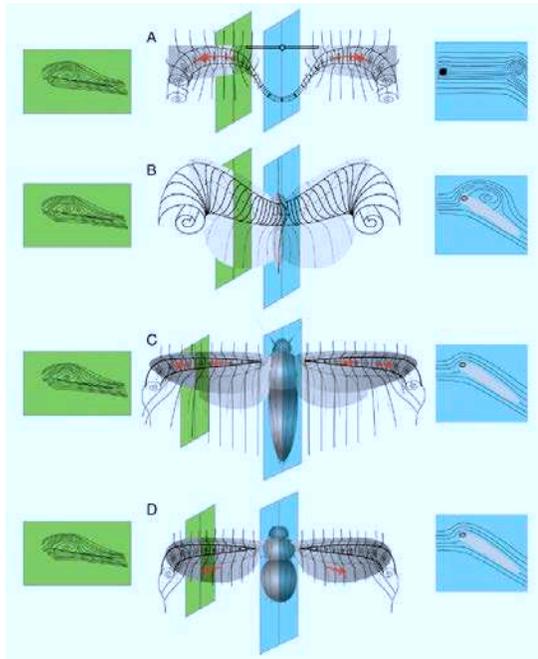


FIGURE 3.30 – Schématisation du comportement tridimensionnel du *LEV* [Bomphrey *et al.*, 2005] observé par : Maxworthy [1979] (A); Luttges [1989] (B); Ellington *et al.* [1996], Van Den Berg et Ellington [1997] (C); Birch et Dickinson [2001] (D).

la partie stable du *LEV* s'étendant de la base à 60-70 % de l'envergure reste attachée au profil, la partie extrême (instable) liée au tourbillon marginal étant lâchée vers la mi-course.

Selon Wu et Sun [2004] et Jardin [2009], la dynamique tourbillonnaire, et par conséquent les efforts générés par une aile battante (à laquelle un bras peut être assimilé), reposent globalement sur sept paramètres cinématiques, à savoir :

1. - le nombre de Reynolds : Re (lié à la vitesse d'avancement de l'objet d'étude)
2. - la fréquence de battement : SF
3. - l'amplitude de battement : SL
4. - les temps d'accélération et de décélération : Δt_a et Δt_d
5. - l'angle d'attaque : $\alpha(t)$
6. - les angles d'inclinaison du profil par rapport à la direction d'avancement : $\beta(t)$ et $\theta(t)$

- Conclusion sur l'analyse instationnaire

Ces études ont fait beaucoup progresser la compréhension des mécanismes propulsifs dans les domaines instationnaires des écoulements. Il convient maintenant d'examiner dans quelle mesure cette évolution concerne le milieu de la natation.

3.4.2 Etudes hydrodynamiques en natation

Les recherches présentées précédemment, n'ont que très peu concerné le milieu de la natation. Les modèles explicatifs utilisés en natation s'appuient essentiellement sur des écoulements

quasi-stationnaires autour d'une aile en deux dimensions. Cependant, depuis quelques années, de plus en plus de recherches instationnaires voient le jour.

Les premières études sur la propulsion : la théorie de la portance

Dans le domaine de la recherche sur les modes de propulsion en crawl, les travaux précurseurs ont été réalisés par Counsilman dans les années 60, puis par Schleihaufl dans les années 70. D'autres chercheurs ont ensuite poursuivi ces travaux.

J.E. Counsilman, entraîneur de Mark Spitz (sept médailles d'or aux Jeux Olympiques de Munich en 1972), devenu chercheur, fut le premier à faire basculer l'étude de la propulsion aquatique, dans le domaine de la recherche en mécanique des fluides. Il montra à l'aide de marqueurs lumineux fixés sur les mains de Mark Spitz, le caractère sinusoïdal des trajets propulsifs [Counsilman, 1971]. Counsilman, puis Schleihaufl, se sont appuyés sur le théorème de Bernoulli (et la théorie de la portance qui y est associée) pour justifier mécaniquement ces trajets sinusoïdaux. Selon eux, la main balaie l'eau, telle une hélice, afin de réaliser des angles d'attaque qui permettent de créer des forces de portance élevées (Figure 3.31 b). En cela leur théorie rompt avec le modèle précédent [Nemessuri et Vaday, 1971] qui faisait l'hypothèse d'un trajet des bras "ramants" (Figure 3.31 a).

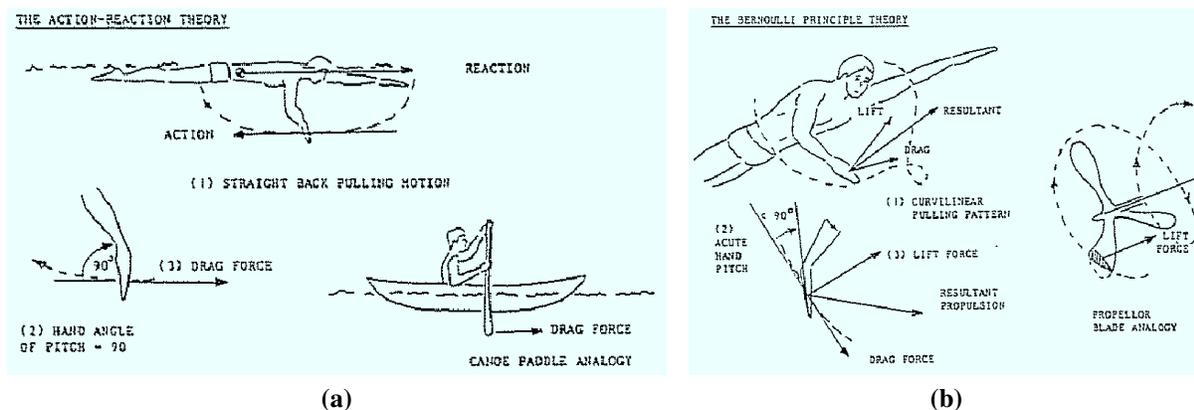


FIGURE 3.31 – Deux modélisations différentes de la propulsion en crawl : (a) théorie de "l'action-réaction" où la majorité de la propulsion est obtenue par un mouvement ramant d'avant en arrière, avec des angles d'attaque proches de 90° ; (b) théorie basée sur le "principe de Bernoulli" avec des trajets godillés qui permettent de créer une composante de portance importante à des angles d'attaque peu élevés, d'après Schleihaufl [1986].

S'inspirant des travaux réalisés en aéronautique, visant à mesurer l'efficacité de profils d'aile d'avion, Schleihaufl [1979] entreprit des expérimentations (en 2D) sur un moulage de main dans un canal hydrodynamique. Ces travaux permirent de mesurer les coefficients de portance et de traînée de la main, en écoulement quasi-stationnaire (Figure 3.32). Les résultats de cette étude furent repris pour de nombreuses recherches, et orientèrent le regard porté sur les mécanismes propulsifs en crawl ainsi que la technique sinusoïdale qui lui est associée.

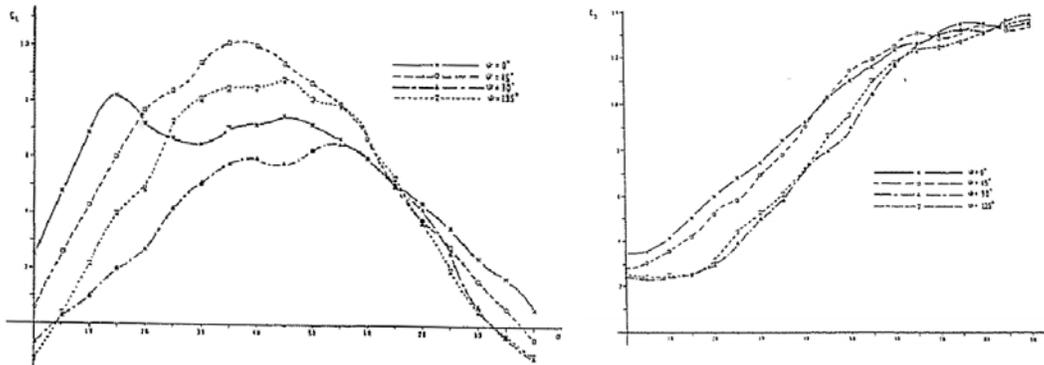


FIGURE 3.32 – Coefficients de portance (figure de gauche) et de traînée (figure de droite) mesurés par Schleihauf [1979], sur un profil de main placé dans un canal hydrodynamique, à différents angles d'incidence.

Rupture dans la vision de la représentation de la propulsion en crawl

Les travaux de Counsilman, puis de Schleihauf ont modifié, durant une vingtaine d'années, la représentation du trajet, qui fut alors perçu comme sinusoïdal. Cependant, au début des années 90, ces travaux furent peu à peu remis en cause.

Bixler [1999] souligne en effet que le principe de Bernoulli s'appuie sur une hypothèse d'écoulements laminaires, sans décollement de couche limite, ce qui n'est pas le cas en natation. Il publie à cette occasion un article intitulé "The bombastic Bernoulli bandwagon (it's time to step off)", qui marque une première rupture avec la théorie de la portance.

Au-delà, la méthodologie de recherche quasi-stationnaire, utilisée jusqu'alors, fut contestée car l'écoulement généré par les bras est très instationnaire. Pai et Hay [1988] montrèrent que la force de traînée était sous-estimée jusqu'à quatre fois moins lorsque les effets de l'accélération et de la vorticité du fluide n'étaient pas pris en compte. En outre, Berger *et al.* [1999] montrèrent que les forces de propulsion calculées par la méthode quasi-stationnaire étaient 17 % inférieures aux valeurs mesurées en conditions instationnaires (forces mesurées à partir du "MAD system", Toussaint et Beek [1992]). Ainsi, de très nombreux auteurs [Matsuuchi *et al.*, 2009; Rouboa *et al.*, 2006; Sanders et Cowan, 2001; Toussaint *et al.*, 2000] affirmèrent que, même si l'étude quasi-stationnaire avait considérablement fait évoluer la compréhension de la natation par rapport au modèle ramant, elle n'était plus satisfaisante pour expliquer la propulsion engendrée par les bras.

Cette remise en cause du modèle, plutôt que de permettre l'émergence d'un nouveau modèle permettant de mieux comprendre la complexité de l'écoulement, a crée de la confusion. Maglisco, auteur de premier plan, qui a très longtemps défendu le modèle de portance [Maglisco, 1982, 1993] illustre cette remise en cause : "Maintenant je me rends compte que j'ai été désabusé par le théorème de Bernoulli. Je suis retourné à la troisième loi de Newton : si vous poussez de l'eau en arrière, vous avancerez. Je crois maintenant que la force de traînée domine dans la propulsion" [Maglisco, 1999]. Ce mea culpa montre en définitive la grande difficulté à appréhender

la complexité des mécanismes propulsifs en natation.

Actuellement, le débat porte sur la place de la traînée et de la portance dans la propulsion [Sanders et Cowan, 2001]. Ce débat est important car il traduit chaque vision de la technique : un trajet en "I", traduirait une vision plus "ramante" de la natation, alors qu'un trajet en "S" une vision davantage basée sur la portance.

Cependant, ce débat souffre de deux manques majeurs.

Le premier est que la dichotomie traînée/portance n'a pas beaucoup d'intérêt dans le domaine de la natation. Dickinson [1996] souligne d'ailleurs que "les deux forces sont exactement les manifestations du même phénomène de mécanique des fluides. Pour cette raison, il peut être trompeur de faire la distinction entre les modes de propulsion "lift-based" et "drag-based" ". Ce débat intéresse logiquement l'aéronautique puisqu'il s'agit d'optimiser le rapport traînée/portance, par une diminution de la première et une augmentation de la seconde. Cependant, dans le cadre de la natation, les nageurs cherchent à produire des forces orientées dans la direction d'avancement. L'importation du modèle aéronautique directement dans celui de la natation, apporte donc davantage de confusions que d'éclaircissements.

La seconde, plus problématique, est que ce débat ne s'appuie que sur très peu de données mesurées. En effet, à notre connaissance, très peu d'études ont mesuré les paramètres cinématiques précis en natation, tels que les angles d'attaque, l'orientation de la main par rapport à la direction d'avancement, ou bien la trajectoire de la main sur un grand nombre de nageur. La vision d'un trajet en "I", s'appuie alors davantage sur un ressenti, une "vue globale" d'entraîneur que sur des mesures. Par exemple si l'angle d'attaque au cours du temps n'est pas connu, il est alors difficile de débattre des composantes de traînée et de portance.

Ainsi, il apparaît d'une part, qu'il devient important de dépasser ce débat traînée/portance, et d'autre part, il convient de mesurer les paramètres cinématiques fondamentaux.

La compréhension des mécanismes passe alors par un changement de paradigme : d'une analyse quasi-stationnaire à instationnaire. La recherche en biologie qui étudie le vol des oiseaux et des insectes a entrepris cette transformation il y a une quarantaine d'années. Cela leur a permis de mieux comprendre les mécanismes de génération des forces. En natation, cette mutation s'est opérée, dans une moindre mesure, il y a une vingtaine d'années. Cependant elle ne s'appuie que sur un nombre limité de chercheurs et de moyens.

3.4.3 L'analyse instationnaire en natation

Un certain nombre d'auteurs, soucieux de comprendre les mécanismes génératifs de la propulsion, ont mené des études biomécaniques selon une approche instationnaire.

Au cours des dernières années, de nouvelles approches ont été adoptées pour mesurer les effets des mécanismes liés à l'instabilité de l'écoulement. Par exemple, Sanders [1999] a développé un modèle de dynamique inverse prenant en compte les effets de l'accélération linéaire. Il a constaté que l'accélération apportait une contribution supplémentaire de 5 à 8 N dans la force ce qui représente une quantité significative par rapport à la force totale. D'autres systèmes ont permis de mesurer les forces hydrodynamiques directement en utilisant des modèles physiques d'une main/avant-bras en reproduisant la cinématique du nageur [Lauder et Dabnichki, 2005; Sidelnik et Young, 2006]. Les résultats ont révélé des différences allant jusqu'à 43.6 % [Lauder et

Dabnichki, 2005] par rapport à des conditions quasi-stationnaires. En outre, Rouboa *et al.* [2006] ont montré, par une analyse par simulation numérique, que la force de traînée était 22.5 % plus élevée dans des conditions d'écoulement accéléré que dans des conditions quasi-stationnaires.

Il apparaît que l'étude directe de l'écoulement est un moyen important de compréhension des mécanismes dynamiques. Dans ce cadre, des méthodes de visualisation ou de mesure de l'écoulement (méthode PIV (Particle Image Velocimetry)) ont largement été utilisées en recherche biologique [Dickinson, 1996] ou sur le vol battu [Jardin, 2009]. En natation, ce nombre d'études par PIV est limité à quelques recherches dont les principaux auteurs sont : Matsuuchi *et al.* [2009] et Takagi *et al.* [2013, 2014].

3.5 Étude de l'écoulement en crawl

3.5.1 Étude par visualisation de l'écoulement

Des méthodes telles que les visualisations par bulles (Figure 3.33 b), par fils de laine fixés à la surface des nageurs (Figure 3.34) ou par particules injectées (Figure 3.33 a) ont également été utilisées. La visualisation par traceurs solides est une technique optique non-intrusive permettant l'analyse topologique d'un écoulement [Jardin, 2009]. Ces recherches ont notamment permis de faire apparaître des structures cohérentes ou "vortex" (en anglais) qui jouent un rôle important dans les écoulements instationnaires.

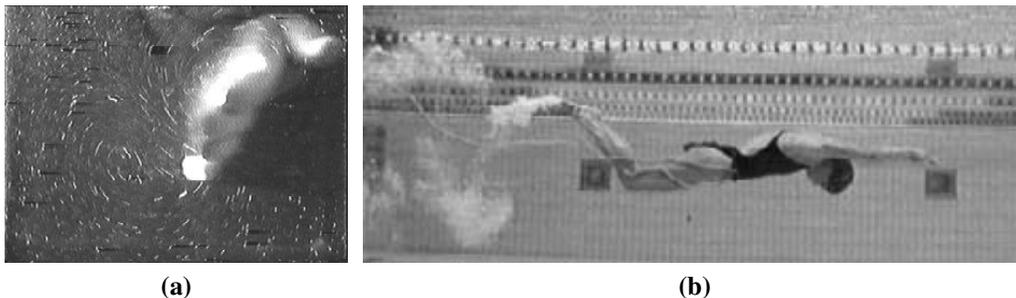


FIGURE 3.33 – (a) Visualisation de l'écoulement autour de la main d'un nageur par suivi de traceurs solides, [Arellano et Pardillo, 2001]; (b) Visualisation des structures tourbillonnaires lors d'ondulations par la méthode des bulles injectées, [Arellano *et al.*, 2002].

La visualisation par fils de laine a notamment permis à Toussaint *et al.* [2002] de mettre en évidence un écoulement transverse, allant du coude vers le dessus de la main, au début de la phase d'insweep. Cette méthode a également été employée récemment par un autre auteur afin de visualiser les décollements du fluide autour du corps de nageurs, pour étudier la résistance à l'avancement dans les phases de coulées, lors des reprises de nage (Zaïdi *et al.* [2010], Figure 3.34 b).

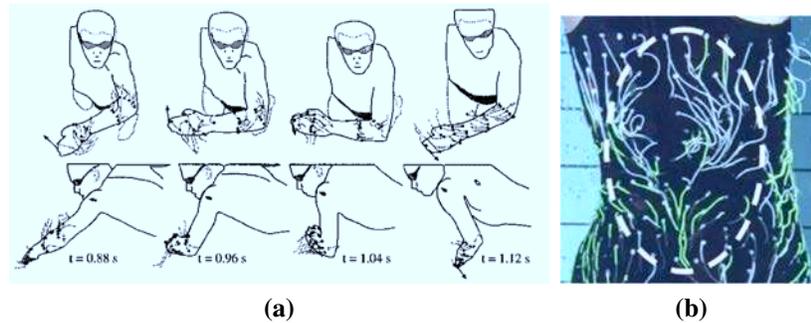


FIGURE 3.34 – (a) Etude de l'écoulement généré par le bras en crawl par la méthode des fils de laine, [Toussaint *et al.*, 2002]; (b) Etude de l'écoulement généré sur le corps d'un nageur lors d'une coulée par la méthode des fils de laine, [Zaïdi *et al.*, 2010].

3.5.2 Mesures par la méthode de vélocimétrie à imagerie de particules

La PIV (Particle Image Velocimetry) est une méthode de mesure non intrusive de vitesse de l'écoulement. Elle est utilisée depuis une dizaine d'années dans l'étude hydrodynamique des nageurs, essentiellement par les équipes de recherche nipponnes. La mesure de l'écoulement par la méthode PIV permet de porter un regard nouveau sur l'écoulement de l'eau autour des segments propulsifs. En effet, il révèle par exemple, des variations d'écoulement produites par des changements directionnels des mains, surtout dans les phases de transition (Figure 3.35).

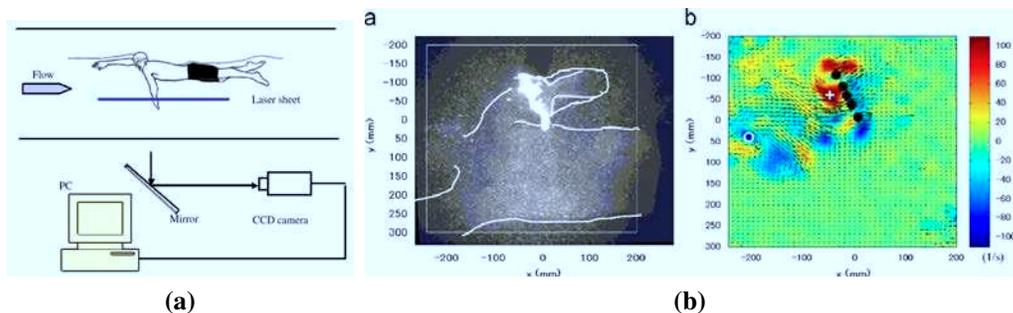


FIGURE 3.35 – (a) Dispositif de mesure PIV sur un nageur dans un bassin à contre-courant (flume) à vitesse d'écoulement égale à $1.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; (b) Exemple d'une image de nageur avec les particules ensemencées, champ de vitesses mesuré autour de la main du nageur. Les 5 points noirs correspondent aux doigts du nageur, [Matsuuchi *et al.*, 2009].

Ainsi Takagi *et al.* [2014] ont montré l'influence du détachement tourbillonnaire, mesuré lors de la transition insweep-upstroke, sur la génération de force appliquée sur une main à cet instant. Les principaux résultats de ces études seront détaillés dans la partie "simulation numérique" du chapitre 5.

3.5.3 Étude de l'écoulement par simulation numérique

Modélisations de l'écoulement

Les progrès réalisés au cours de ces dernières années, dans le développement de méthodes numériques et de la modélisation de la turbulence, mais aussi dans la puissance des machines de calcul, permettent aujourd'hui de simuler des écoulements complexes. La CFD (Computational Fluid Dynamics) est considérée comme un outil d'analyse essentiel car il permet de simuler, à coût moins élevé qu'en expérimental, l'écoulement autour d'un profil, et d'obtenir le champ de vitesse et de pression, ainsi que les forces extérieures appliquées sur les parties solides.

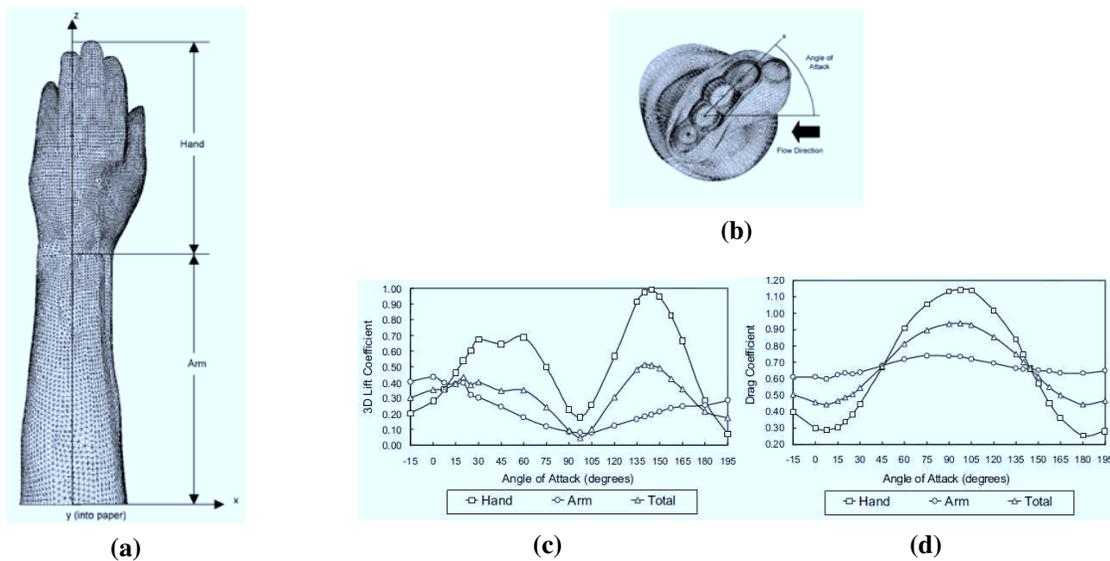


FIGURE 3.36 – (a) et (b) Maillage surfacique de la main et du bras en modélisation CFD, avec la représentation de l'angle d'attaque du fluide par rapport au profil ; (c) et (d) coefficients de portance et de traînée en fonction de l'angle d'attaque à une vitesse d'écoulement de 2 m/s, [Bixler et Riewald, 2002].

Bixler et Schloder [1996]; Rouboa *et al.* [2006]; Sato et Hino [2013] ont montré que les études menées en CFD dans des conditions quasi-stationnaires sont insuffisantes pour modéliser l'écoulement complexe en natation. Les effets instationnaires jouent un rôle majeur dans la dynamique globale de l'écoulement. Certains auteurs ont notamment montré l'influence de la masse ajoutée [Dabnichki, 2011].

Principaux modèles numériques utilisés

La très grande majorité des simulations a été effectuée en écoulement quasi-stationnaire. Il est maintenant admis que ces simulations ne représentent pas suffisamment les conditions réelles de l'écoulement en natation [Bixler et Schloder, 1996; Rouboa *et al.*, 2006; Sato et Hino, 2013], qui sont très instationnaires. La plupart des études sont menées à partir d'une approche Eulérienne (en fixant un volume dans lequel l'écoulement passe), contrairement à une approche Lagrangienne qui suit les particules fluides dans le temps. Nous détaillerons essentiellement les

$k - \varepsilon$	Bixler et Riewald [2002]	Keys <i>et al.</i> [2010], Lecrivain <i>et al.</i> [2010]
$k - \omega$	Arfaoui et Polidori [2014]	Popa <i>et al.</i> [2014]
$k - \omega$ SST	James <i>et al.</i> [2014]	

FIGURE 3.37 – Différents modèles de turbulence utilisés dans la recherche en natation, et les principaux auteurs.

premières, et présenterons rapidement les secondes à titre d'information. [Cohen *et al.*, 2009, 2012, 2015] utilisent actuelle la méthode SPH (“Smoothed Particle Hydrodynamics) pour simuler, en crawl, l'écoulement autour de nageurs complets. [Dabnichki, 2011; Gardano et Dabnichki, 2006; Loebbecke et Mittal, 2009; Mittal et Iaccarino, 2005] utilisent une méthode (“Immersed Boundary Method”) qui adopte à la fois un point de vue Eulérien (pour la modélisation du fluide) et Lagrangien (pour la modélisation de la structure).

Dans la suite du développement, nous présenterons les études en simulation numérique effectuées à partir de modélisation de la turbulence, soit selon une approche quasi-stationnaire, soit selon une approche instationnaire.

Modèle de turbulence

Ces dernières années, des études instationnaires ont été proposées pour analyser l'écoulement autour des nageurs. Lecrivain *et al.* [2010] ont étudié l'effet de l'amplitude du roulis du corps ainsi que de la vitesse de rotation du bras sur la propulsion d'un nageur amputé. Keys *et al.* [2010] ont examiné la propulsion et les forces de traînée exercées sur le corps durant la nage libre. Ces deux chercheurs ont utilisé la méthode de maillage mouvant pour modéliser les différents segments du corps, avec le modèle de turbulence $k - \varepsilon$. En outre, Sato et Hino [2013] ont simulé directement un écoulement autour d'une main, mais sans modèle de turbulence ni surface libre. Pourtant, le modèle de turbulence est très important dans la simulation en raison du rôle joué par la couche limite dans la création de turbulence [Manceau, 2011]. Les modèles de turbulence ont été beaucoup améliorés ces dernières années, en particulier en prenant de plus en plus en compte des phénomènes de proche paroi [Manceau, 2011]. Ainsi, en natation, le modèle $k - \varepsilon$ est le plus couramment utilisé [Bixler et Riewald, 2002] (Figure 3.37). Cependant ce modèle souffre d'un problème majeur dans le cadre d'écoulements externes comme c'est le cas en natation : en proche paroi la turbulence a besoin d'être modélisée (loi de paroi). Aussi, d'autres auteurs ont utilisé le modèle $k - \omega$ [Popa *et al.*, 2014] et [Arfaoui et Polidori, 2014] qui est un modèle bas Reynolds permettant d'intégrer les équations jusqu'à la paroi. Cependant la simulation aux frontières n'est pas acceptable car trop dépendant des conditions initiales turbulentes qui ne sont pas connues. Plus récemment, un modèle alliant les deux précédents permet d'en combiner les deux qualités : le $k - \omega$ SST (Shear Stress Transport) [James *et al.*, 2014].

Ce modèle permet de se rapprocher davantage des conditions réelles que le modèle $k - \varepsilon$, car il combine les qualités du modèle $k - \varepsilon$ haut Reynolds (loin des parois), et le modèle $k - \omega$ bas Reynolds (près des parois). Ce modèle a été choisi dans cette étude. En outre, la présence d'une surface libre dans la simulation permet de mieux représenter la physique, en particulier dans les phases initiales et finales lorsque le bras est proche de la surface [Dabnichki, 2011].

3.6 Conclusion

La recherche en natation sportive a parcouru un chemin important depuis une quarantaine d'années, notamment sous l'impulsion des progrès réalisés dans les méthodes de mesures cinématique et dynamique. Une partie de cette recherche se situe désormais dans le champ de la mécanique des fluides, champ autour duquel se situe un débat entre les tenants d'un modèle "ramant" et ceux d'un modèle davantage sinusoïdal. L'étude instationnaire apparaît maintenant comme très prometteuse pour mieux comprendre les forces propulsives créées par les mains et les bras, sources principales de propulsion en crawl.

Cependant, il existe assez peu d'études couplées (cinématique-dynamique) réalisées sur un nombre significatif de nageurs, et à différentes allures de nage. Ces études couplées sont pourtant nécessaires si l'on souhaite s'inscrire dans un cadre de compréhension du geste sportif. L'étude cinématique des trajets aquatiques, même si elle apporte des connaissances indispensables à l'organisation des nageurs experts, ne suffit pas à expliquer les mécanismes qui sont à l'origine de la performance.

Ainsi nous avons choisi, dans le cadre de ce travail, d'effectuer une étude couplée cinématique-dynamique, à partir d'un nombre significatif de nageurs experts, afin d'analyser l'organisation gestuelle et son évolution à différentes allures de nage. L'objectif principal est de mieux comprendre le rôle des bras dans la propulsion des nageurs ainsi que l'évolution de leurs coordinations lorsque l'allure de nage varie.

Dans ce cadre, des "*paramètres cinématiques d'écoulement*" (vitesse, accélération et orientation de la main, et angles d'attaque et de sweepback) seront définis, sur la base de ceux utilisés en mécanique des fluides instationnaires (Section 3.4.1). Ces paramètres sont en effet au carrefour entre le geste des nageurs et la propulsion générée parce qu'ils caractérisent l'écoulement produit par les segments accélérés.

Analyse expérimentale en nage réelle

Sommaire

4.1	Analyse biomécanique du crawl	82
4.1.1	Définition et modélisation du système d'étude	82
4.1.2	Définition des référentiels d'étude	83
4.1.3	Définition des " <i>paramètres cinématiques d'écoulement</i> "	85
4.1.4	Forces appliquées sur le nageur	88
4.1.5	Application des lois mécaniques	88
4.1.6	Action des forces sur l'équilibre général du nageur	91
4.1.7	Conclusion	92
4.2	Méthodologie des mesures cinématiques	93
4.2.1	Dispositif expérimental	93
4.2.2	Précision de la mesure	99
4.2.3	Validation de la mesure en contexte de nage	100
4.2.4	Conclusion	102
4.3	Résultats cinématiques	102
4.3.1	Fréquence, vitesse de nage et répétabilité des trajectoires	102
4.3.2	Durées des phases aquatiques	103
4.3.3	Trajectoires, vitesses et accélérations dans le repère \mathcal{R}_0	104
4.3.4	Orientation de la main dans le repère absolu	108
4.3.5	Angles d'attaque et de sweepback	110
4.3.6	Conclusion	111
4.4	Analyse dynamique par une méthode théorique : la dynamique inverse	114
4.4.1	Methodologie de calcul d'efforts	114
4.4.2	Résultats des forces calculées	115
4.5	Conclusion	117

4.1 Analyse biomécanique du crawl

La propulsion en crawl est assurée uniquement par l'action mécanique des segments corporels accélérés, qui sont essentiellement les bras et, dans une moindre mesure, les jambes. Ces actions mécaniques sont rendues possibles par les contractions coordonnées des différents groupes musculaires. L'action mécanique se traduit par des réactions (par le principe des actions réciproques de la 3^{ème} loi de Newton) internes et externes par rapport au système étudié (le nageur). Les forces internes sont les forces de liaisons articulaires, à la jonction entre les différents segments du corps. Les forces externes se décomposent en force de volume (uniquement le poids ici) et forces de surface (pression et frottements) qui sont l'action de l'eau sur le nageur. Ces actions se décomposent en une partie statique (force de flottaison) et une partie dynamique (liée à l'écoulement de l'eau sur la peau). L'ensemble de ces forces varient à chaque instant en intensité, et induisent des déséquilibres importants auxquels le nageur doit constamment s'adapter afin de maintenir son corps dans l'axe d'avancement. L'objectif ultime est d'augmenter les forces propulsives et de diminuer les forces résistives sur toute la durée de l'épreuve.

4.1.1 Définition et modélisation du système d'étude

Le système étudié sera le corps du nageur (S), considéré comme un système poly-articulé de segments indéformables (S_i), dont les liaisons articulaires sont supposées parfaites. Les sous-systèmes "tronc", "bras", "avant-bras" et "main" seront plus particulièrement analysés (Figure 4.1). Le modèle multi-segmentaire consiste à représenter le corps humain en un système de segments reliés les uns aux autres par des articulations. La construction de ce modèle s'appuie sur des points anatomiques (épaule, coude, poignet,...) qui définissent les extrémités des segments corporels (tronc, bras, avant-bras, main,...).

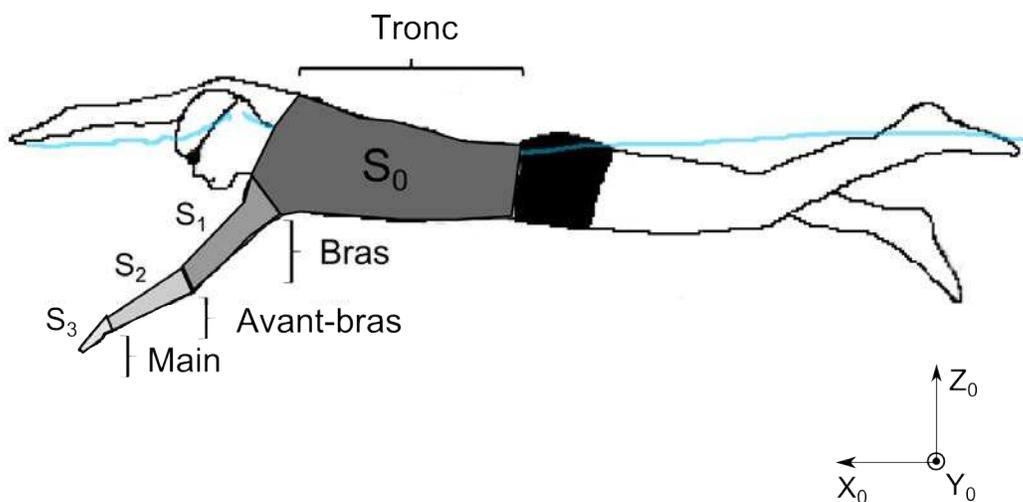


FIGURE 4.1 – Modélisation de la chaîne cinématique d'un nageur en crawl dans le référentiel absolu \mathcal{R}_0 .

L'organisation de ces différents segments les uns par rapport aux autres s'appuie sur une convention d'indexation des corps d'une chaîne ouverte. Les concepts utilisés par la suite sont issus de la thèse de doctorat de [Postiau et al. \[2004\]](#).

- La chaîne cinématique est définie comme un ensemble de corps consécutifs rencontrés lorsqu'on parcourt la structure de la base vers une extrémité ;
- Les corps sont numérotés par ordre croissant en partant de la base (S_0) vers les organes terminaux. La base est un corps dont la cinématique est exprimée facilement dans un repère absolu. Il s'agira ici du tronc du nageur sur lequel les segments sont fixés ;
- Par définition, S_0 est le segment "parent" de tous les segments. S_1 (bras) est le segment "enfant" de S_0 , et parent de S_2 (avant-bras), et ainsi de suite. S_3 (main) est le segment "terminal".
- Seul le segment S_0 (tronc) possède des paramètres en translation. Il possède également trois paramètres en rotation (roulis, lacet, tangage). Les autres segments possèdent 1, 2 ou 3 degrés de liberté en rotation, qui dépendent des caractéristiques anatomiques des articulations, mais aussi de leur modélisation plus ou moins précise. Dans le cadre de ce travail, les modélisations des articulations s'appuieront sur les modèles de [De Leva \[1996\]](#) ainsi que [Wu et al. \[2005\]](#).
- Les articulations seront supposées parfaites.

Ainsi, la cinématique de chaque segment "enfant" dépend de celle de son "parent". Nous montrerons par la suite que les cinématiques de chaque segment peuvent être exprimées à partir de paramètres cinématiques (en translation et rotation) dans un repère galiléen.

Afin de pouvoir exprimer la cinématique de chaque segment, des repères locaux, liés à chaque segment, sont définis.

4.1.2 Définition des référentiels d'étude

Un repère absolu galiléen nous servira de référence pour exprimer la cinématique d'avancement du nageur, ainsi que les trajectoires de l'ensemble des points des segments. Chaque segment sera modélisé à partir d'un repère local. Ces référentiels ne seront pas galiléens.

Repère absolu lié au bassin

Le repère $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$, orthonormé direct, lié au laboratoire de recherche, est considéré comme galiléen. L'axe X_0 est la direction d'avancement du nageur à la surface de l'eau. Y_0 est perpendiculaire à X_0 , la direction allant de l'épaule droite du nageur vers l'épaule gauche (Figure 4.1). Le plan (X_0, Y_0) est parallèle à la surface de l'eau. Z_0 est perpendiculaire au plan (X_0, Y_0) et orienté vers le haut.

Repères locaux liés au nageur

Les quatre repères suivants, liés au tronc, au bras, à l'avant-bras et à la main, sont non galiléens car ils ne se déplacent pas en translation rectiligne uniforme par rapport au repère du bassin.

Lors d'études cinématiques par rapport à ces repères, les composantes inertielles (entraînement et de Coriolis) devront être prises en compte dans l'analyse.

Repère lié au tronc

Repère orthonormé direct, non galiléen, $\mathcal{R}_T\{SH, X_T, Y_T, Z_T\}$ lié au tronc du nageur : origine SH , axe X_T allant de SB vers SH , Y_T est perpendiculaire à X_T , allant de l'épaule droite vers l'épaule gauche, et Z_T est perpendiculaire à X_T et Y_T , et orienté du buste vers le dos (Figure 4.2).

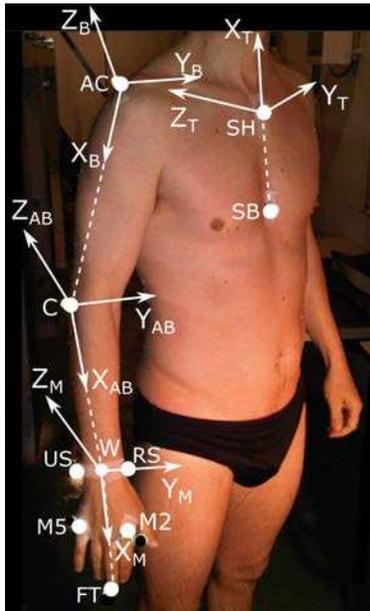


FIGURE 4.2 – Localisation des différents repères locaux liés aux segments du nageur : $\mathcal{R}_T\{SH, X_T, Y_T, Z_T\}$ lié au tronc, $\mathcal{R}_B\{AC, X_B, Y_B, Z_B\}$ lié au bras, $\mathcal{R}_{AB}\{C, X_{AB}, Y_{AB}, Z_{AB}\}$ lié à l'avant-bras et $\mathcal{R}_M\{W, X_M, Y_M, Z_M\}$ lié à la main.

Repère lié au bras

Repère orthonormé direct, non galiléen, $\mathcal{R}_B\{AC, X_B, Y_B, Z_B\}$ lié au bras du nageur : origine AC , axe X_B allant de AC vers le coude C , Y_B est perpendiculaire à X_B , allant de l'épaule droite vers l'épaule gauche, et Z_B , perpendiculaire à X_B et Y_B , orienté du dessous vers le dessus du bras (Figure 4.2).

Repère lié à l'avant-bras

Repère orthonormé direct, non galiléen, $\mathcal{R}_{AB}\{C, X_{AB}, Y_{AB}, Z_{AB}\}$ lié à l'avant-bras du nageur : origine C , axe X_{AB} allant de C vers W (milieu du segment $[RS, US]$), Y_{AB} est perpendiculaire à

X_{AB} , allant de US vers RS, et Z_{AB} , perpendiculaire à X_{AB} et Y_{AB} , orienté du dessous vers le dessus de l'avant-bras (Figure 4.2).

Repère lié à la main

Repère orthonormé direct, non galiléen, $\mathcal{R}_M\{W, X_M, Y_M, Z_M\}$ lié à la main du nageur : origine W , axe X_M allant de W vers FT , Y_M est perpendiculaire à X_M et allant de $M5$ à $M2$, et Z_M est perpendiculaire au plan X_M - Y_M , orienté du dessous vers le dessus de la main (Figure 4.2).

Repère local lié à l'écoulement autour de la main

Afin d'exprimer les forces de portance et de traînée, qui seront utilisées lors des calculs des forces par la méthode de dynamique inverse (section 4.4), un repère local lié à l'écoulement est créé au niveau de la main (Figure 4.3).

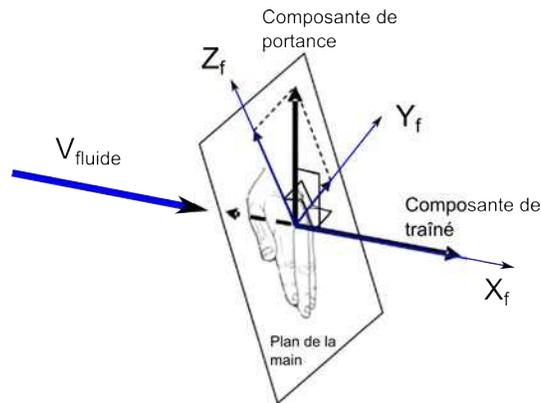


FIGURE 4.3 – Représentation du repère local lié à l'écoulement autour de la main.

L'axe X_f est colinéaire au vecteur vitesse d'écoulement du fluide par rapport à la main, Y_f est perpendiculaire à (X_f, Z_f) . La composante de traînée sera la composante projetée sur l'axe X_f , les deux composantes de portance (F_y et F_z) seront respectivement les projections sur les axes Y_f et Z_f (Figure 4.3).

4.1.3 Définition des "paramètres cinématiques d'écoulement"

Six paramètres serviront à l'étude et à la comparaison des coordinations gestuelles des nageurs aux trois allures de nage :

1. Re ,
2. SF ,
3. SL ,
4. Vitesse (V_{main}) et accélération (a_{main}) de la main dans le repère absolu \mathcal{R}_0 ,
5. Angles d'attaque $\alpha(t)$ et de sweepback $\psi(t)$ (Figure 4.4),
6. Orientation de la main dans le repère absolu $\mathcal{R}_0 : \Omega_i(t)$.

[1.] Nombre de Reynolds Re

le nombre de Reynolds (Eq. 4.1), met en évidence le rapport entre les effets inertiels (pression) et les effets visqueux (frottements).

$$Re = \frac{VL}{\nu} \quad (4.1)$$

où

- L est la longueur d'échelle de l'écoulement (ici déterminée par la longueur géométrique du segment étudié),
- $\nu = \mu/\rho$ est la viscosité cinématique du fluide ($\nu \approx 10^{-6} m^2.s^{-1}$ pour une eau à 25 °C),
- ρ est la masse volumique du fluide ($\rho = 997 kg.m^{-3}$ à 25 °C),
- V est la vitesse caractéristique que nous choisirons comme la vitesse moyenne d'écoulement de l'eau autour du segment concerné.

[2.] Fréquence de nage SF et **[3.]** Amplitude de nage SL

Ces deux paramètres ont été définis précédemment (section 3.2.4).

[4.] Vitesse (V_{main}) et accélération (a_{main}) de la main dans le repère absolu \mathcal{R}_0

La vitesse de la main (V_{main}) est définie comme la moyenne des vitesses résultantes des 2^{ème} et 5^{ème} métacarpophalangiennes [Payton et Bartlett, 1995].

[5.] Angles d'attaque $\alpha(t)$ et angle de sweepback $\psi(t)$

L'angle de sweepback (ψ) est défini comme l'angle entre le bord d'attaque de la main et l'écoulement [Schleihauf *et al.*, 1983] (Figure 4.4 a). L'angle d'attaque α (parfois appelé de façon incorrecte "pitch") est défini comme l'angle entre le plan de la main et le vecteur vitesse de l'écoulement par rapport au repère local de la main [Lauder *et al.*, 2001; Schleihauf *et al.*, 1983] (Figure 4.4 b).

[6.] Orientation de la main dans le repère absolu $\mathcal{R}_0 : \Omega_i(t)$.

L'orientation de la main est définie à partir de trois angles d'Euler (flexion, rotation et abduction) qui repèrent la main par rapport au référentiel absolu (Figure 4.5).

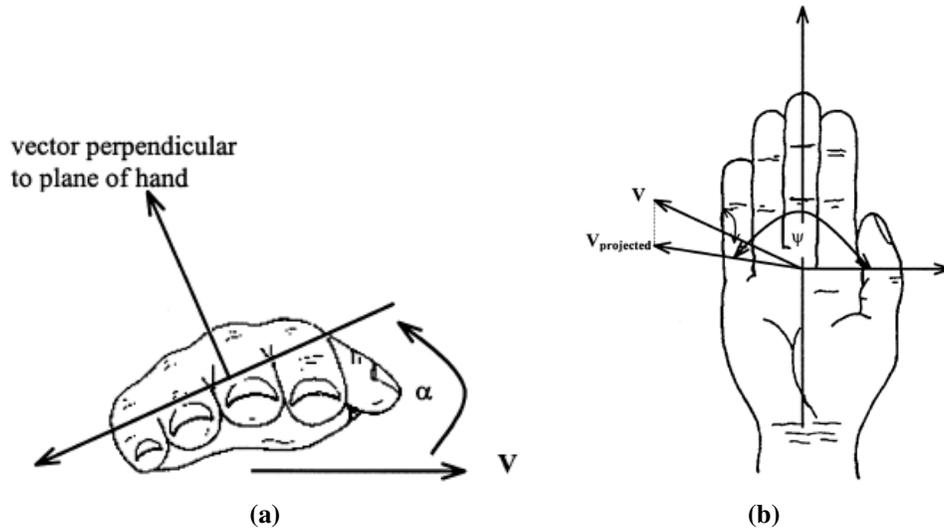


FIGURE 4.4 – Angles d’attaque α (a) et angle de sweepback ψ (b) permettant de caractériser la direction de l’écoulement par rapport à la main [Lauder *et al.*, 2001].

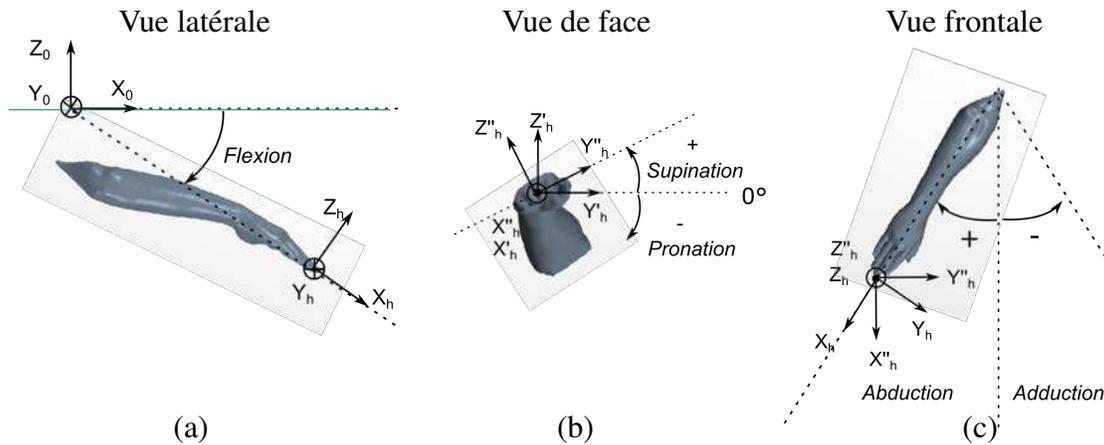


FIGURE 4.5 – Orientation de la main dans \mathcal{R}_0 sous la forme de trois séquences d’angle d’Euler : (a) Flexion, (b) Pronation-supination, (c) Abduction-adduction.

4.1.4 Forces appliquées sur le nageur

Analyse fonctionnelle du trajet des bras en crawl

Le mouvement des bras est le résultat d'actions synchronisées de différents groupes musculaires. Le déplacement de la main est le résultat d'une série de contractions musculaires partant du tronc, transmis par le bras, puis l'avant-bras jusqu'à la main. Les principaux muscles sollicités sont le grand dorsal, le grand pectoral, le grand rond et le deltoïde. (Figure 4.6, d'après Makarenko [1975]).



FIGURE 4.6 – Représentation des principaux groupes musculaires impliqués dans la cinématique du bras en crawl, [Makarenko, 1975].

4.1.5 Application des lois mécaniques

L'analyse s'appuie sur les lois de la mécanique newtonienne. Nous nous attachons ici à établir un bilan de quantité de mouvement sur chaque segment S_i du nageur, ce qui revient à écrire l'égalité entre la dérivée du torseur des quantités de mouvement $\{\mathcal{T}_c\}$ et le torseur des forces extérieures appliquées au système $\{\mathcal{T}_d\}$ (Eq. 4.2).

$$\{\mathcal{T}_c\} = \left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=0}^n m_i \vec{a}_i \\ \sum_{i=0}^n [J_i] \vec{\Omega}_{S_i} \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=0}^n \vec{F}_{ext \rightarrow S_i} \\ \sum_{i=0}^n \vec{\mathcal{M}}_{G_i}(\vec{F}_{ext \rightarrow S_i}) \end{array} \right\} = \{\mathcal{T}_d\} \quad (4.2)$$

Les forces extérieures se décomposent en forces de volume (le poids) et en forces de contact (pression et frottements visqueux, éq. 4.3). Les moments des forces extérieures sont exprimés au centre d'inertie G_i de chaque segment S_i afin de simplifier les équations. En effet, en chaque G_i le moment du poids de chaque S_i est nul par définition.

$$\sum_{i=0}^n m_i \vec{a}_i = \sum_{i=0}^n \vec{F}_{i \rightarrow S_i} = \underbrace{\sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_p \rightarrow S_i}}_{\text{Poids}} + \underbrace{\sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_{st} \rightarrow S_i}}_{\text{statique}} + \underbrace{\sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_d \rightarrow S_i}}_{\text{dynamique}} \quad (4.3)$$

$$\sum_{i=0}^n [J_i] \vec{\Omega}_{S_i} = \sum_{i=0}^n \vec{\mathcal{M}}_{G_i}(\vec{F}_{i \rightarrow S_i}) = \underbrace{\sum_{i=0}^n \overrightarrow{G_i C_{v_i}} \wedge \vec{F}_{i_{st} \rightarrow S_i}}_{\text{Moments statiques: } \vec{\mathcal{M}}_{i_{st}}} + \underbrace{\sum_{i=0}^n \overrightarrow{G_i C_{p_i}} \wedge \vec{F}_{i_d \rightarrow S_i}}_{\text{Moments dynamiques: } \vec{\mathcal{M}}_{i_d}} \quad (4.4)$$

m_i et \vec{a}_i sont les masses et accélérations linéaires de chaque segment S_i . $[J_i]$ et $\vec{\Omega}_{S_i}$, sont respectivement, les matrices d'inertie et les accélérations angulaires de chaque segment. $\vec{\mathcal{M}}_{i_{st}}$ et $\vec{\mathcal{M}}_{i_d}$ (moments dues aux forces hydrostatiques et hydrodynamiques, éq. 4.4) peuvent alors être exprimés par le produit vectoriel de la distance entre leur points d'application (C_{v_i} et C_{p_i} appelés respectivement "centre de volume" et "centre de pression" de chaque segment S_i) et le vecteur force. Nous détaillerons ces pseudo-vecteurs dans la suite du raisonnement.

L'ensemble des forces et moments agissant sur les segments S_i peut être exprimé sous leur forme résultante :

$$\sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_p \rightarrow S_i} = \vec{F}_{p \rightarrow S}; \quad \sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_{st} \rightarrow S_i} = \vec{F}_{st \rightarrow S}; \quad \sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_d \rightarrow S_i} = \vec{F}_{d \rightarrow S} \quad (4.5)$$

$$\sum_{i=0}^n m_i \vec{a}_i = m \vec{a}_G; \quad \sum_{i=0}^n \overrightarrow{G_i C_{p_i}} = \overrightarrow{G C_p}; \quad \sum_{i=0}^n \overrightarrow{G_i C_{v_i}} = \overrightarrow{G C_v} \quad (4.6)$$

Ce qui donne, en remplaçant les termes des éq.(4.5) et (4.6) dans les éq. (4.3) et (4.4) :

$$\sum_{i=0}^n \vec{F}_{i_{ext} \rightarrow S_i} = \vec{F}_{p \rightarrow S} + \vec{F}_{st \rightarrow S} + \vec{F}_{d \rightarrow S} \quad (4.7)$$

$$\sum_{i=0}^n \vec{\mathcal{M}}_{G_i}(\vec{F}_{i_{ext} \rightarrow S_i}) = \overrightarrow{G C_v} \wedge \vec{F}_{st \rightarrow S} + \overrightarrow{G C_p} \wedge \vec{F}_{d \rightarrow S} \quad (4.8)$$

Ainsi les forces extérieures résultantes qui s'appliquent sur le nageur sont les forces de pesanteur, les forces hydrostatiques et hydrodynamiques dont les points d'applications sont respectivement le centre d'inertie G , le centre de volume C_v et le centre de pression C_p du nageur. Les moments qui agissent sur le nageur, appliqués sur le centre d'inertie se résument au moment statique et moment dynamique. Il s'agit maintenant de détailler ces forces et ces moments et d'en étudier l'action sur l'équilibre de nage.

Forces de volume

L'intensité de \vec{F}_p est égale à la masse du nageur M fois la gravité g (9.81 m.s^{-2}). Cette force est orientée verticalement vers le bas et s'applique au centre d'inertie G , et sur l'ensemble du volume V du nageur de masse volumique ρ_n (Figure 4.7).

$$\vec{F}_p = \iiint_V \rho_n \vec{g} dV = -mg \vec{Z}_0 \quad (4.9)$$

Forces de surface (de contact)

Comme nous l'avons vu précédemment, les forces de surface se décomposent en force hydrostatique et forces hydrodynamiques.

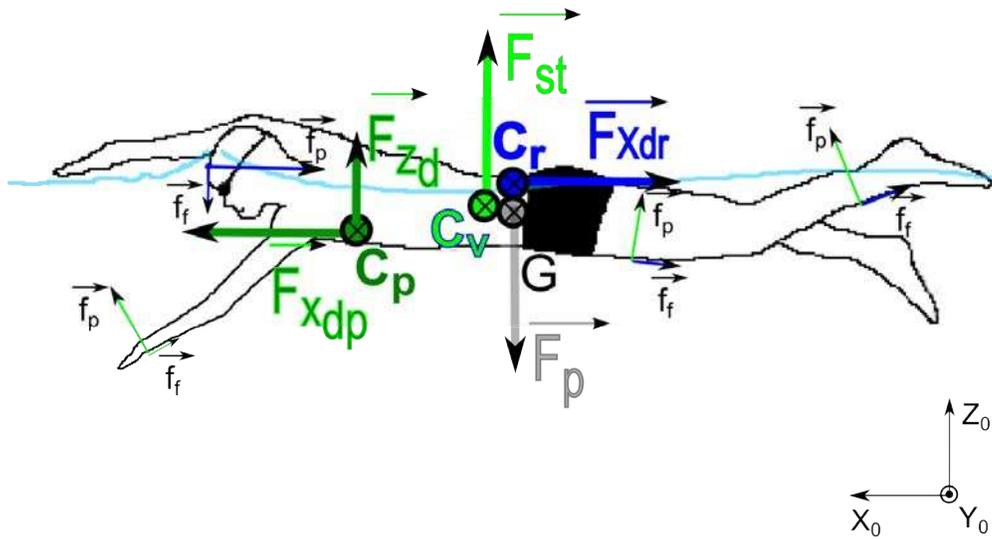


FIGURE 4.7 – Représentation des forces extérieures appliquées sur le nageur : en gris la force de volume (poids), en vert clair la force hydrostatique, en vert foncé les forces hydrodynamiques propulsives, en bleu les forces hydrodynamiques résistives. Les centres d’application de ces forces sont respectivement : G , C_v , C_p et C_r dont les positions varient avec le temps.

Force hydrostatique

La force hydrostatique \vec{F}_{st} (force de flottaison ou “poussée d’Archimède”) est égale à la masse volumique de l’eau ρ fois le volume d’eau déplacé V_e fois la gravité g . Son point d’application est le centre de volume de l’eau déplacée, elle est orientée verticalement vers le haut.

$$\vec{F}_{st} = \underbrace{\iint_S p_{st} \vec{n} dS}_{\text{pression statique}} = \rho V_e \cdot g \vec{Z}_0 \quad (4.10)$$

Forces hydrodynamiques

Les forces hydrodynamiques sont directement issues de l’écoulement de l’eau sur le nageur. Elles représentent l’action, sur l’ensemble de la surface du corps, des effets inertiels et visqueux du fluide en écoulement. Les effets inertiels agissent sur la composante de pression (perpendiculaire à la paroi) et les effets visqueux sur la composante de frottement (tangentielle à la paroi). La pression est la conséquence des chocs des particules d’eau qui agissent sur la surface du nageur. Elle est liée à leur quantité de mouvement. Le frottement résulte de la condition visqueuse du fluide qui adhère à la paroi. La viscosité est la conséquence des échanges de quantité de mouvement entre les différentes couches de particules plus ou moins éloignées de la surface. Comme l’eau adhère à la surface de la peau, et que les vitesses des segments du nageur sont très supérieures au fluide au repos, les échanges de quantité de mouvement seront importants. Ces deux composantes s’expriment sous la forme :

$$\vec{F}_d = \underbrace{\iint_S -p_d \vec{n} dS}_{\text{pression dynamique}} + \underbrace{\iint_S \bar{\tau} \cdot \vec{n} dS}_{\text{frottements visqueux}} \quad (4.11)$$

$\bar{\tau}$ est le tenseur des contraintes visqueuses et rend compte des effets visqueux du fluide sur les segments corporels. Il est égal à $\mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right)$. P_d est la pression dynamique (liée à la vitesse du fluide) et \vec{n} est le vecteur normal à chaque élément de surface dS .

Régime d'écoulement en crawl

Le régime d'écoulement (caractère laminaire ou turbulent de l'écoulement), doit être défini car il modifie l'analyse biomécanique, notamment par une simplification (ou pas) des équations de conservation (Eq. 4.2). Selon le régime, les actions visqueuses et de pression agissent différemment sur la surface du nageur. Ce régime est caractérisé par le nombre de Reynolds (Eq. 4.1), qui met en évidence le rapport entre les effets inertiels (pression) et les effets visqueux (frottements).

Le nombre de Reynolds a été calculé pour un nageur (Section 3.1.2). Re est compris entre 2.5 et 3.8×10^6 aux différentes allures de nage. Ces valeurs indiquent que l'écoulement généré par l'avancement du nageur dans une eau au repos, est turbulent.

Si le système étudié est le bras, ($L = 0.1$ m, diamètre du bras), alors Re est compris entre 2.2×10^5 et 3.4×10^5 selon les allures.

Le nageur évoluant à la surface de l'eau, les ondes émises par ses déplacements vont agir sur le champ de pression. Ces ondes agissent essentiellement sur les parties du corps les plus en surface, comme la tête et les jambes, ou les mains lorsque celles-ci rentrent dans l'eau au début de chaque cycle.

Le régime d'écoulement est donc turbulent. Les équations de conservation ne peuvent pas se simplifier et nécessitent, en natation, d'être modélisées pour être résolues. Compte tenu du nombre de Reynolds élevé, la composante de frottement devient négligeable devant celle de la pression [Comolet, 2006]. La conséquence directe est que la résultante des forces hydrodynamiques (majoritairement de pression), est perpendiculaire aux segments du nageur. Ainsi, l'orientation des bras par rapport à la direction d'avancement, aura une grande importance et devra être connue à chaque instant.

Les actions de l'eau sur le nageur étant définies, il est maintenant important d'étudier l'action des forces et des moments sur l'équilibre du nageur.

4.1.6 Action des forces sur l'équilibre général du nageur

A chaque instant, les positions des points d'application du poids et des forces de surface changent. En effet, la position du centre d'inertie G varie en fonction de la position des différents segments du corps S_i . Le centre de volume C_v varie en fonction du volume d'eau déplacé (et donc des parties du corps du nageur immergées), et le centre de pression C_p varie en fonction de l'intensité des actions de pression à la surface du nageur. Les positions de G , C_v et C_p variant constamment, les moments cinétiques créés par les moments des forces extérieures (Eq. 4.8) vont

provoquer des rotations du corps autour des trois axes anatomiques. Ces rotations, traditionnellement exprimées en roulis, tangage et lacet (Figure 4.8), sont créées dans le but d'augmenter la propulsion. Le nageur doit cependant, à chaque instant, gérer les déséquilibres engendrés pour rester performant.

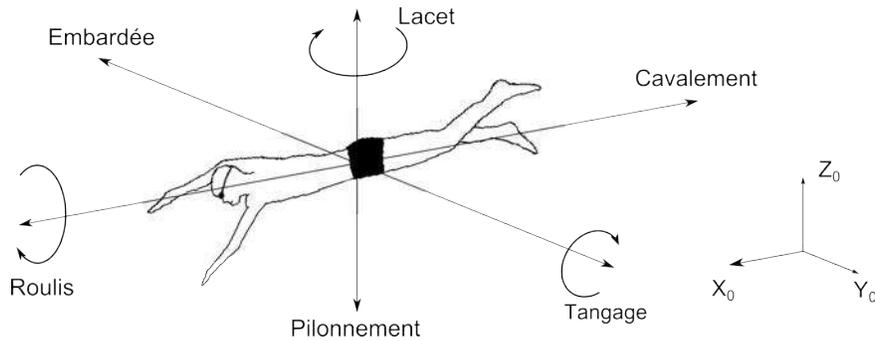


FIGURE 4.8 – Représentation des six effets de l'action du torseur des forces extérieures appliquées sur le nageur : trois en rotation, roulis (selon l'axe X_0), lacet (selon l'axe Z_0) et tangage (selon l'axe Y_0) ; et trois composantes en translation : cavalemt, pilonnement et embardée.

Projection des forces dans le repère absolu \mathcal{R}_0

Les forces totales, exprimées dans le repère absolu $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$, s'écrivent comme :

$$\begin{cases} F_x = F_{xd} = F_{xdp} + F_{xdr} \\ F_y = F_{yd} \\ F_z = F_{zd} - F_p + F_{st} \end{cases}$$

avec F_{xdp} et F_{xdr} respectivement les forces propulsives (>0) et résistives (<0).

Dans la suite du raisonnement F_{xdp} et F_{xdr} seront respectivement nommés F_{prop} (>0) et F_{resist} (<0).

Ainsi il apparaît que la composante en X_0 dépend uniquement des forces hydrodynamiques (\vec{F}_d). Ce sont donc les seules forces qui contribuent directement à la propulsion. Ces forces hydrodynamiques dépendent directement de l'écoulement du fluide sur le nageur (en termes de pression et de frottement). Il convient ainsi, afin d'étudier la propulsion du nageur, d'analyser l'écoulement autour de celui-ci.

Si l'on se reporte à l'équation (4.3), lorsque $F_{prop} + F_{resist}$ est positif alors le nageur accélère ; si ce terme est nul, le nageur avance à vitesse constante, et lorsque $F_{prop} + F_{resist}$ est négatif le nageur décélère.

4.1.7 Conclusion

Le nageur est soumis, à chaque instant à des forces et des moments qui agissent sur sa propulsion et son équilibre général de nage. Il doit gérer tout au long de ses déplacements ces dés-

équilibres afin de créer les forces propulsives les plus importantes sur toute la durée de l'épreuve. Les forces propulsives ne dépendent que des forces hydrodynamiques qui elles-même dépendent de l'écoulement de l'eau sur le nageur. Cet écoulement étant turbulent, la composante de pression sera dominante dans la force dynamique. Analyser les mécanismes propulsifs, revient donc essentiellement à étudier l'écoulement, sans cependant négliger le poids et la force de flottaison qui agissent dans l'équilibre général du nageur à travers les moments cinétiques. L'étude de cet écoulement, nous le verrons par la suite, pourra s'effectuer soit directement (par visualisation ou mesure de la vitesse du fluide) soit indirectement (mesures d'efforts ou mesures cinématiques du nageur). Cette étude passe dans un premier temps par des mesures cinématiques, nécessaires pour le calcul des *paramètres cinématiques d'écoulement*. Ces mesures sont faites dans le bassin des carènes de l'Institut Pprime, sur 17 nageurs experts.

4.2 Méthodologie des mesures cinématiques

4.2.1 Dispositif expérimental



FIGURE 4.9 – Bassin des carènes de l'Institut Pprime, Université de Poitiers. Vue dans l'axe du bassin (photo de gauche), sur le côté (photo en haut à droite), et de dessous (en bas à droite).

Les expérimentations ont été menées dans le bassin des carènes de l'Institut Pprime (Figure 4.9). Ce bassin est une installation destinée à des mesures, cinématiques ou dynamiques, sur des maquettes tractées dans ou à la surface de l'eau. Les hublots disposés sur un côté et sur le fond du bassin permettent une utilisation aisée des moyens optiques que ce soit pour la prise d'images ou la mesure de vitesses. Le bassin mesure 20.50 m de long, 1.50 m de large et 1.20 m de profondeur, et comporte onze hublots latéraux, de 960 mm de large et de 560 mm de haut, et

onze hublots au fond du bassin (960 mm de large et 960 mm de long). Ainsi, les nageurs peuvent y évoluer en crawl, sans restriction de nage, dans des conditions similaires à celles effectuées dans un couloir de bassin d'entraînement.

Un système de capture de mouvement (Vicon®), composé de huit caméras T-40 (configurées avec des lentilles de 12.5 mm) a été utilisé pour suivre dans le temps des marqueurs réfléchissants fixés sur le corps des nageurs (Figure 4.14).

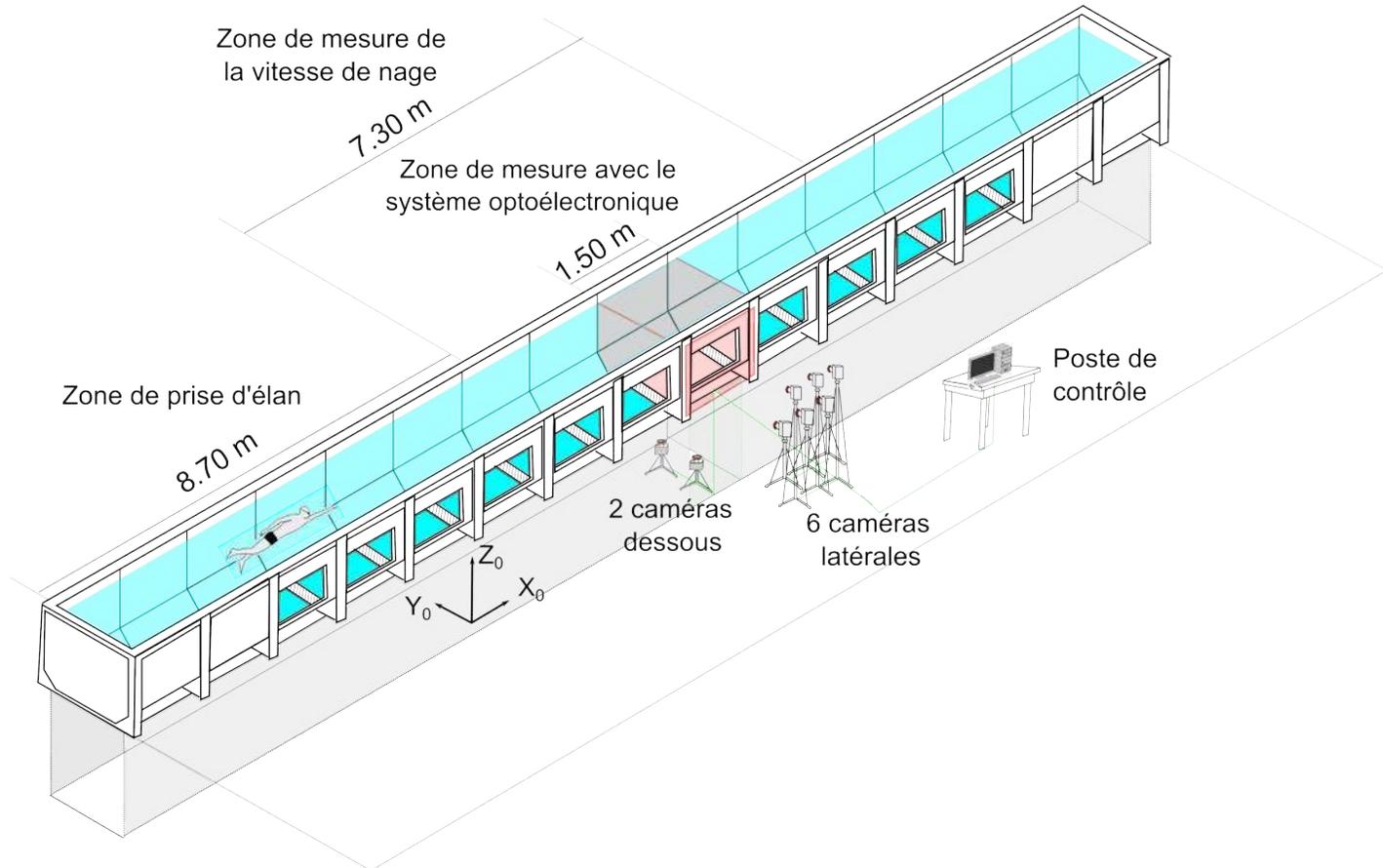


FIGURE 4.10 – Dispositif de mesure cinématique dans le bassin des carènes de l’Institut Pprime.

Les caméras sont positionnées face aux hublots latéraux, de manière à diminuer l’angle de réfraction (pour diminuer les déformations d’images) et aussi réduire la réflexion de la lumière émise par les LED des caméras sur les hublots du bassin (Figure 4.10). Le volume de capture est d’environ 1.1 m de long, 1 m de large et 1 m de haut (Figure 4.11).

Fonctionnement du système optoélectronique

Le système de capture de mouvement (Vicon®) est composé de 8 caméras T-40 (6 sur les côtés, et deux dessous). Chaque caméra est équipée d’un capteur CCD avec une résolution de 2 352 x 1 728 (4 064 256) pixels. Un réseau circulaire de 320 LED rouges est monté autour de chaque caméra (Figure 4.12). La fréquence d’acquisition des caméras a été réglée à 200 Hz.

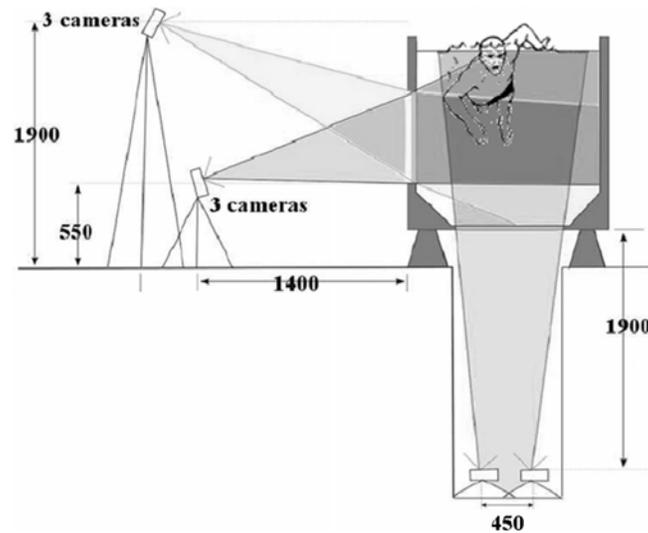


FIGURE 4.11 – Représentation de face du nageur dans le bassin et du positionnement des 6 caméras latérales et des 2 de dessous. Les distances sont exprimées en mm.



FIGURE 4.12 – Photo d'une caméra Vicon avec un réseau circulaire de LED disposées autour de l'objectif.

La lumière émise par les LED est réfléchiée vers le capteur par les marqueurs passifs fixés sur les articulations du nageur. Les coordonnées 3D des marqueurs sont reconstruites sur la base de l'image en 2D de deux ou plusieurs caméras dont les emplacements et les paramètres internes sont connus [Chiari *et al.*, 2005].

Au passage des hublots, les marqueurs sont suivis automatiquement par les 8 caméras (Figure 4.13).

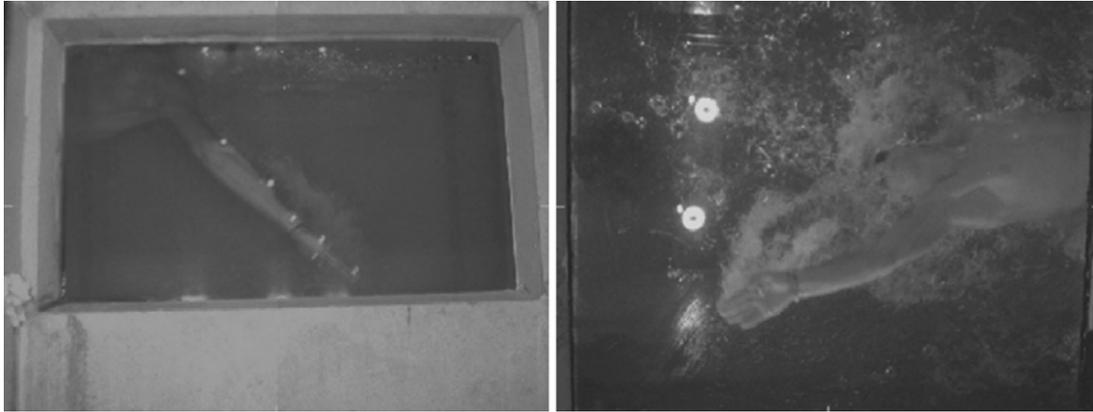


FIGURE 4.13 – Photos prises à travers le hublot latéral (à gauche) et à travers le hublot de dessous (à droite) au passage du nageur lors de la mesure cinématique.

Avant les mesures, une calibration est réalisée conformément aux instructions du fabricant. L'étalonnage utilisé dans le système Vicon® consiste à déplacer une baguette montée avec cinq marqueurs réfléchissants dans la totalité du volume de mesure. La procédure d'étalonnage s'appuie sur les longueurs connues de l'écart entre chaque marqueur pour déterminer les paramètres internes de la caméra [Chiari *et al.*, 2005]. L'étalonnage détermine simultanément les paramètres géométriques et optiques des caméras (paramètres internes), la position et l'orientation du système de coordonnées de la caméra par rapport à un système fixe de coordonnées choisi (paramètres externes).

Position des marqueurs

Les marqueurs ont été positionnés sur le corps des nageurs afin de construire les différents repères locaux. En accord avec les recommandations anatomiques de Wu *et al.* [2005], 11 marqueurs (diamètre 14 mm) ont été positionnés sur les articulations permettant de définir ces segments : tronc, bras, avant-bras et main (Figure 4.14). La localisation de ces marqueurs est précisée sur la figure 4.14.

M2i et M5i sont des marqueurs techniques qui ont été ajoutés afin de s'adapter aux conditions expérimentales du bassin. Le marqueur M2 étant peu visible durant la première moitié du mouvement, un système technique de coordonnées a été construit avec les trois marqueurs, M5, M2i et M5i, permettant de calculer les coordonnées du marqueur M2, à l'aide du modèle CAST proposé par Cappozzo *et al.* [1995].

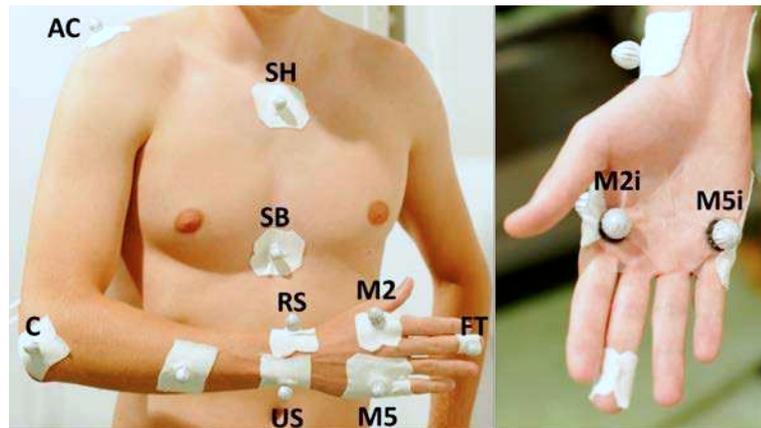


FIGURE 4.14 – Localisation des marqueurs sur le sujet S1 : pointe du troisième doigt (FT), cinquième articulation métacarpo-phalangienne (M5), seconde articulation métacarpo-phalangienne (M2), côté palmaire de la cinquième articulation métacarpo-phalangienne (M5i), côté palmaire de la seconde articulation métacarpo-phalangienne (M2i), styloïde radiale (RS) et ulnaire styloïde (US), sternums haut (SH) et bas (SB), Épitrôchlée (C), articulation acromioclaviculaire (AC).

Les marqueurs ont été fixés avec du ruban adhésif double face sur la peau et un pansement adhésif a été ajouté à la base du marqueur pour rendre la liaison marqueur/peau la plus “rigide” possible. Les marqueurs conventionnels Vicon[®], utilisés normalement en condition aérienne, perdent leur capacité de réflexion lumineuse dans l’eau. Ils ont donc été recouverts d’une bande réfléchissante spécifique (Figure 4.17).

Protocole de mesure

Dix-sept nageurs de compétition ont participé à cette étude¹. Les détails anthropométriques et leurs niveaux sont donnés dans la Figure 4.15. Chaque nageur a effectué trois passages aux trois allures caractéristiques de nage : fond, demi-fond et sprint.

Le départ se fait d’une extrémité du bassin et la distance parcourue par les nageurs est d’environ 15 m. Les nageurs sont équipés de marqueurs réfléchissants fixés sur la peau. La mesure cinématique s’effectue lorsque le nageur passe en face de deux hublots de côté et du fond (Figure 4.13). Dans ce volume, les marqueurs sont alors suivis dans le temps par un système de caméras optoélectroniques. Pour chaque nageur, la vitesse de nage a été mesurée à l’aide d’un chronomètre sur une zone de 7.50 m (Figure 4.10), et la fréquence de nage a été calculée à l’aide d’un chrono-fréquence-mètre. Tous les participants à cette recherche ont signé un consentement préalable à leur participation.

1.

- 10 nageuses et nageurs du Stade Poitevin Natation
- 7 nageuses et nageurs de la Faculté des Sciences du Sport de Poitiers

	Taille (m)	Masse (kg)	Age (années)	Genre	Longueur des segments (mm)			Niveau	% Record du monde
					Avant-bras	Haut du bras	Main		
S1	1.77	67	18	M	255	320	205	National	86.20
S2	1.62	45	19	F	225	300	165	Regional	78.80
S3	1.74	55	20	F	250	320	180	Regional	82.50
S4	1.78	60	21	F	235	320	195	Regional	80.20
S5	1.64	55	20	F	240	310	175	National	86.10
S6	1.83	76	22	M	260	340	195	Regional	82.30
S7	1.8	75	25	F	245	320	200	National	86.70
S8	1.81	75	22	M	250	325	195	National	90.20
S9	1.65	55	19	F	220	300	185	Regional	81.90
S10	1.87	84	20	M	280	360	195	National	86.80
S11	1.78	75	22	M	250	300	205	Regional	78.20
S12	1.85	76	23	M	275	340	205	Regional	78.80
S13	1.77	78	22	M	240	330	210	Regional	82.40
S14	1.72	70	17	M	250	315	185	National	85.10
S15	1.84	82	21	M	260	345	195	National	85.40
S16	1.7	55	18	F	240	315	185	National	85.20
S17	1.67	54	17	F	225	300	180	National	87.80
Moyenne	1.76	66.9	20.4		247.1	321.2	191.5		83.8
E-t	0.08	11.57	2.14		15.91	16.94	11.85		3.39

FIGURE 4.15 – Caractéristiques anthropométriques et niveau d’expertise en natation des dix-sept nageurs.

Post-traitement des données

Les données sont ensuite traitées à partir du logiciel Nexus[®], qui permet notamment de labéliser les marqueurs (Figure 4.16).

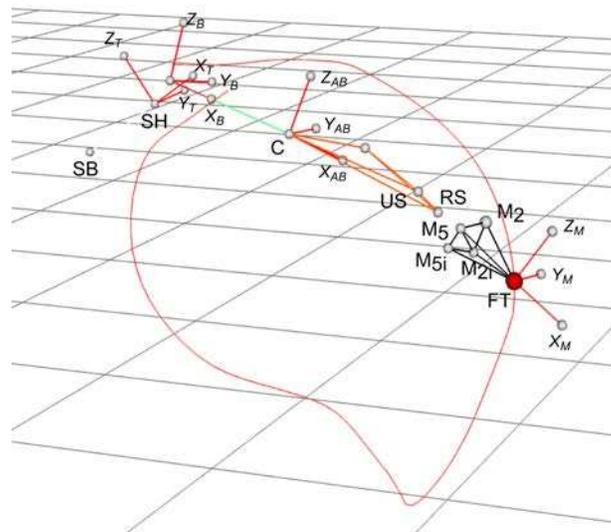


FIGURE 4.16 – Exemple de suivi de marqueurs à partir du logiciel de traitement des données Nexus[®].

Les coordonnées des marqueurs sont ensuite traitées à l'aide de l'outil Matlab® afin de calculer les différents paramètres de l'étude.

4.2.2 Précision de la mesure

L'agencement des caméras, imposée par la géométrie du bassin (Figure 4.11), est éloigné des spécifications du fabricant qui recommande de placer les caméras tout autour du volume de capture. Une mesure de précision a été faite afin d'évaluer la dégradation des mesures dues à cette disposition ainsi qu'aux conditions d'utilisation aquatique. Pour cela, une barre rigide de 0.57 m de long équipée de dix marqueurs (définissant 45 longueurs inter-marqueurs) a été utilisée (Figure 4.17). Cette barre a été déplacée pendant 10 s dans trois contextes différents :

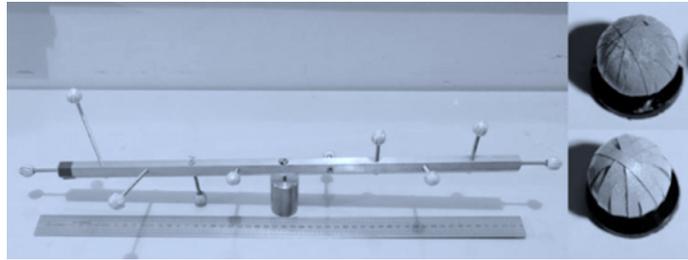


FIGURE 4.17 – Barre rigide équipée de dix marqueurs utilisée pour la mesure de précision. Marqueur classique Vicon (en haut à droite) et marqueur adapté aux conditions aquatiques (en bas à droite), réalisé avec du ruban adhésif ultra-réfléchissant.

- Condition 1 : mesure faite dans l'eau au travers des hublots, dans les conditions du protocole : huit caméras fixées autour du bassin comme illustré sur la Figure 4.10.
- Condition 2 : mesure faite dans l'air dans les mêmes configurations que celle du bassin : 8 caméras.
- Condition 3 : mesure faite dans l'air dans des conditions proposées par le fabricant : dix caméras disposées autour d'un volume de capture (4 m de long, 3 m de large et 2 m de haut) avec la distance égale entre chaque caméra recommandée par le fabricant.

La précision de la reconstruction a été analysée à partir des critères présentés par [Silvatti et al. \[2012b\]](#). Les longueurs de référence des 45 distances inter-marqueurs ont été calculées dans la condition de référence prescrite par le fabricant (condition 3). Pour chaque distance inter-marqueurs, les variables suivantes ont été calculées : la distance moyenne, l'erreur absolue moyenne (MAE), l'écart-type (STD), l'erreur minimum (MIN) et l'erreur maximum (MAX), l'erreur absolue (RMSE) et l'erreur relative (RMSE en %).

Au cours des essais aériens (conditions 2 et 3), la MAE variait de 0.19 mm dans la condition 3 à 0.65 mm dans la condition 2 avec huit caméras, alors qu'elle atteignait 5.75 mm dans les essais sous-marins (condition 1). Les erreurs MAX étaient de 0,95 mm dans la condition 3, de 3.28 mm pour la condition 2 et de 16.69 mm pour la condition 1 (Figure 4.18).

Dans ces conditions, une erreur absolue moyenne (MAE) d'environ 5.75 mm pour les 45 longueurs inter-marqueurs de dix marqueurs fixés sur une barre rigide a été atteinte. Dans leur

		STD	MIN	MAE	MAX	RMSE	%RMSE
Condition 1	Underwater	3.27	0.21	5.75	16.69	6.50	2.80
Condition 2	Intermediate in air	0.48	0.03	0.65	3.28	0.77	0.36
Condition 3	Reference in air	0.24	0.00	0.19	0.95	0.24	0.12

FIGURE 4.18 – Précisions des résultats de la mesure des distances inter-marqueurs obtenues à partir de la barre rigide dans les trois conditions : STD, MIN, MAE et erreurs MAX, RMSE et % RMSE [Monnet *et al.*, 2014].

étude, *Silvatti et al.* [2012a] rapportent que dans des conditions sous-marines, la MAE était de 1 mm pour un étalonnage avec une plaque 2D, et de 1.1 mm pour un étalonnage avec une baguette et 6.19 mm pour un étalonnage effectué à partir de la méthode DLT (Direct linear transformation) non linéaire. Les résultats trouvés ici sont similaires à ceux de cette étude. Le positionnement des caméras affecte légèrement la précision de mesure, en effet la MAE était de 0.19 mm dans la condition 2 et de 0.65 mm dans la condition 3 (Figure 4.18).

Ainsi cette méthode, même si les résultats sont un peu dégradés par rapport au milieu aérien, montre une bonne précision au regard du contexte aquatique. Il s'agit maintenant de la valider dans le contexte de nage.

4.2.3 Validation de la mesure en contexte de nage

La bonne précision de mesure obtenue à partir d'un protocole basé sur des supports rigides, doit être confirmée dans les conditions réelles de nage. Pour cela, nous avons choisi d'évaluer l'incertitude de mesure de paramètres cinématiques les plus importants dans l'étude hydrodynamique en natation.

Les angles sweepback et d'attaque ont été choisis car ils impactent beaucoup les résultats des forces [Lauder *et al.*, 2001]. En outre, ils sont définis à partir de tous les marqueurs de la main.

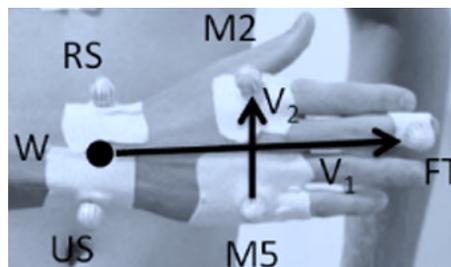


FIGURE 4.19 – Localisation des marqueurs sur la main permettant de calculer les vecteurs V_1 et V_2 .

Quatre repères anatomiques ont été utilisés pour calculer les angles de sweepback (Figure 4.19) :

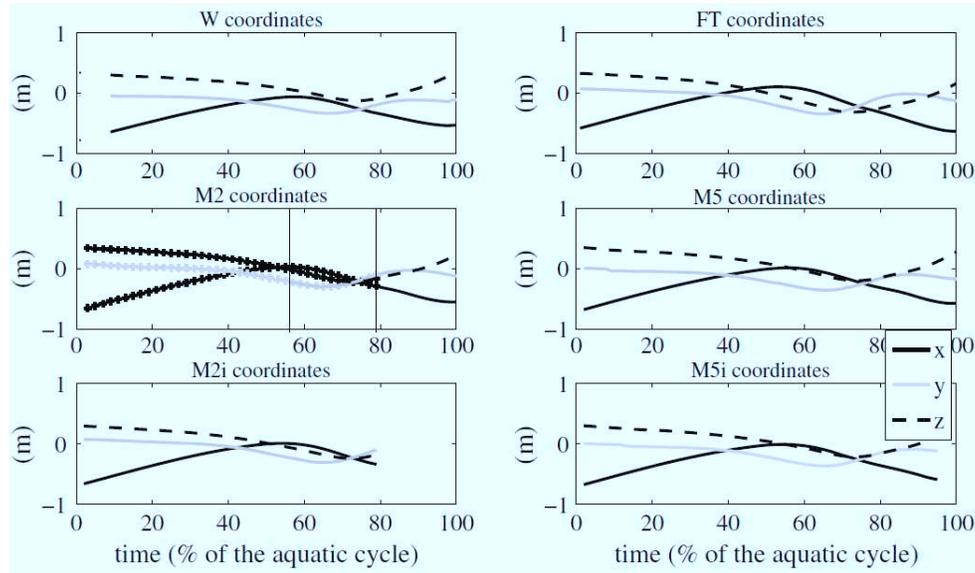


FIGURE 4.20 – Cinématique des repères utilisés dans le calcul des angles de sweepback ; x axe sagittal, y axe médio-latéral et z axe vertical pour le premier essai du sujet S1. Pour les coordonnées de (M2), sont affichées en courbe pointillée, les positions calculées à partir des coordonnées de (M5), (M5i) et (M2i). Les lignes verticales délimitent la période de temps durant laquelle les coordonnées de M2 ont été recalculées à partir de (M5), (M2i) et (M2i).

le centre du poignet (W), l'extrémité du majeur FT, les deuxième M2 et cinquième M5 métacarpo-phalangiennes. W se calcule comme le milieu de [RS,US] [De Leva, 1996].

Deux vecteurs ont été définis de manière à calculer les angles d'attaque et de sweepback : le vecteur joignant W et FT (V1) et le vecteur joignant M2 et M5 (V2) (Figure 4.14). La Figure 4.20 montre les trajectoires au cours du temps des six marqueurs utilisés dans cette validation. Pour cet essai, les quatre marqueurs "métacarpo-phalangiens" ont été enregistrés et ont permis d'évaluer la précision de la reconstruction.

Une fois calculées les coordonnées du marqueur M2, les erreurs de longueur relatives de ces vecteurs ont été calculées. Selon Gourgoulis *et al.* [2008] la variation de longueur de vecteur donne une estimation de la précision de la reconstruction lors de l'enregistrement de la trajectoire aquatique de la main en crawl.

La variation de longueur relative des deux vecteurs utilisés pour la cinématique de la main ont été mesurées. Les variations ont été respectivement pour V1 et V2 de $2.4 \pm 0.8 \%$ et de $3.4 \pm 1.7 \%$. Gourgoulis *et al.* [2008] ont rapporté des valeurs de $2.55 \pm 1.86 \%$ et $6.32 \pm 2.23 \%$ et Lauder *et al.* [2001] ont rapporté des valeurs de 2.7 et 8.3 % pour les mêmes vecteurs. Les résultats actuels sont meilleurs en raison de l'alignement automatique de la position 3D des marqueurs (Figure 4.18). Comme le montre Lauder *et al.* [2001], la plus grande erreur de reconstruction a été logiquement observée pour la longueur du vecteur le plus petit. Même si l'angle du poignet varie pendant tout le trajet [Hay *et al.*, 1993; Liu *et al.*, 1993], cet angle doit être mesuré dans des conditions réelles de natation.

4.2.4 Conclusion

Malgré leur très grande fiabilité et précision dans des mesures sur terre, le système opto-électronique n'avait jamais été testé dans les configurations aquatiques. Son utilisation dans des conditions aquatiques, imposée par une configuration difficile, a pourtant démontré sa bonne précision. L'erreur absolue moyenne (MAE) rapportée est de 5.75 mm pour les marqueurs fixés sur une barre rigide et la longueur relative de vecteurs joignant les marqueurs fixés sur la main est de 3.4 %. Ce système fournit donc une des meilleures précisions de ce qui se fait actuellement dans la recherche en natation. En outre, le délai de post-traitement est dix fois inférieur à celui avec un suivi manuel. Cette amélioration offre de nouvelles possibilités pour l'analyse du mouvement en natation.

4.3 Résultats cinématiques

En vue de comprendre les mécanismes générateurs de la propulsion, une analyse couplée cinématique - dynamique est envisagée. L'analyse cinématique s'appuie essentiellement sur les *paramètres cinématiques d'écoulement* : les angles d'attaque et de sweepback, les vitesses, accélération et orientation de la main dans le repère \mathcal{R}_0 . Etudier ces paramètres au cours du temps revient en quelque sorte à étudier les paramètres constitutifs des forces hydrodynamiques. Une comparaison aux trois allures est alors effectuée afin de discuter des adaptations gestuelles utilisées des nageurs en fonction de l'allure de course. Ces paramètres cinématiques seront mis en relation avec des forces calculées selon une méthode de dynamique inverse [Sanders, 1999].

Les moyennes et les écarts-types, ainsi qu'une analyse statistique sont effectués pour chaque paramètre cinématique. Une analyse factorielle de la variance (ANOVA) est utilisée pour discuter des différences significatives entre les allures de fond, demi-fond et sprint. Un test de Student est utilisé pour établir des différences significatives entre chaque allure pour chaque paramètre. Dans toutes les comparaisons, le seuil de signification a été fixé à $P < 0.05$ (indiquée par un * sur les figures). Un test de Fisher (valeur F) permet de conclure à l'existence de différences statistiquement significatives entre les variables.

Les résultats seront comparés, par phase (ES : "Entry and Stretch", DC : "Downsweep to Catch", IN : "Insweep", UP : "Upsweep" et EX : "Exit", Figure 3.10, section 3.2.3) et par allure. Il s'agira alors d'étudier s'il existe des différences significatives en fonction de l'allure. Certaines figures sont issues d'un article publié dans la revue *Journal of Biomechanics* [Samson *et al.*, 2015b].

4.3.1 Fréquence, vitesse de nage et répétabilité des trajectoires

La première analyse va consister à mesurer les fréquences et vitesses de nage afin de s'assurer que les nages réalisées dans le bassin des carènes sont proches de celles réalisées en compétition. L'objectif est de valider les essais en bassin des carènes, mais aussi d'étudier la répétabilité des trajectoires les unes par rapport aux autres.

Ces résultats indiquent que les nageurs ont nagé à des allures qui les situent dans des gammes

	Fréquence (cyc/min)						Vitesse de nage (m/s)						Amplitude (m/cyc)		
	Fond		Demi-fond		Sprint		Fond		Demi-fond		Sprint		Fond	Demi-fond	Sprint
	moyenne	E-t	moyenne	E-t	moyenne	E-t	moyenne	E-t	moyenne	E-t	moyenne	E-t	moyenne	moyenne	moyenne
S1	38.1	2.4	43.9	1.8	47.5	0.1	1.43	0.03	1.57	0.04	1.74	0.07	2.25	2.15	2.20
S2	38.9	0.1	40.5	0.8	46.2	1.2	1.25	0.01	1.35	0.02	1.50	0.05	1.93	2.00	1.95
S3	37	1 essai	44	1 essai	52	1 essai	1.20	1 essai	1.34	1 essai	1.54	1 essai	1.94	1.84	1.79
S4	42	1 essai	46	1 essai	54	1 essai	1.30	1 essai	1.41	1 essai	1.53	1 essai	1.84	1.86	1.70
S5	45	1 essai	50	1 essai	57	1 essai	1.42	1 essai	1.51	1 essai	1.62	1 essai	1.91	1.83	1.72
S6	35	1 essai	40	1 essai	52	1 essai	1.43	1 essai	1.54	1 essai	1.81	1 essai	2.46	2.34	2.11
S7	38	1 essai	44	1 essai	51	1 essai	1.43	1 essai	1.53	1 essai	1.65	1 essai	2.24	2.07	1.95
S8	39.8	0.1	46.5	4.2	55.4	0.6	1.51	0.03	1.60	0.02	1.81	0.02	2.28	2.06	1.96
S9	36.7	1.7	41.0	3.2	49.7	1.1	1.26	0.05	1.35	0.04	1.45	0.02	2.06	1.98	1.75
S10	35.9	0.6	39.9	1.3	44.4	0.7	1.47	0.02	1.62	0.02	1.75	0.05	2.46	2.44	2.36
S11	37.9	0.9	39.8	0.5	52.9	2.1	1.46	0.01	1.51	0.03	1.67	0.03	2.31	2.28	1.89
S12	37.8	0.8	45.2	0.9	52.5	0.8	1.36	0.07	1.53	0.03	1.63	0.02	2.16	2.03	1.86
S13	40.5	1.6	41.6	0.4	52.5	1.4	1.38	0.03	1.50	0.04	1.69	0.06	2.04	2.16	1.93
S14	41.0	1.5	45.0	1.3	54.8	1.2	1.51	0.01	1.56	0.05	1.66	0.01	2.21	2.08	1.82
S15	40.5	2.3	44.2	1.7	51.9	0.8	1.48	0.05	1.60	0.01	1.73	0.01	2.19	2.17	2.00
S16	40.4	0.7	46.1	0.6	51.9	0.4	1.29	0.01	1.47	0.02	1.61	0.02	1.92	1.91	1.86
S17	36.8	0.1	42.0	0.3	47.9	1.2	1.35	0.02	1.47	0.03	1.60	0.01	2.20	2.10	2.00
Moyenne	38.9	1.1	43.4	1.4	51.3	1.0	1.38	0.03	1.50	0.03	1.65	0.03	2.14	2.08	1.93
E-t	2.39	0.79	2.72	1.14	3.20	0.50	0.09	0.02	0.09	0.01	0.10	0.02	0.18	0.17	0.17

FIGURE 4.21 – Fréquence, amplitude et vitesse de nage moyennes (\pm écart-type, E-t) des nageurs aux trois allures.

de nageurs experts entre 80 % et 90 % du record du monde (Figure 4.15). Ce sont des nageurs de niveaux régionaux et nationaux qui ont une pratique régulière de la natation de compétition, depuis une dizaine d'années, à raison de 3 à 8 entraînements hebdomadaires. Par ailleurs, si l'on compare les fréquences et vitesses de nage avec celles des nageurs experts (Figure 3.12), les fréquences sont dans des gammes proches de celles de nageurs experts. Les données des r^2 montrent la bonne répétabilité des trajets pour chaque nageur. Cela confirme les résultats de Maglischo *et al.* [1984] qui montrent que les nageurs ont la capacité à reproduire les mêmes trajets.

4.3.2 Durées des phases aquatiques

Plus l'allure de nage augmente et plus la durée absolue des phases d'ES, DC, et EX diminuent de façon significative (Tableau 4.22). En revanche, la durée absolue des phases d'IN et d'UP ne varient pas en fonction de l'allure. Le temps total du trajet est plus faible en sprint qu'en demi-fond, et plus faible en demi-fond qu'en fond (respectivement 0.88 s, 1.06 s et 1.19 s) et ils varient significativement en fonction de l'allure.

	ES		DC		IN		UP		EX		Total	
	Moyenne	E-t										
Fond (s)	0.34	0.06	0.40	0.08	0.20	0.10	0.17	0.09	0.09	0.10	1.19	0.09
Demi-fond (s)	0.28	0.05	0.34	0.07	0.19	0.09	0.17	0.08	0.08	0.10	1.06	0.08
Sprint (s)	0.20	0.04	0.26	0.06	0.19	0.08	0.17	0.09	0.06	0.08	0.88	0.07
F	28.00		8.29		0.16		0.17		2.16		48.74	
p	0.00*		0.00*		0.85		0.84		0.13		0.00*	

FIGURE 4.22 – Moyennes (\pm écart-type, E-t), pour les dix-sept nageurs, de la durée absolue de chaque phase pendant le trajet aquatique, aux trois allures de nage.

4.3.3 Trajectoires, vitesses et accélérations dans le repère \mathcal{R}_0

Trajectoires de la main

Les trajectoires présentées sur la figure 4.23 sont celles du nageur S8. Elles illustrent les trajectoires des autres nageurs, avec une allure sinusoïdale (plus ou moins prononcée selon le nageur) avec une grande répétabilité à chaque essai. On constate que les trois essais sont très proches, et il semble que les nageurs sont capables de reproduire précisément les mêmes trajectoires d'un essai à l'autre.

Cette caractéristique avait déjà été soulignée par Maglischo *et al.* [1984]. Afin de valider cette hypothèse, nous avons calculé le paramètre r^2 (coefficient de détermination que l'on peut définir comme le pourcentage de la variation de la variable d'un essai à l'autre) à partir des résultats de deux paramètres cinématiques qui prennent en compte 5 marqueurs. Il s'agit des angles d'attaque et de sweepback, obtenus à partir des marqueurs de l'extrémité du doigt, de M2 et M5, ainsi que des deux marqueurs du poignet. Les résultats montrent une grande répétabilité des trajectoires (Figure 4.24).

On en conclue que les nageurs reproduisent des trajectoires des mains très proches à chaque coup de bras, pour chaque allure de nage.

Vitesses

Aux trois allures de nage, la vitesse de la main a un profil similaire (Figure 4.25) : une diminution rapide du début de l'entrée de la main dans l'eau jusqu'au début de DC, suivie d'une augmentation progressive jusqu'à la vitesse maximale à la fin de la phase EX. En sprint, il semble y avoir un léger pic de vitesse dans chaque phase, en particulier pendant la phase de DC. Lors des phases d'IN et d'UP, il n'y a pas de différences significatives dans les moyennes des vitesses (Figure 4.25 a). Il y a cependant des différences significatives au cours des phases ES, DC et EX (Figure 4.25 a et b). Pour ces phases, plus l'allure de nage augmente, et plus la vitesse de la main augmente.

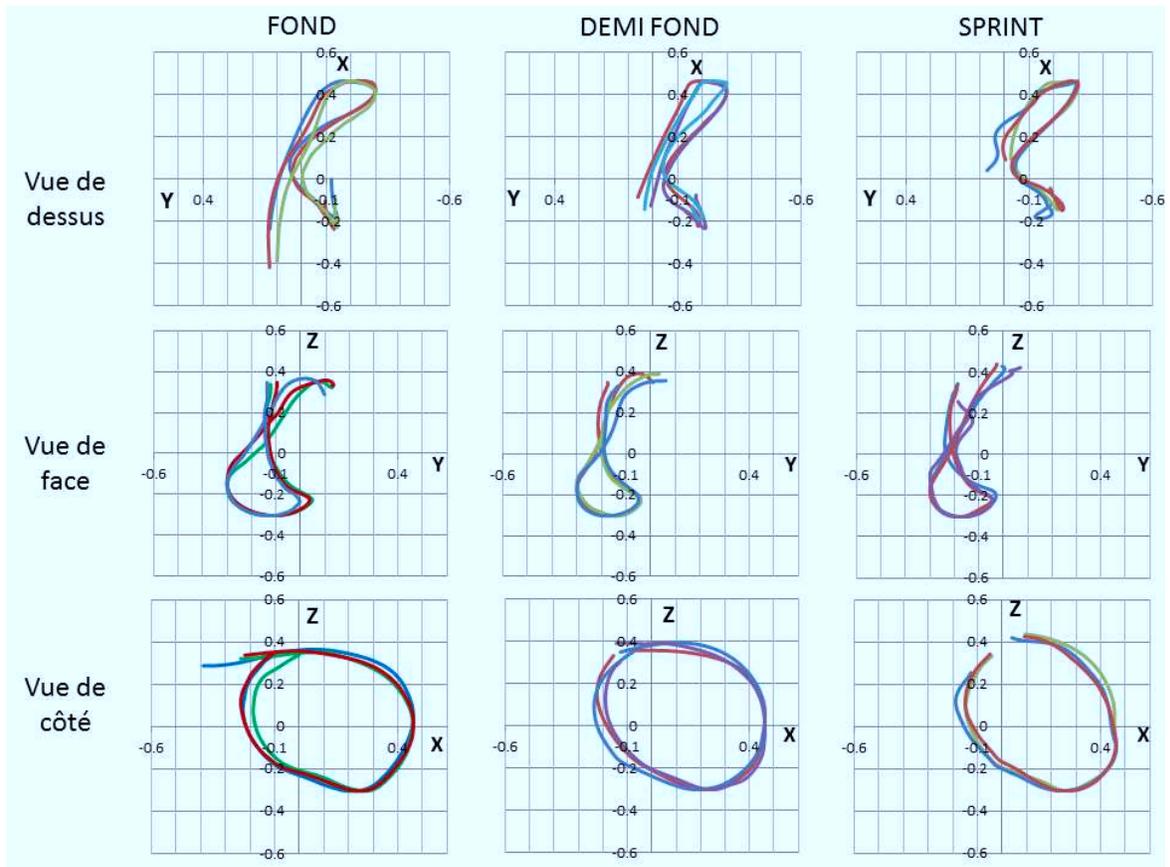


FIGURE 4.23 – Trajectoires de la main (extrémité du majeur), vues de dessus, de face et de côté, pour le nageur S8 (trois passages), aux trois allures de nage : fond, demi-fond et sprint.

	Angles d'attaque et de sweepback							
	r^2 sweepback				r^2 attaque			
	Fond	Demi-fond	Sprint	Moyenne	Fond	Demi-fond	Sprint	Moyenne
S1	0.92	0.95	0.93	0.93	0.82	0.95	0.98	0.92
S2	0.99	0.99	0.98	0.99	0.88	0.97	0.87	0.91
S3	NE	NE	NE	0.97	NE	NE	NE	0.83
S4	NE	NE	NE	0.86	NE	NE	NE	0.92
S5	NE	NE	NE	0.98	NE	NE	NE	0.88
S6	NE	NE	NE	0.93	NE	NE	NE	0.80
S7	NE	NE	NE	0.96	NE	NE	NE	0.73
S8	0.98	0.97	0.97	0.97	0.90	0.93	0.80	0.88
S9	0.94	0.86	0.85	0.88	0.94	0.91	0.81	0.89
S10	0.98	0.99	0.99	0.99	0.94	0.82	0.82	0.86
S11	0.98	0.99	0.99	0.99	0.88	0.95	0.86	0.90
S12	0.97	0.93	0.93	0.94	0.95	0.87	0.96	0.93
S13	0.99	0.94	0.99	0.97	0.97	0.81	0.94	0.91
S14	NE	NE	NE	NE	0.96	0.92	0.92	0.93
S15	0.81	0.88	0.96	0.89	0.81	0.78	0.80	0.80
S16	0.99	0.99	0.99	0.99	0.97	0.95	0.92	0.94
S17	0.98	0.99	0.98	0.98	0.88	0.96	0.94	0.93
Moyenne	0.96	0.95	0.96	0.95	0.91	0.90	0.88	0.88
E-t	0.05	0.04	0.04	0.04	0.05	0.06	0.06	0.06

FIGURE 4.24 – Résultats du calcul du r^2 sur les angles d'attaque et de sweepback, pour les 17 nageurs, aux trois allures de nage. NE signifie que la mesure du r^2 n'a pu être effectuée car les nageurs concernés n'ont pu faire qu'un seul essai.

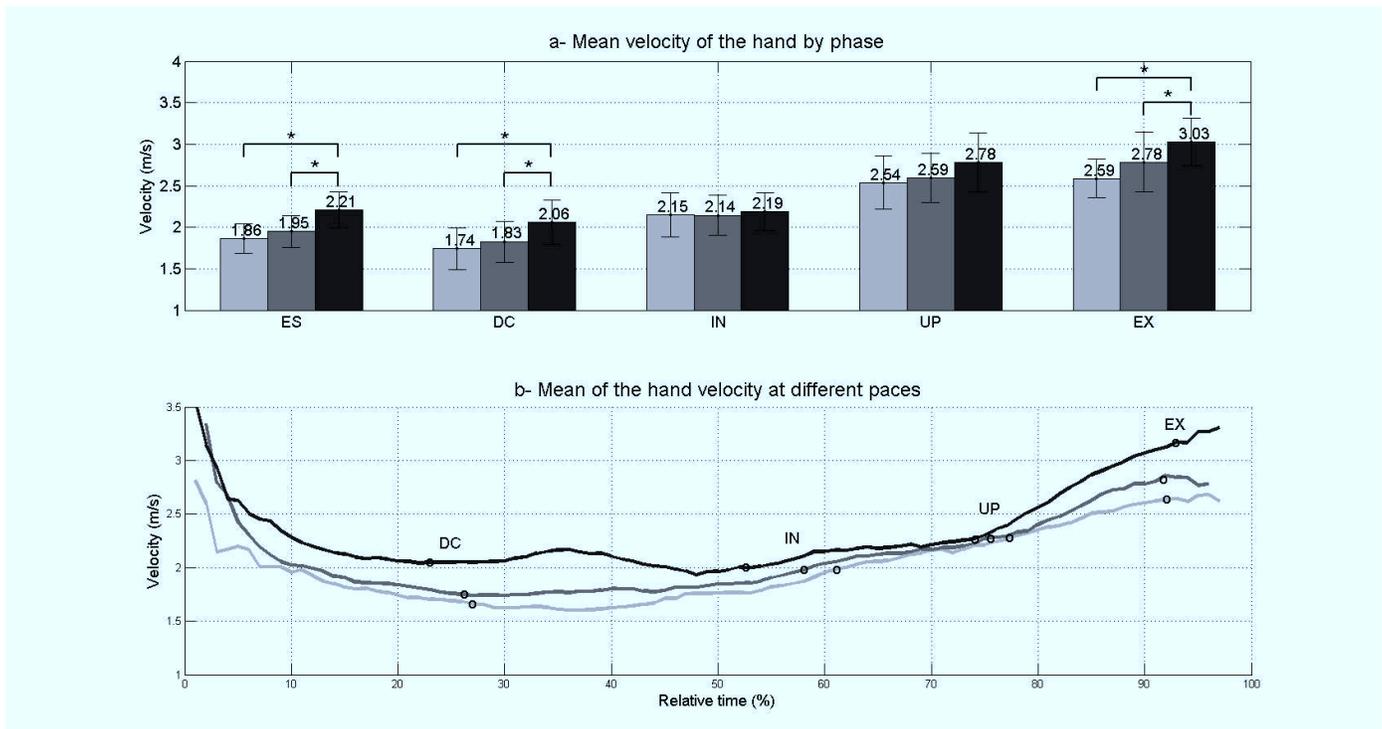


FIGURE 4.25 – Moyennes, pour les dix-sept nageurs (\pm écart-type), de la vitesse de la main, normalisée sur la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), et par allure (b). Les résultats pour le sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et en gris clair pour le fond. * $p < 0,05$. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase à chaque allure (b).

Accélération

L'accélération de la main a un profil similaire pour les trois allures : une diminution à partir de l'entrée de la main dans l'eau jusqu'au début de la phase DC. Puis une augmentation progressive jusqu'à un premier pic dans la phase d'IN et un second pic au début de la phase d'UP (Figure 4.26 b). Pour chaque phase, il n'y a pas de différences significatives de l'accélération (Figure 4.26 a).

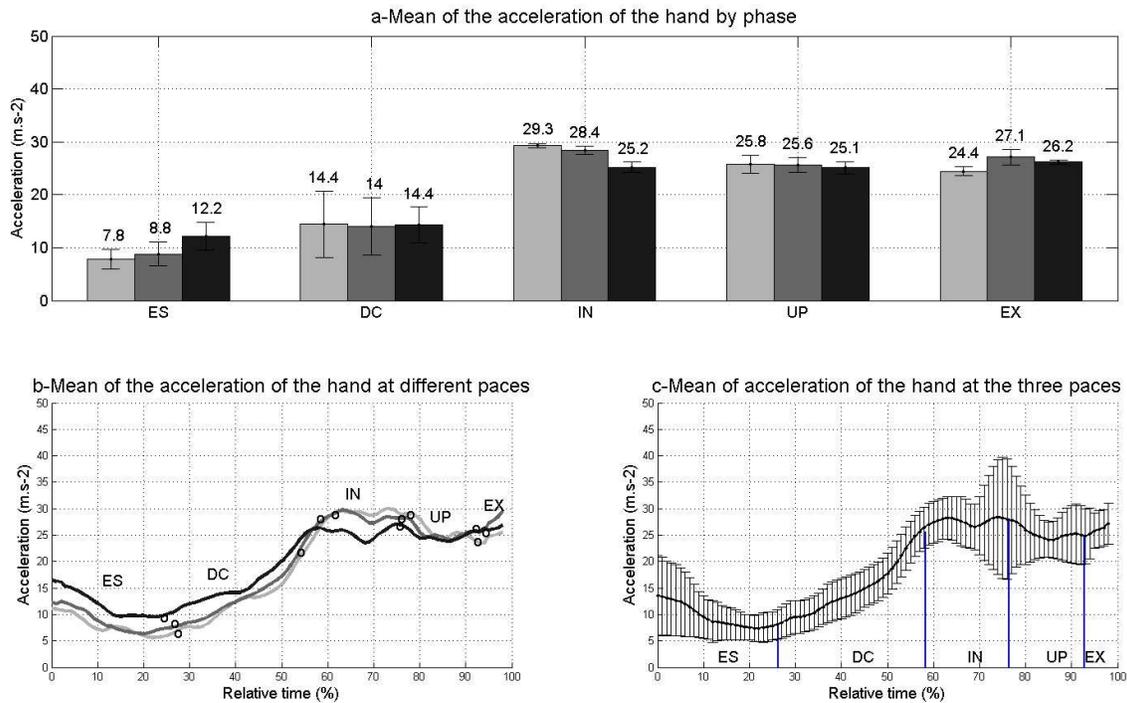


FIGURE 4.26 – Moyennes, pour les dix-sept nageurs (\pm écart-type) de l'accélération de la main, normalisée sur la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), par allure (b) et pour les trois allures (c). Les résultats pour le sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et gris clair pour le fond. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase à chaque allure (b).

4.3.4 Orientation de la main dans le repère absolu

L'orientation de la main, exprimée dans le repère absolu $\mathcal{R}_0\{0, X_0, Y_0, Z_0\}$, a été obtenue en utilisant des séquences appropriées des angles d'Euler : flexion, rotation (pronation-supination) et abduction.

Pour les trois angles, les profils des courbes sont similaires aux trois allures, mais on note une avance dans le temps pour le sprint (Figures 4.27 a, d, g). Il n'y a pas de différences significatives entre ces angles aux différentes allures, sauf en flexion lors de la phase d'ES : durant cette phase, la main est orientée vers l'avant plus tôt lorsque le rythme est élevé (9° en fond, 8° en demi-fond

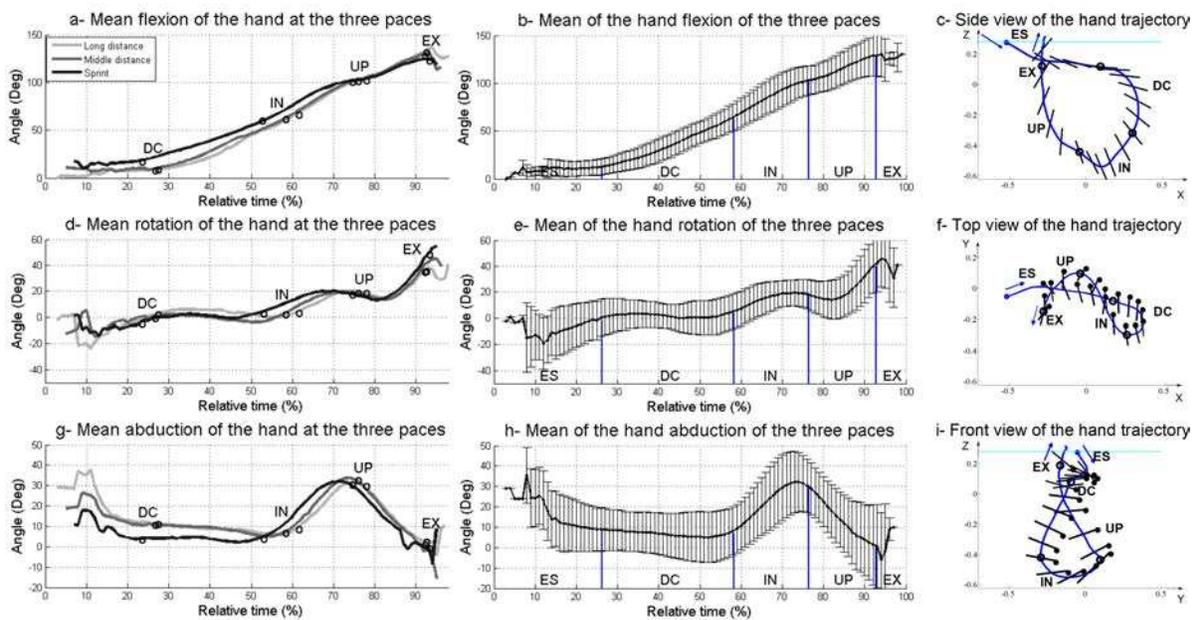


FIGURE 4.27 – Résultats moyens des angles de flexion, de rotation et d’abduction, aux trois allures de nage ((a) (d) et (g)), et en moyenne ((b) (e) et (h)). (c) (f) et (i) représentent, respectivement, la trajectoire de la main vue de côté, de dessus et de face. Les cercles noirs indiquent les différentes phases et le trait l’orientation de la main par rapport à la trajectoire.

et 17° en sprint). La flexion de la main augmente assez linéairement dans le cycle, de 0° à 120° en moyenne (Figure 4.27 b). Durant les phases d'IN et d'UP, la main est proche de la perpendiculaire par rapport à la direction à l'avancement (Figure 4.27 c). L'angle de flexion se situe entre 82° et 86° durant l'IN et entre 112° et 117° pour l'UP. L'angle de rotation indique que la paume de la main est le plus souvent orienté vers l'arrière par rapport à l'axe d'avancement (Figures 4.27 d et f), avec un début d'orientation vers l'intérieur pendant l'IN (entre 0° et 10°), puis une plus forte augmentation au cours de l'UP pour terminer avec un angle de 45° durant la phase de sortie. Les figures 4.27 g, h et i montrent que l'angle d'abduction est proche de 10° pendant les phases ES et DC (maximum à 30°), puis diminue rapidement pendant l'UP jusqu'à 0°.

	Flexion (°)					Rotation (°)					Abduction (°)				
	Fond	Demi-fond	Sprint	F	P	Fond	Demi-fond	Sprint	F	P	Fond	Demi-fond	Sprint	F	P
ES	8.7	8.3	17.1	4.14	0.02*	-4.0	-5.9	-7.7	0.15	0.86	13.9	12.9	5.1	1.91	0.16
DC	30.8	33.1	36.0	2.00	0.15	1.7	-0.8	-0.4	0.20	0.82	7.2	6.7	3.4	0.71	0.50
IN	85.8	82.8	81.6	0.44	0.65	16.5	15.7	16.9	0.07	0.93	16.8	17.6	14.8	0.20	0.82
UP	116.9	113.9	111.9	0.47	0.63	18.3	18.4	20.7	0.22	0.80	2.4	0.5	12.1	1.53	0.23
EX	138.1	134.5	140.5	0.40	0.67	38.9	39.6	46.4	0.38	0.69	-	-	-	-	-

FIGURE 4.28 – Moyennes, par phases et aux trois allures de nage, des angles de flexion, rotation et abduction, définissant l'orientation de la main par rapport au repère absolu.

4.3.5 Angles d'attaque et de sweepback

Les angles de sweepback et d'attaque sont des angles importants dans l'étude biomécanique en natation, car ils constituent deux paramètres fondamentaux dans la caractérisation de l'écoulement [Lauder *et al.*, 2001]. L'angle de sweepback définit le bord d'attaque de l'écoulement, qui joue un rôle dans les efforts produits [Takagi *et al.*, 2001]. L'angle d'attaque est lui aussi très important car le comportement de la couche limite est très lié à l'angle du fluide par rapport au profil : des angles d'attaque élevés produisent rapidement des décollements de couche limite qui impactent très significativement les efforts sur le profil. Dans presque toutes les études, l'angle de sweepback est exprimé à partir d'un repère défini par Schleihauf [1979]. Cependant, ce repère mène à des résultats induisant un "saut de pi" (un angle qui passe de 1° à 359°) lorsque le fluide passe par le pouce, ce qui est le cas pour (presque) tous les nageurs durant la phase d'insweep. Aussi un nouveau repère a été défini, dont l'origine est le petit doigt et la rotation est dans le sens anti-horaire traditionnel (Figure 4.29, modèle de gauche, grisé). Les résultats obtenus ne présentent plus de "saut de pi" lorsque le fluide passe par le pouce durant la phase d'insweep (Figure 4.30).

Angle de sweepback

Pour les trois allures, l'angle de sweepback varie peu pendant les phases d'ES et de DC (Figure 4.30 a et b). Il augmente fortement au cours de l'IN et est de nouveau stable pendant les phases d'UP et d'EX. En sprint, de la même façon que pour les angles d'attaque, l'augmentation

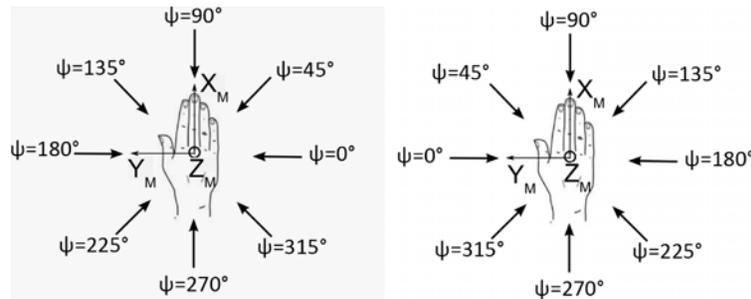


FIGURE 4.29 – Deux systèmes de référence différents pour exprimer l’angle de sweepback. A gauche, le modèle de la présente étude, avec le petit doigt comme origine et une rotation dans le sens antihoraire. A droite, le référentiel de Schleihauf [1979], avec le pouce comme origine et une rotation horaire.

début plus tôt dans le temps (environ 7 % du temps relatif). Pendant les phases d’ES et de DC, le fluide vient entre le cinquième et le troisième doigt (angles entre 70° et 50° , dans les trois allures). Ensuite, au cours de la phase d’IN, l’angle de sweepback passe de 50° à 260° : le fluide passe du petit doigt au poignet, en passant par le pouce. Puis, durant l’UP et l’EX, le fluide vient sur l’extérieur du poignet (de 260° à 300° , Figure 4.26 c). Cette orientation du bord d’attaque de la main reste la même pendant les phases d’UP et d’EX.

Angle d’attaque

Pour les trois allures, l’angle d’attaque augmente régulièrement jusqu’à un maximum au cours de l’IN (égale à 65° en sprint, et 67° en fond et demi-fond, Figure 4.31 b). Ensuite, cet angle diminue jusqu’à la sortie de la main de l’eau. Il n’y a pas de différences significatives à l’intérieur de chaque phase, lorsque le rythme augmente (Figure 4.31 a) en dehors de l’avance de phase que l’on retrouve en sprint. L’écart type est relativement faible ($\pm 6^\circ$, Figure 4.31 c), ce qui montre une haute reproductibilité entre les rythmes et les nageurs. L’angle d’attaque le plus élevé se produit pendant la phase de IN : 64.3° pour le fond, 64.5° pour le demi-fond et 62.7° pour le sprint (Figure 4.31 a). Pendant la phase UP, les valeurs moyennes sont de 43° pour le fond, 41.5° pour le demi-fond, et 37.3° en sprint.

4.3.6 Conclusion

Il n’y a pas de différences significatives des *paramètres cinématiques d’écoulement* aux trois allures de nage sur les phases les plus propulsives (IN et UP). En revanche, il existe des différences significatives concernant la durée absolue des phases, lors des phases d’ES et DC (Figure 4.22), mais pas durant les phases d’IN et d’UP. Ainsi, il semblerait que la modification de l’allure de nage se traduise essentiellement par une modification des durées sur les phases les moins propulsives, sans impact significatif sur les paramètres cinématiques lors des phases d’IN et d’UP. Considérant ces paramètres comme les fondements des mécanismes propulsifs, il semblerait que les efforts produits durant les phases d’IN et d’UP seraient alors proches aux trois

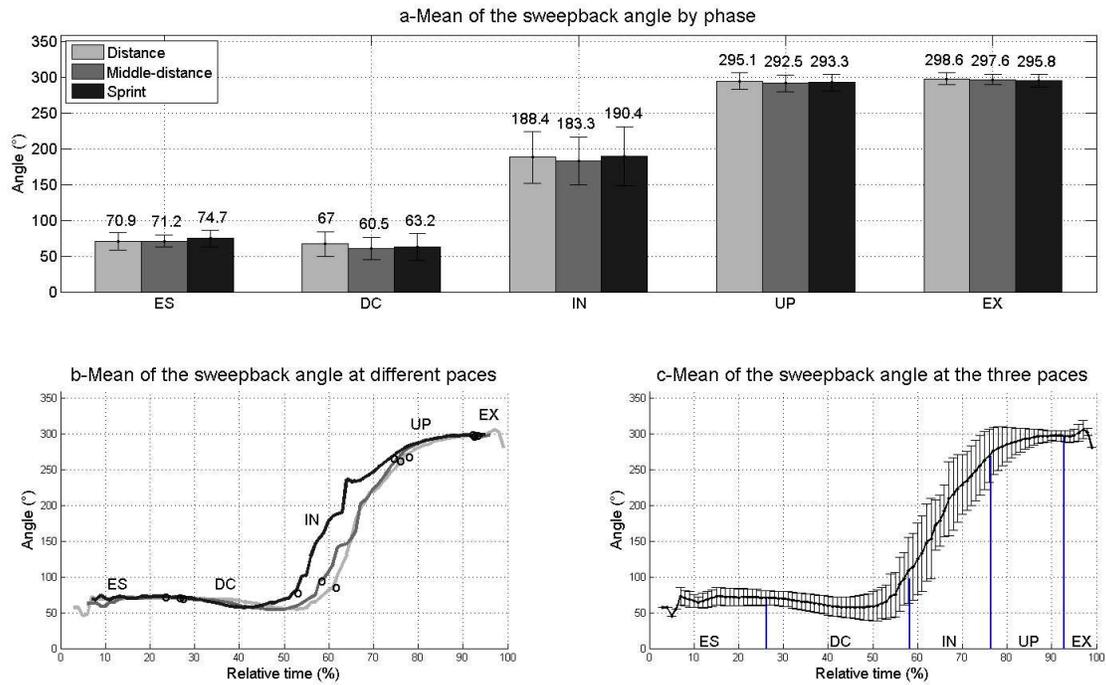


FIGURE 4.30 – Moyennes pour les dix-sept nageurs (\pm écart-type) de l'angle de sweepback, normalisées sur la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), par allure (b) et pour les trois allures (c). Les résultats de sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et gris clair pour le fond. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase à chaque allure (b).

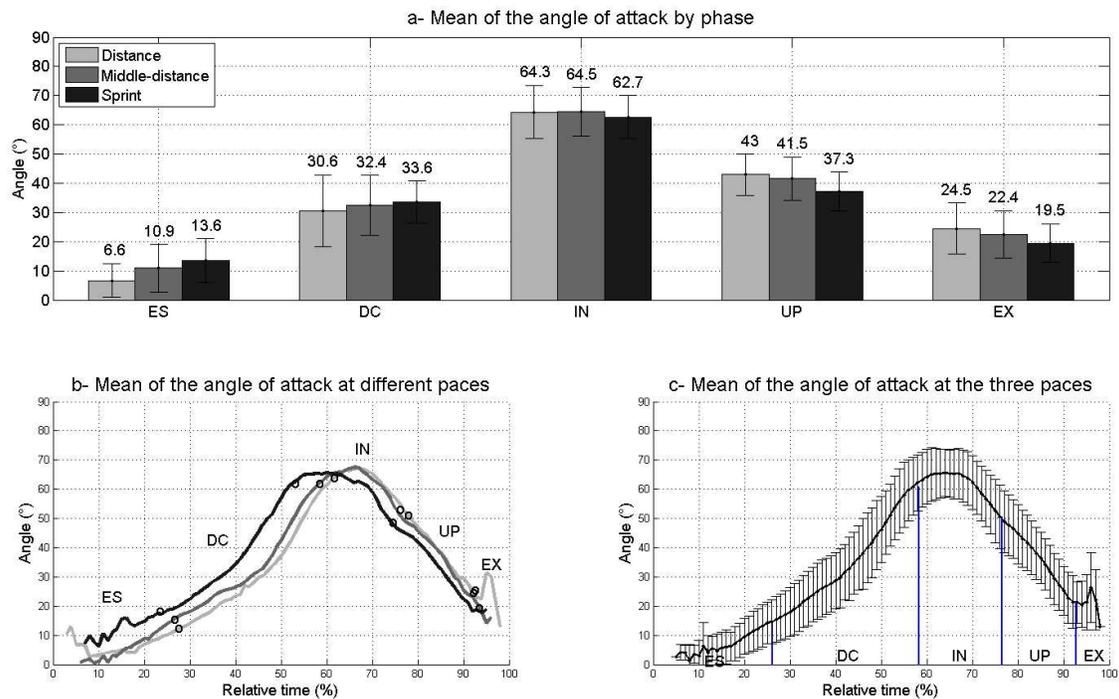


FIGURE 4.31 – Moyennes sur tous les nageurs (\pm écart-type) de l'angle d'attaque, normalisées pour la durée totale du trajet aquatique, par phase (a), et par allure (b) et pour les trois allures (c). Les résultats du sprint sont en noir, en gris foncé pour le demi-fond et gris clair pour le fond. Les marqueurs circulaires indiquent le début de chaque phase (b).

allures de nage. Afin de valider cette hypothèse, il est nécessaire d'obtenir les efforts résultants. Nous nous baserons pour cela sur trois méthodes différentes et complémentaires. La première, en dynamique inverse, sera présentée dans ce chapitre car elle s'appuie sur les données cinématiques mesurées précédemment. La seconde, par simulation numérique, sera faite au chapitre suivant. Enfin, des mesures d'efforts en nage attachée seront faites lors du dernier chapitre.

4.4 Analyse dynamique par une méthode théorique : la dynamique inverse

4.4.1 Methodologie de calcul d'efforts

Sanders [1999] a développé une méthode de dynamique inverse permettant d'estimer les forces extérieures appliquées par l'eau sur la main à partir des paramètres de vitesse, d'accélération, et des angles d'attaque et de sweepback. Bien que cette méthode soit incomplète (car ne prenant pas en compte l'ensemble des phénomènes instationnaires), elle permet de dépasser le modèle quasi-stationnaire, qui exprime F uniquement en fonction de la vitesse ($F = k.S.V^2$). Cette modélisation est en effet trop simplifiée au regard de l'écoulement instationnaire et ne correspond pas à la réalité physique d'un écoulement en natation.

Modèle de Sanders

La méthode de Sanders [1999] permet d'estimer les forces hydrodynamiques sur la main à partir de données cinématiques mesurées. En premiers lieu, six coefficients hydrodynamiques sont calculés : $C_x(t)$, $C_y(t)$, $C_z(t)$ pour la vitesse de la main, et $D_x(t)$, $D_y(t)$, $D_z(t)$ pour l'accélération. Ces coefficients sont des fonctions des angles d'attaque et de sweepback, ainsi que de coefficients définis par l'auteur à partir de mesures expérimentales. A partir de ces coefficients, les forces hydrodynamiques sont calculées dans un système de coordonnées locales, à partir des trois équations suivantes :

$$F_x(t) = 0.5 \cdot \rho \cdot C_x(t) \cdot V(t)^2 \cdot S + D_x(t) \cdot \rho \cdot S \cdot |a(t)| \quad (4.12)$$

$$F_y(t) = 0.5 \cdot \rho \cdot C_y(t) \cdot V(t)^2 \cdot S + D_y(t) \cdot \rho \cdot S \cdot |a(t)| \quad (4.13)$$

$$F_z(t) = 0.5 \cdot \rho \cdot C_z(t) \cdot V(t)^2 \cdot S + D_z(t) \cdot \rho \cdot S \cdot |a(t)| \quad (4.14)$$

$F_x(t)$ (force de traînée) est la composante agissant dans le sens opposé du vecteur vitesse de la main. Les deux autres composantes ($F_y(t)$ et $F_z(t)$) sont les composantes du vecteur de force de portance. $F_y(t)$ est perpendiculaire à $F_x(t)$ et orienté vers le haut dans ce cas, $F_z(t)$ est perpendiculaire à $F_x(t)$ et $F_y(t)$. ρ est la masse volumique de l'eau (997 kg.m⁻³ à 25° C), $V(t)$ est la norme de la vitesse de la main dans le repère absolu, $|a(t)|$ est l'amplitude de l'accélération de la main dans le repère absolu, S est l'aire de la surface de la main.

Parce que nous n'avons pas mesuré la surface de la main des nageurs, nous avons fait le choix de définir cette surface à 0.018 m². Pour cela, nous nous sommes appuyés sur les données de Sanders [1999] et Takagi *et al.* [2013], qui ont mesuré une surface de la main de 0.015 m²

pour le premier auteur, et de 0.0146 m² pour le second. Nous émettons l'hypothèse que, au cours de la natation, les doigts sont écartés, ce qui augmente la zone de surface [Minetti *et al.*, 2009]. Ce choix de la valeur ne change pas la tendance des résultats car elle agit comme une constante linéaire.

Les trois composantes du vecteur de force de la main ont ensuite été transformées dans le repère local de la main $\mathcal{R}_M\{W, X_M, Y_M, Z_M\}$ en utilisant les angles d'attaque et de sweepback [Sanders, 1999].

Enfin, les forces ont été projetées dans le système de coordonnées absolues. Les forces obtenues dans le repère de la main ont été transformées dans le système de coordonnées absolues $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$ en utilisant une matrice de transformation qui est le produit de trois rotations : flexion, pronation-supination et abduction. La force de propulsion est la composante dans la direction avant : $F_{0x}(t)$ (Figure 4.32).

4.4.2 Résultats des forces calculées

Les forces ont été calculées à partir des résultats cinématiques moyens obtenus à partir des mesures effectuées sur les 17 nageurs experts (Section 4.3). Les résultats sont exprimés en moyenne par phase et en fonction du temps (Figure 4.32).

Analyse des forces par phase et par allure

- ES

Pendant la phase ES, les forces calculées sont respectivement 2.06 N, 2.95 N et 3.68 N (Figure 4.32), pour l'allure du fond, du demi-fond et du sprint. Ainsi, durant cette phase, les forces de propulsion sont faibles. Aux trois allures, le flux arrive sur la main par le quatrième doigt (sweepback est égale à 65°), avec un angle d'attaque proche de 10°, et la main est orientée vers le bas. L'orientation de la main, liée à l'angle d'attaque faible, explique en partie cette faible composante de force propulsive.

- DC

L'augmentation des forces de propulsion (6.11 N, 7.13 N et 9.39 N respectivement en fond, demi-fond et sprint) peut être expliquée par l'augmentation des angles d'attaque et de l'accélération. Durant cette phase, la flexion de la main passe de 10° à 55° en moyenne, avec une rotation et une abduction des angles proche de 0°. La main est ainsi dirigée plus vers l'avant notamment à la fin de la phase. De plus, l'angle d'attaque augmente significativement (de 15° à 60°, Figure 4.31), et se rapproche de sa valeur maximale.

- IN

Les forces calculées (19.51 N, 20.34 N et 18.79 N), respectivement en fond, demi-fond et sprint sont corrélées à des angles d'attaque élevés et à une accélération importante de la main. Les forces sont maximales durant cette phase du trajet. Cela peut s'expliquer par une orientation de la main qui est le plus souvent proche de la perpendiculaire à l'axe d'avancement (de 55° à 100° avec une moyenne de 85°, Figure 4.27). En outre, l'angle d'attaque est élevé (60° à 50), la vitesse est supérieure à la phase précédente (de 1.9 à 2.15 m.s⁻¹) et l'accélération est maximale (près de 27 m.s⁻²). Durant cette phase, l'angle de sweepback évolue fortement (de 100 à 260°,

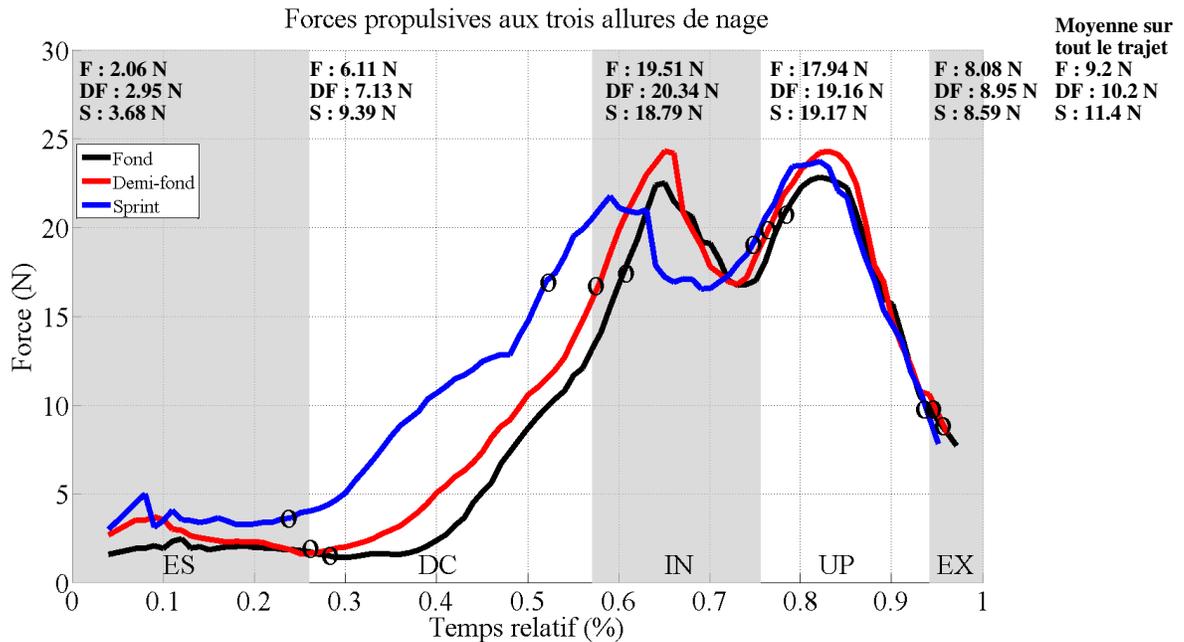


FIGURE 4.32 – Forces de propulsion (instantanées et moyennes) agissant sur la main, calculées à partir de la méthode de Sanders, aux trois allures de nage. Les différentes phases du trajet aquatique (ES, DC, IN, UP et EX) sont matérialisées par les zones grisées et non grisées. Le début de chaque phase, à chaque allure, est indiqué par les cercles noirs. Les moyennes par phases et par allures sont indiquées en haut de chaque phase aux trois allures (F : fond, DF :demi-fond et S : sprint).

Figure 4.30) : le bord d'attaque change rapidement du petit doigt vers le poignet passant par le pouce.

- UP

Les forces de propulsion sont égales à 17.94 N, 19.16 N et 19.17 N respectivement en fond, demi-fond et sprint. La propulsion générée par la main durant cette phase est un peu moins importante que la précédente, mais demeure une phase très propulsive du trajet. La flexion de la main est comprise entre 100° et 120°. Aux trois allures de nage, l'angle d'attaque diminue (de 50° à 20° avec une moyenne proche de 40°), et la vitesse élevée de la main augmente jusqu'à atteindre un maximal à la fin de la phase (de 2.25 à 3 m.s⁻¹), ce qui induit une forte accélération (proche de 25 m.s⁻²). Le bord d'attaque est stabilisé entre le poignet et le petit doigt (angle de sweepback égal à 300°).

- EX

La phase d'EX, de courte durée (entre 0.06 s et 0.09 s, Figure 4.22) est réalisée avec un angle d'attaque proche de 20° et un bord d'attaque similaire à celle de l'UP (300°). Cela permet une sortie de la main de l'eau avec moins de résistance.

Conclusion

Les efforts propulsifs générés durant les phases d'IN et d'UP, sont globalement les mêmes aux trois allures de nage. En revanche, plus l'allure augmente, et plus les forces propulsives créées dans les phases d'ES, mais surtout de DC, sont importantes. Ainsi, les nageurs tendraient à débiter plus tôt leur propulsion afin de chercher à aller plus vite. Ces résultats sont à rapprocher de la durée des phases d'ES et de DC, qui diminuent significativement lorsque l'allure augmente (Figure 4.22). Ainsi, il semblerait que les nageurs, afin d'aller plus vite, réduisent la durée des phases les moins propulsives, et parallèlement, augmentent la génération des efforts durant ces phases, et notamment celle de DC. Cela se ferait notamment par une augmentation de la vitesse de la main, et une orientation dans la direction d'avancement plus précoce en sprint qu'en demi-fond et fond (Figure 4.27 a).

4.5 Conclusion

Les résultats obtenus par la méthode de dynamique inverse confirment l'hypothèse émise à partir des résultats cinématiques : les intensités des forces propulsives ne présentent pas de différences importantes aux différentes allures de nage lors des phases d'IN et d'UP, qui sont les plus propulsives du trajet aquatique. En revanche, il existe des différences importantes durant les phases d'ES et de DC. L'hypothèse émise que les nageurs adapteraient leur technique en diminuant la durée des phases de propulsion plutôt qu'en augmentant les pics de propulsion à chaque coup de bras semble confirmée par cette méthode. Cependant, afin d'approfondir la discussion, cette hypothèse doit être testée par une autre méthode prenant davantage en compte l'ensemble des mécanismes instationnaires (masse ajoutée, décrochage retardé, effets tridimensionnels), et non plus seulement les effets dus à l'accélération linéaire. La simulation numérique est alors utilisée dans la suite de l'analyse.

Analyse par une méthode numérique instationnaire

Sommaire

5.1	Méthodologie de simulation numérique	120
5.1.1	Différentes méthodes de modélisation de la turbulence	120
5.1.2	Modélisation statistique stationnaire de la turbulence	120
5.1.3	Modélisations instationnaires de la turbulence	123
5.1.4	Méthode de résolution numérique	126
5.1.5	Modélisation de la surface libre	127
5.1.6	La méthode "Overset grid"	127
5.1.7	Validation du modèle numérique	130
5.1.8	Méthodologie d'analyse de l'écoulement	134
5.2	Résultats obtenus par simulation numérique	137
5.2.1	Analyse de l'écoulement par phases du trajet aquatique	137
5.2.2	Comparaison des résultats obtenus par simulation numérique avec ceux d'autres études	165
5.2.3	Conclusion	166
5.3	Comparaison des forces hydrodynamiques aux trois allures de nage	167
5.3.1	Forces hydrodynamiques calculées sur la main et l'avant-bras à l'allure du demi-fond et du fond	168
5.3.2	Comparaison des forces propulsives aux allures moyennes de nage	171
5.4	Conclusion	176

Les résultats obtenus par la méthode de dynamique inverse, présentés dans le chapitre précédent, ont permis d'avancer des hypothèses concernant les différents efforts extérieurs appliqués sur la main aux trois allures de nage. Cependant cette méthode reste malgré tout limitée

puisqu'elle ne prend en compte que les effets de masse ajoutée [Sanders, 1999]. Or, l'écoulement généré par la main et l'avant-bras est hautement instationnaire avec des variations angulaires importantes [Arellano et Gavilan, 1999; Matsuuchi *et al.*, 2009; Takagi *et al.*, 2014]. Une deuxième méthodologie d'analyse est alors proposée pour davantage prendre en considération la complexité de l'écoulement. La simulation numérique est considérée comme un outil d'analyse intéressant car elle permet d'obtenir, sur tout le domaine d'écoulement, les champs de vitesse et de pression, ainsi que les forces extérieures appliquées sur les parties solides.

5.1 Méthodologie de simulation numérique

5.1.1 Différentes méthodes de modélisation de la turbulence

La méthode de simulation numérique des écoulements (CFD en anglais pour "Computational Fluid Dynamics"), consiste à étudier les mouvements d'un fluide, ou leurs effets, par la résolution numérique des équations régissant le fluide. A l'heure actuelle, trois axes principaux de simulation se dégagent [Spalart, 2000] : la simulation numérique directe (DNS en anglais, pour "Direct Numerical Simulation"), la simulation des grandes échelles (LES en anglais, pour "Large Eddy Simulation") et la modélisation purement statistique (RANS pour "Reynolds-Averaged Navier-Stokes"). La DNS consiste à résoudre explicitement toutes les échelles de la turbulence en résolvant numériquement les équations de Navier-Stokes. Le champ tridimensionnel et instationnaire obtenu décrit de façon fiable et précise l'agitation turbulente, car aucune modélisation n'est pratiquée. La LES consiste à résoudre les équations filtrées de Navier-Stokes. Le champ obtenu est également tridimensionnel et instationnaire, mais il caractérise uniquement les structures tourbillonnaires aux grandes échelles. Les petites échelles, qui ont un comportement plus universel, sont modélisées. La modélisation statistique (RANS) considère l'agitation turbulente comme un processus purement stochastique. Toutes les échelles de la turbulence sont modélisées. Les grandeurs instantanées (vitesse, pression, température, etc.) sont décomposées en une partie moyenne et une partie fluctuante, suivant la décomposition proposée par Reynolds à la fin du XIX^{ème} siècle. L'introduction de cette décomposition et l'application de l'opérateur moyenne statistique aux équations instantanées de Navier-Stokes permettent d'obtenir les équations RANS. Les méthodes DNS et LES sont très dépendantes du nombre de Reynolds de l'écoulement et donc très coûteuse en temps de calcul dès lors que le nombre de Reynolds est élevé. En revanche les méthodes RANS sont peu coûteuses en temps de calcul. Pour davantage de précisions sur ces différentes modélisations, le lecteur pourra se reporter à la thèse de Fadai-Ghobti [2007].

Ainsi, compte tenu du régime d'écoulement turbulent qui existe en natation, le modèle RANS sera utilisé dans la simulation numérique.

5.1.2 Modélisation statistique stationnaire de la turbulence

La méthode RANS est une méthode statistique de modélisation de la turbulence. Les équations RANS font apparaître des corrélations inconnues qui sont les tensions de Reynolds. L'obtention des champs moyens nécessite alors un modèle de fermeture pour celles-ci. La première

grande classe de modèles de turbulence sont ceux basés sur la viscosité turbulente (EVM en anglais, pour "Eddy Viscosity Model"), également appelé modèle au premier ordre. La seconde classe des modèles de turbulence résout des équations de transport pour les tensions de Reynolds. Elle est qualifiée de modèle aux tensions de Reynolds (RSM en anglais, pour "Reynolds-Stress Model") ou modèle au second ordre. Les modèles RSM ont montré une supériorité concernant la prédiction de l'anisotropie (cas des ondes de chocs, zones proches des parois, décollement, etc.) et des écoulements soumis à une rotation d'ensemble [Launder, 1989; Speziale, 1989].

La forme quasi-stationnaire de la méthode RANS sera tout d'abord présentée, puis ensuite sa forme instationnaire, qui s'appuie sur la première, mais est plus adaptée à l'écoulement généré par les nageurs.

Méthode RANS : modélisation statistique stationnaire de la turbulence

Cette approche est très utilisée en raison de son faible coût de calcul. La résolution du système d'équations s'obtient en décomposant l'écoulement en une partie moyenne (résolue) et une partie turbulente (modélisée) (Figure 5.1 a). Le tenseur de Reynolds (Eq. 5.6 c) est l'opérateur qui permet de relier ces deux parties : il traduit l'influence des échelles non-résolues sur les échelles résolues. Ce tenseur doit être modélisé.

Les équations de mouvement sont obtenues par application de la conservation de la masse et de la quantité de mouvement à un élément de fluide. En l'absence de gradients de température, le fluide peut être considéré comme incompressible (densité ρ constante). L'équation de conservation de masse peut alors s'écrire :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{U}) = 0 \quad \rightarrow \quad \vec{\nabla} \cdot \vec{U} \equiv \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (5.1)$$

Cette équation indique que lorsque la trace du tenseur de gradient de vitesse d'un élément fluide est nulle, le volume de l'élément est constant, et par conséquent il en est de même de sa masse. Un élément fluide dans un flux peut accélérer en fonction de sa position et du temps, $a(x, y, z, t)$. Dans une représentation eulérienne de l'écoulement, l'accélération est définie comme :

$$a = \frac{DU_i}{Dt} \equiv \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (5.2)$$

Chaque élément fluide est soumis à la conservation des équations de quantité de mouvement (2^{de} loi de Newton, $F = ma$). Le terme masse m est considéré comme la masse par unité de volume, i.e. la densité ρ . Les forces F sont déterminées en tenant compte des forces de volume et des forces de surface (normales et tangentielles) agissant sur un élément fluide, de sorte que :

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + \rho g_i \quad (5.3)$$

où τ_{ij} est le tenseur des contraintes et p est la pression statique, qui prend en compte les variations de pression hydrostatique. Pour un fluide newtonien, τ_{ij} décrit la résistance linéaire à la

déformation d'un élément fluide en fonction des contraintes : $s_{ij} = \frac{1}{2}(\partial u_i/\partial x_j + \partial u_j/\partial x_i)$ et de sa viscosité μ , donnée par la relation :

$$\tau_{ii} = -2\mu \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (\text{d'après Eq. 5.1}) \quad (5.4a)$$

$$\tau_{ij} = 2\mu(s_{ij}) \quad (\text{lorsque } i \neq j) \quad (5.4b)$$

où μ est la viscosité dynamique. En substituant l'éq. 5.4 dans l'éq. 5.3 et en s'appuyant sur la conservation de la masse (Eq. 5.1), il résulte :

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \left(\frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} \right) + \rho g_i \quad (5.5)$$

L'équation 5.5 est connue sous le nom d'équation de Navier-Stokes. Sous cette forme, elle représente le champ de débit instantané d'un fluide incompressible. Bien que l'équation de Navier-Stokes ait été dérivée de principes fondamentaux apparemment simples, son comportement est encore mal compris. Comme on le verra, la turbulence est très tridimensionnelle et instationnaire, et donc les équations de Navier-Stokes sont très difficiles à résoudre. Il n'y a, à l'heure actuelle, aucune solution analytique à cette équation dans sa forme générale.

La décomposition de Reynolds (Eq. 5.6), permet de résoudre l'équation de Navier-Stokes, en décomposant chaque inconnue en une partie moyenne et une partie fluctuante :

$$u_i = U_i + u'_i \quad (5.6a)$$

$$p = P + p' \quad (5.6b)$$

$$\tau_{ij} = \tau_{ij} + \tau'_{ij} \quad (5.6c)$$

Les majuscules représentent la moyenne et les primes représentent les fluctuations dépendantes du temps autour de la moyenne (Figure 5.1 a). τ_{ij} est appelé "tenseur de Reynolds". En intégrant les éq. 5.6 dans l'éq. 5.5 on obtient :

$$\rho \left(\frac{\partial(U_i + u'_i)}{\partial t} + (U_j + u'_j) \frac{\partial(U_i + u'_i)}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial(P + p')}{\partial x_i} + \mu \left(\frac{\partial(\tau_{ij} + \tau'_{ij})}{\partial x_j} \right) + \rho g_i \quad (5.7)$$

La moyenne d'ensemble de l'éq. 5.7 donne l'éq. 5.8.

$$\rho \left(\frac{\partial U_i}{\partial t} + U_j \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} - \rho \langle u'_j \frac{\partial u'_i}{\partial x_j} \rangle + \rho g_i \quad (5.8)$$

Comme la divergence (Eq. 5.1) est nulle, elle s'applique à la fois aux composantes de moyennes et de fluctuations, de sorte que :

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (5.9a)$$

$$\frac{\partial u'_i}{\partial x_i} = 0 \quad (5.9b)$$

La multiplication des éq. 5.9 par u'_i , et le remplacement dans le dernier terme de l'éq. 5.8, donnent l'équation moyenne de Navier-Stokes :

$$\rho \left(\frac{\partial U_i}{\partial t} + U_j \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} [\mu \tau_{ij} - \rho \langle u'_i u'_j \rangle] + \rho g_i \quad (5.10)$$

Cette équation montre comment les fluctuations turbulentes affectent le champ d'écoulement moyen. La turbulence réinjecte dans les équations moyennes à travers le tenseur de Reynolds.

Cependant la méthode RANS, sous cette forme, n'est pas adaptée aux écoulements générés par les bras en crawl [Sato et Hino, 2013], car l'écoulement est fortement tridimensionnel, instationnaire, et turbulent. Il est donc nécessaire de s'appuyer sur d'autres modélisations de la turbulence, qui prennent en compte les fortes variations des paramètres d'écoulement, dans le temps.

5.1.3 Modélisations instationnaires de la turbulence

Comme il a été souligné précédemment, la DNS et la LES permettent d'obtenir ce type d'informations en résolvant explicitement les structures cohérentes. Cependant, ces simulations sont très coûteuses en temps de calcul due à la présence de parois dans l'écoulement et de leur forte dépendance au nombre de Reynolds. Au contraire, un modèle RANS est peu sollicitant en temps de calcul mais il est incapable de donner une information instationnaire, par définition. Ainsi des modèles instationnaires, différents de la DES ou de la LES, ont été conçus afin de simuler des écoulements instationnaires avec des coûts de calculs compatibles avec des nombres de Reynolds élevés. Parmi la diversité des modèles nous présentons les modèles hybrides et la méthodologie URANS que nous développerons plus particulièrement puisqu'elle sera la méthode utilisée dans notre modélisation numérique.

Méthodes hybrides de modélisation

Ces modèles sont qualifiés d'hybrides car ils sont compatibles avec les deux limites extrêmes RANS et DNS. Ils sont peu coûteux en temps de calcul, en comparaison à la méthode LES. L'idée des modèles hybrides est de conjuguer les avantages de chaque type de simulation : une simulation RANS est effectuée en proche paroi (suffisante pour donner des ordres de grandeurs des champs moyens et des statistiques de la turbulence) et une simulation LES est effectuée loin des parois ou dans une zone où des structures cohérentes à grande échelle peuvent prédominer et avoir un impact important sur l'écoulement.

Nous n'en présenterons que les principales car ces méthodes ne sont pas l'objet premier de l'étude.

- la VLES ("Very Large Eddy Simulation") [Speziale, 1998]. Cette méthode permet de calculer les tensions de Reynolds classiques par un modèle RANS et de les pondérer par une fonction empirique dépendant du rapport entre la taille locale de maille et l'échelle de Kolmogorov.

- la LNS ("Limited-Scale Simulation") [Batten *et al.*, 2002]. Cette méthode hybride est directement inspirée de la VLES et diffère de celle-ci dans la forme du coefficient de pondération.

- la DES (“Detached-Eddy Simulation”) [Basu *et al.*, 2005] : consiste à remplacer empiriquement dans les équations RANS la longueur caractéristique de la turbulence par une autre longueur caractéristique dépendante d’une constante et d’une taille caractéristique locale de maille. La DES est un modèle hybride simple à mettre en oeuvre et elle a montré qu’elle était capable de capturer les structures instationnaires à grande échelle [Hedges *et al.*, 2002].

Ces méthodes permettent de modéliser assez bien la physique pour des écoulements n’ayant pas des nombres de Reynolds trop élevés. Cependant, ils nécessitent, pour la plupart, des maillages très fins en zone de proche paroi. Ils ne sont pas encore opérationnels en écoulements hydrodynamiques externes pour des nombres de Reynolds élevés tels qu’ils existent en natation. Aussi, une autre modélisation instationnaire, l’URANS, a été choisie pour cette étude et est maintenant présentée.

Modélisation statistique instationnaires de la turbulence : URANS

La méthodologie URANS est une modélisation statistique instationnaire de la turbulence (URANS, “Unsteady Reynolds-Averaged Navier-Stokes”) [Iaccarino *et al.*, 2003; Lardeau et Leschziner, 2005]. Cette méthode consiste à résoudre les équations modèles RANS en prenant en compte le terme instationnaire $\partial/\partial t$ dans toutes les équations. Des tests ont montré que les simulations URANS sont capables de capturer des structures instationnaires à grande échelle dans divers types d’écoulements. De façon générale, la solution URANS moyennée dans le temps est plus réaliste que la solution RANS [Fadai-Ghobti, 2007]. L’URANS permet ainsi des modélisations instationnaires avec un coût de calcul moins important que les méthodes explicites ou hybrides.

Cette méthode consiste à résoudre les équations modèles RANS en prenant en compte le terme instationnaire [Reynolds et Hussain, 1972] (Figure 5.1 b) :

- avec $u_i = U_i + u'_i + u''_i = \langle U_i \rangle + u''_i$, décomposition double [Cantwell et Coles, 1983] :
- $\langle U_i \rangle = \langle U_i(x, t) \rangle = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{N+1} \sum_{n=0}^N u_i(x, t + nT)$, où T est la période du cycle du phénomène, i.e. dans notre cas, de l’entrée de la main dans l’eau jusqu’à sa sortie. $\langle U_i(x, t) \rangle$ est la composante de la moyenne de phase de la vitesse dans la direction i, en (m.s⁻¹),
- u_i est la composante de la vitesse instantanée dans la direction i, en (m.s⁻¹),
- u''_i est la composante de la vitesse fluctuante dans la direction i, en (m.s⁻¹).

Ces décompositions des vitesses et de la pression permettent d’obtenir les équations du mouvement, qui s’écrivent pour un écoulement incompressible :

$$\frac{\partial \langle U_i \rangle}{\partial x_i} = 0 \quad (5.11)$$

$$\frac{\partial \langle U_i \rangle}{\partial t} + \langle U_j \rangle \frac{\partial \langle U_i \rangle}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \langle P \rangle}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 \langle U_i \rangle}{\partial x_j \partial x_j} - \frac{\partial \langle u''_i u''_j \rangle}{\partial x_j} \quad (5.12)$$

Ces équations sont formellement identiques aux équations RANS pour un écoulement statistiquement instationnaire. Le terme $\langle u''_i u''_j \rangle$ est appelé "tenseur de Reynolds incohérent" et il représente

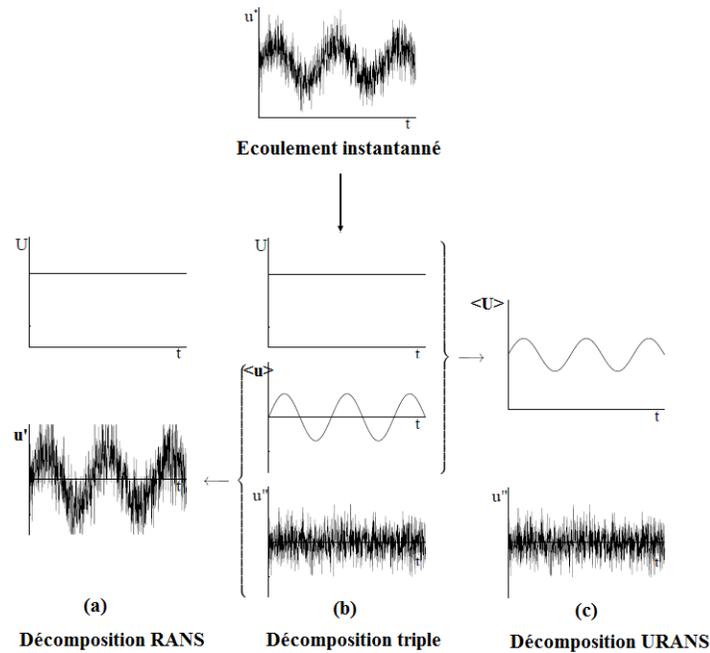


FIGURE 5.1 – Décomposition de la vitesse selon trois méthodes : (a) RANS ; (b) décomposition triple, [Reynolds et Hussain, 1972] ; (c) URANS, la vitesse instantanée se décompose en une partie de moyenne de phase $\langle U \rangle$, et une partie résiduelle u'' , d’après Manceau [2011].

l’influence de la turbulence de fond (modélisée) sur le champ filtré (résolu). Comme pour la méthode RANS, la résolution du champ filtré nécessite un modèle de fermeture pour le tenseur de Reynolds incohérent. Ce filtre est un opérateur linéaire implicitement imposé par le modèle de turbulence, et capable d’extraire les structures cohérentes aux très grandes échelles et qui ont un temps de vie long par rapport à l’échelle de la turbulence de fond, [Fadai-Ghobti, 2007].

Modèle de turbulence

Un modèle de turbulence est donc nécessaire afin de fermer le système d’équations (Eq. 5.12). En natation, plusieurs modèles de turbulence ont été utilisés ces dernières années. Comme nous l’avons souligné dans le chapitre 3, nous avons choisi pour cette étude le modèle $k - \omega SST$ car il est le plus adapté aux écoulements externes. C’est un modèle bas-Reynolds, c’est-à-dire intégrable jusqu’à la paroi. Cela nous impose, pour concevoir un maillage adapté, que le premier point de calcul soit en $y^+ = 1$ (ce terme est défini à la section 5.1.4) à l’intérieur de la sous-couche visqueuse. La condition à la paroi est celle de non glissement. Les caractéristiques du modèle $k - \omega SST$ sont définies à partir des paramètres suivant :

La viscosité cinématique locale (turbulence, Kinematic Eddy Viscosity) s’écrit :

$$v_T = \frac{a_1 k}{\max(a_1 \omega, SF_2)} \quad (5.13)$$

L'équation de transport de l'énergie cinétique turbulente est :

$$\frac{\partial k}{\partial t} + U_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = P_k - \beta^* k \omega + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\nu + \sigma_k \nu_T \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) \quad (5.14)$$

L'équation de transport du taux de dissipation spécifique est :

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} + U_j \frac{\partial \omega}{\partial x_j} = \alpha S^2 - \beta \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\nu + \sigma_\omega \nu_T \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + 2(1 - F_1) \sigma_{\omega 2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_i} \quad (5.15)$$

où F1 et F2 sont des fonctions de "mélange" (blending functions).

Les coefficients de fermeture sont résumés dans le tableau :

α_1	α_2	β_1	β_2	β^*	σ_{k_1}	σ_{k_2}	σ_{ω_1}	σ_{ω_2}
5/9	0.44	0.075	0.0828	0.09	0.85	1	0.5	0.856

5.1.4 Méthode de résolution numérique

Discrétisation du domaine en volumes finis

Pour appliquer la méthode URANS, le domaine fluide doit être discrétisé. Parmi les différentes méthodes de discrétisation (différences finies, éléments finis, entre autres), nous avons choisi d'utiliser la méthode des volumes finis, qui consiste à diviser le volume fluide en un ensemble de cellules fermées qui, assemblées, forment le domaine d'étude de l'écoulement. Cette méthode est très intéressante en mécanique des fluides dans la mesure où elle conserve les quantités résolues, par construction, et peut s'appliquer à des géométries complexes (comme les segments des nageurs par exemple).

En utilisant le théorème de Green-Ostrogradski, les intégrales de volume sont transformées en intégrales de surface et les termes de flux sont ensuite évalués aux interfaces entre les volumes finis. Le flux entrant dans un volume donné est égal au flux sortant du volume adjacent précédent. Les équations sont calculées de manière itérative en imposant des conditions initiales et des conditions aux limites du domaine. Le solveur cherche une solution des champs de pression et des vitesses, qui équilibre le système de lois de conservation (continuité et quantité de mouvement). Le critère d'arrêt de ce calcul itératif est le résidu des variables de vitesse et de pression : il représente l'écart de la valeur d'une variable donnée (la solution approchée qui est constante à l'intérieure de chaque maille) entre deux itérations consécutives.

Paramètres de calcul

Le calcul est fait sur une machine de 736 processeurs cadencés à 2.7 GHz avec 1.47 To de RAM. La méthode est appliquée sur un maillage hybride : des mailles structurées (près des parois) et non structurées au-delà (Figure 5.2). Le lien entre les équations de mouvement et de continuité est réalisé avec une approche prédicteur-correcteur, avec un algorithme SIMPLE standard. L'avancement dans le temps se fait par un premier ordre schéma d'Euler implicite. Un calcul effectué à partir d'un schéma du deuxième ordre a été effectué sans trouver de différences significatives. Le pas de temps physique est de $2.5 \cdot 10^{-3} s$ (avec 30 itérations par pas de temps) et a été choisi pour obtenir un nombre CFL proche de 1 aux vitesses maximales.

5.1.5 Modélisation de la surface libre

La surface libre a été simulée avec un "liquide" multi-phase air-eau de densité constante. La méthode utilisée est celle du volume de fluide (VOF en anglais pour "Volume of Fluid"). Il s'agit d'une méthode Eulérienne qui est particulièrement adaptée dans le cas d'écoulements à interfaces fortement déformées comme c'est le cas pour une surface libre. Elle permet de suivre la position de l'interface dans un maillage fixe. L'idée première de la méthode VOF est d'utiliser une fonction discrète qui représente la fraction volumique d'un des fluides dans chaque volume de contrôle. Cette fonction "taux de présence" varie entre 0 et 1 pour la phase considérée. Si la fonction vaut 0 ou 1, le volume ne contient qu'un seul des deux fluides (eau ou air ici). Si sa valeur est comprise entre ces deux bornes, le volume contient un mélange diphasique, et donc l'interface y est présente. Le choix de simuler l'écoulement en surface libre a été fait car, en théorie, la présence de la surface libre affecte la génération de force surtout dans les phases initiales et finales lorsque le bras est près de la surface [Dabnichki, 2011]. La hauteur de la surface est constante, le maillage a été raffiné et est composée de cellules structurées (Figure 5.2). Un "taux de présence" de 50 % caractérise la surface libre.

5.1.6 La méthode "Overset grid"

Afin de reproduire la cinématique du bras du nageur, la méthode overset a été choisie. C'est une méthode de maillage mobile permettant de simuler le déplacement d'un objet solide dans un fluide. Elle consiste à déplacer un maillage contenant le solide (overset mesh) dans un maillage fixe (background, Figure 5.2). La cinématique de l'overset est pilotée par un fichier de données (position, vitesses de translation et de rotation) qui sont les paramètres cinématiques mesurés lors des expérimentations effectuées dans le bassin des carènes. Le "background" est défini comme un parallélépipède de 5m x 3m x 1m (longueur, hauteur et largeur), contenant 280 000 cellules et l'overset est une sphère de 1m de diamètre à 820 000 cellules. L'overset contient l'avant-bras et se déplace avec six degrés de liberté (trois en rotation et trois en translation, Figure 5.2). Le solide est la main et l'avant-bras du meilleur nageur, qui ont été scannés, et dont le poignet est solidaire à l'avant-bras, sans articulation (Figure 5.3).

Domaine

Le maillage est hybride, il comporte des mailles structurées (pyramidales dans la couche limite, en surface libre, et dans le background) et non structurées dans l'overset (cellules polyédriques). Il a été raffiné en proche paroi de la main et de l'avant-bras, en utilisant 10 couches de prismes, et un coefficient de relâchement égal à 1.1. La taille de la première cellule est égale à 10^{-4} m, garantissant des valeurs de $y^+ = 1$ près des parois. y^+ étant un nombre sans dimension égal à yu_τ/ν , avec u_τ la vitesse de frottement ($u_\tau = \sqrt{\tau_p/\rho}$, τ_p : contrainte de cisaillement pariétale). La taille moyenne des mailles dans le background est égale à 0.07 m (Figure 5.2). L'indépendance de la physique à l'égard de conditions de maillage du temps, le nombre d'itérations, et la taille de domaine ont été testés. Les résultats de ces différents tests sont présentés par la suite.

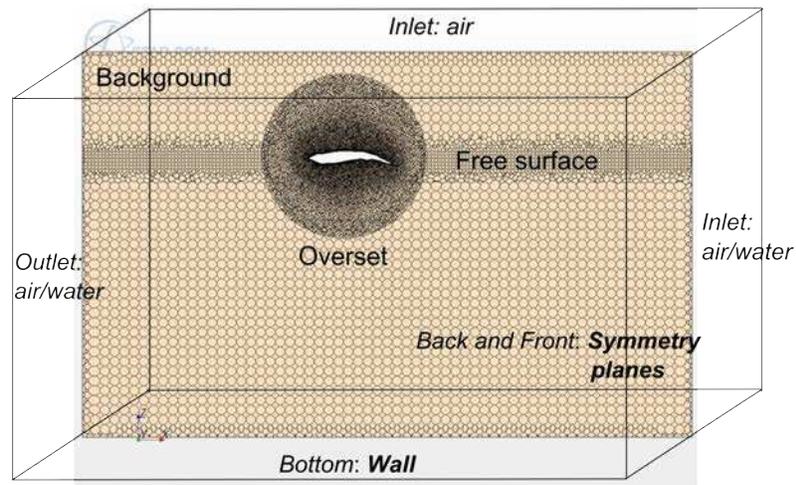


FIGURE 5.2 – Représentation des deux domaines : overset et background, [Samson *et al.*, 2014].

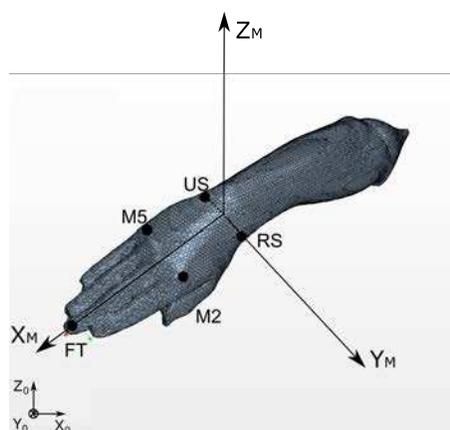


FIGURE 5.3 – Représentation du maillage du bras, avec le repère local de la main.

Interface entre les maillages overset et background

L'interface entre les volumes overset et background est assurée par des volumes de contrôle. Ceux-ci sont labélisés "cellules actives" ou "cellules passives" selon les conditions d'enchevêtrement des mailles (Figure 5.4). Pour qu'il y ait interpolation, les cellules entre les régions overset et background doivent être de taille et de forme compatibles.

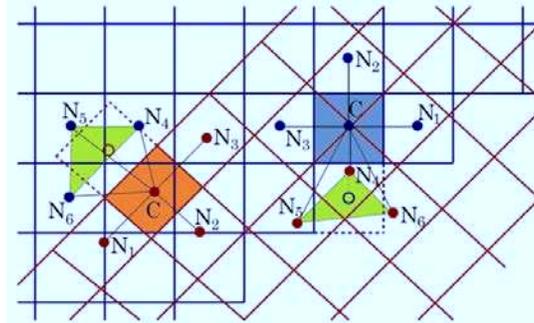


FIGURE 5.4 – Maillage "overlapping" à l'interface des deux maillages : background (en rouge), overset (en bleu). Schéma issu de la documentation Star-CCM+.

L'interpolation entre les deux maillages (background en rouge, overset en bleu, Figure 5.4), amène à la création de nouvelles cellules (en vert), dont les dimensions sont recalculées en fonction de celles des deux régions (taille, position et forme). Les cellules bleue et orange, sont issues de chaque domaine (overset et background) et la forme d'origine est conservée car leur géométrie est compatible avec les deux maillages. Cette interface de cellules, d'une épaisseur de plusieurs couches (4 ou 5 au moins), permettra le passage du flux entre les deux régions. Une des difficultés consiste à paramétrer les maillages des deux domaines (en taille, forme et nombre) pour que l'interface puisse être créée, durant toute la simulation, quelle que soit la cinématique de l'overset.

Conditions aux frontières

La résolution des équations de Navier-Stokes s'appuie sur la paramétrisation des conditions aux frontières. Le "background" est défini par les conditions limites suivantes (Figure 5.2). Deux surfaces d'entrée ("inlet") ont été définies. Une première, verticale, composée d'un mélange air/eau à composition variable (gérée par une fonction), dont la vitesse d'entrée a été paramétrée à 0 m.s^{-1} pour reproduire la condition d'un fluide au repos. La seconde, horizontale (frontière haute), est composée uniquement d'air. Une sortie ("outlet") en "pressure condition" (condition de pression) est, comme la frontière "inlet" verticale, composée d'un mélange air/eau dont la composition varie afin d'assurer les équations de conservation. Les deux côtés sont définis comme des plans de symétrie ("symmetry plane"). Le fond du volume est défini comme une paroi solide ("wall") pour reproduire les conditions réelles d'un fond de bassin de nage. La surface libre a été fixée à une hauteur de 2 m par rapport au fond du bassin.

L'overset est paramétrée en "overset mesh" pour permettre la création d'une interface avec le maillage du background. Au niveau de la surface du bras, les vitesses sont introduites par l'in-

termédiaire d'une condition de non-glissement associée à une approche par maillage mobile. Les conditions cinématiques (trois vitesses de translation et de rotation, qui évoluent à chaque instant), sont implémentées à partir d'un tableau de valeurs issues des expérimentations effectuées dans le bassin des carènes.

5.1.7 Validation du modèle numérique

Dans une modélisation CFD, la solution doit être indépendante de la densité du maillage pour tendre vers un réalisme physique de la solution que donne le solveur après avoir convergé. Ainsi des tests ont été entrepris, qui reposent essentiellement sur la convergence des résultats vis-à-vis du nombre de mailles, de la position de la limite extérieure du domaine de calcul et du pas de temps.

Taille et nombre de mailles

On peut considérer que le domaine physique a été discrétisé avec un nombre de cellules suffisant dès lors que la solution obtenue devient indépendante de l'augmentation du nombre de mailles. Le temps de calcul est un élément fondamental : il doit être relativement court, tout en assurant une bonne précision de résultats [Manceau, 2011]. Six tailles de maille différentes ont été comparées, toutes conditions étant égales par ailleurs (Figure 5.5). En partant du principe que plus un maillage est serré (dans les zones d'intérêt notamment), et plus il peut représenter convenablement la physique de l'écoulement.

	<i>Mesh000</i>	<i>Mesh00</i>	<i>Mesh0</i>	<i>Mesh1</i>	<i>Mesh2</i>	<i>Mesh3</i>
<i>Dimension(m)</i>	0.08	0.07	0.06	0.05	0.04	0.03
<i>Overset mesh</i>	650 000	820 000	960 000	1 800 000	2 700 000	4 200 000
<i>Background</i>	190 000	280 000	360 000	650 000	870 000	1 100 000
<i>Total</i>	840 000	1 100 000	1 320 000	2 450 000	3 570 000	5 300 000
<i>Temps de calcul</i>	15 h	24 h	30 h	48 h	110 h	240 h

FIGURE 5.5 – Temps de calcul (effectué sur 40 coeurs) en fonction de la taille de maille de base, $\Delta t = 2.5 \cdot 10^{-3}$ s.

Au regard des résultats, il a été fait le choix de prendre une maille de base égale à 0.07 m (Mesh00), puisque les résultats des forces sont très proches pour les tailles de maille au-delà de cette valeur.

Dimensions du volume

En simulation numérique, le choix de la taille du domaine de calcul joue un rôle très important sur la fidélité des résultats numériques [Korichi et Oufier, 2005]. Les dimensions de ce dernier doivent être suffisamment importantes afin de s'affranchir de l'influence des frontières du domaine fluide sur l'écoulement. Il s'agit de trouver la taille du domaine fluide nécessaire pour assurer l'indépendance des résultats numériques de l'écoulement. Si le bras est placé trop près de l'entrée, cela perturbe l'écoulement et impose un profil de vitesse non réel à la surface du bras.

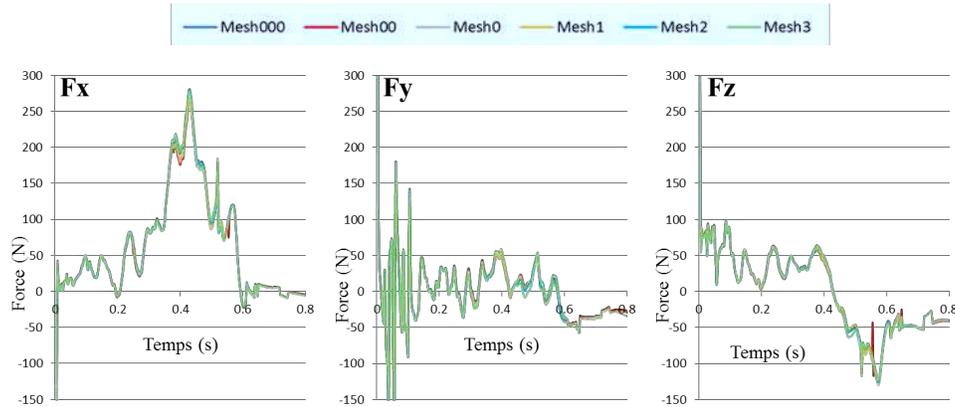


FIGURE 5.6 – Forces calculées selon x, y, et z dans \mathcal{R}_0 , pour les maillages de tailles différentes, $\Delta t = 0.0025$ s, Nb itérations = 25.

S'il est placé trop près de la sortie, cela empêche l'établissement de l'écoulement et détériore les résultats [Zaïdi, 2008].

	Domaine X0		Domaine X1		Domaine X2		Domaine X3	
	Xmin	Xmax	Xmin	Xmax	Xmin	Xmax	Xmin	Xmax
Position / origine (m)	-2	0.5	-3	1	-4	-2	-5	-3
Dimensions (m)	2.5		4		6		8	

FIGURE 5.7 – Variations du volume background selon la longueur x ; y et z étant constants par ailleurs.

Le volume du domaine a été choisi de façon à respecter la hauteur réelle du bassin. La longueur du domaine est de dix fois la longueur du bras afin d'éviter les effets de bord aux frontières [Bilinauskaite *et al.*, 2013], et la largeur a une valeur d'un mètre.

Au regard des résultats des forces, la largeur du volume choisie est de 1 mètre (Y1), et la longueur est de 5 mètres (entre X1 et X2).

Durée du pas de temps : CFL

Le pas de temps doit être lié à la taille de la maille pour des raisons de stabilité numérique et/ou de précision [Jardin, 2009]. Le nombre de Courant ou CFL est défini comme le rapport entre le trajet décrit par une particule fluide durant un intervalle de temps Δt et la taille de maille Δx .

$$CFL = \frac{V\Delta t}{\Delta x} \quad (5.16)$$

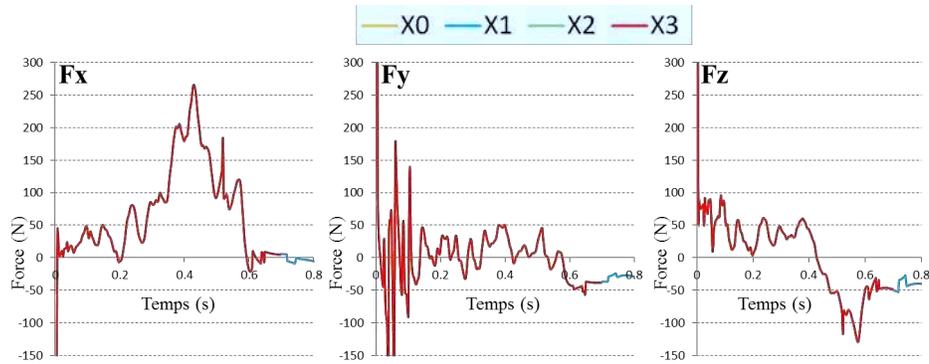


FIGURE 5.8 – Forces calculées selon x , y , et z dans \mathcal{R}_0 , pour des longueurs de domaines différents, X_0 , X_1 , X_2 et X_3 , Y et Z étant constant par ailleurs.

	Domaine Y0		Domaine Y1		Domaine Y2		Domaine Y3	
	Ymin	Ymax	Ymin	Ymax	Ymin	Ymax	Ymin	Ymax
Position / origine (m)	-0.25	0.25	-0.5	0.5	-1	1	-2	2
Dimensions (m)	0.5		1		2		4	

FIGURE 5.9 – Variations du volume background selon la largeur y , x et z étant constant par ailleurs.

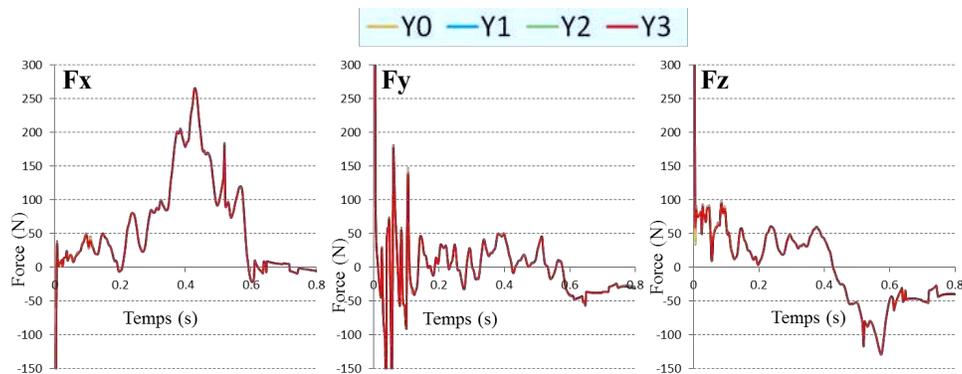


FIGURE 5.10 – Forces calculées selon x , y , et z dans \mathcal{R}_0 , pour des largeurs de domaines différents, Y , Y_1 , Y_2 et Y_3 , X et Z étant constant par ailleurs.

Il constitue une condition de convergence pour la résolution de problèmes aux dérivées partielles. Une bonne estimation du CFL assure davantage une bonne représentation physique de la simulation. Le choix du pas de temps se fait afin d'obtenir un CFL proche de 1, dans les mailles où les vitesses sont les plus importantes. Afin de valider cette condition, trois simulations ont été faites à des Δt différents. (Plus le Δt est petit, et plus les calculs durent longtemps pour une même période). Nous prenons ici $U = 4 \text{ m.s}^{-1}$ (vitesse max proche des parois), et $\Delta x = 10^{-2} \text{ m}$ (taille de la plus petite cellule en dehors de la couche limite). Nous trouvons $\Delta t = 2.5 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ (pour un CFL = 1). Il serait maintenant intéressant de tester des Δt différents, mais proches de celui calculé, et voir l'impact sur les calculs en terme de temps de calcul, de convergence, et de résultats.

Nombre d'itérations par pas de temps					
10	20	30	40	50	60

FIGURE 5.11 – Durée des différents pas de temps testés.

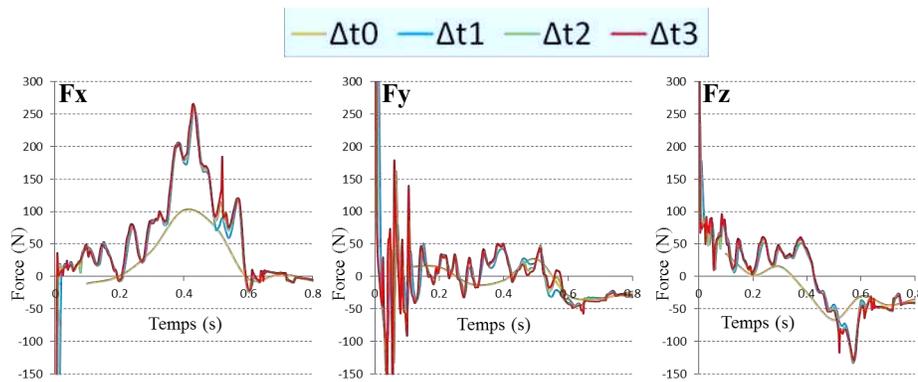


FIGURE 5.12 – Forces calculées selon x, y et z dans \mathcal{R}_0 , pour des durées de pas temps Δt différents.

IL n'y a pas de différences entre les résultats des forces obtenus à partir de $\Delta t = 5 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ et $2.5 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ (Figure 5.12). Le pas de temps choisi est égal à $2.5 \cdot 10^{-3} \text{ s}$. C'est le critère qui avait été initialement calculé à partir des données cinématiques de l'écoulement.

Critère de convergence

Le nombre d'itérations est le nombre de calculs effectué à l'intérieur de chaque pas de temps et pour chaque cellule, pour que la solution converge. Ce critère assure la robustesse des résultats. La convergence du calcul dépend principalement de la valeur des résidus des différents paramètres de l'écoulement. Le résidu correspond à la somme, sur toutes les cellules, des erreurs sur chaque équation discrétisée. Chaque reste est reversé, à chaque itération, dans l'itération suivante. Plus le nombre d'itérations est grand et plus la solution a des chances de converger. Il est

recherché le meilleur compromis entre le nombre d'itérations et la convergence nécessaire du calcul.

$\Delta t1$	$\Delta t2$	$\Delta t3$	$\Delta t4$
10^{-1} s	10^{-2} s	5.10^{-3} s	$2,5.10^{-3}$ s

FIGURE 5.13 – Variations du nombre d'itérations par pas de temps

Lorsque le nombre d'itérations augmente, la courbe d'efforts évolue peu. Au-delà de 30 itérations, il n'y a plus de modifications sur les courbes des forces. Le calcul de convergence se fera donc avec 30 itérations à l'intérieur de chaque pas de temps.

5.1.8 Méthodologie d'analyse de l'écoulement

Méthodologie d'analyse

L'analyse de l'influence de l'instationnarité de l'écoulement sur les performances hydrodynamiques passe par une étude comparée (en fonction du temps) entre l'évolution spatio-temporelle des structures cohérentes, les efforts instationnaires et les données cinématiques. Afin de faciliter l'analyse, le trajet aquatique sera découpé chronologiquement à partir des phases d'ES, DC, IN, UP et EX. A l'intérieur de chaque phase, seront analysés les résultats des forces ainsi que l'évolution spatio-temporelle des structures tourbillonnaires. Ces dernières seront identifiées essentiellement à partir du critère Q (qui sera défini à la section 5.1.8), et seront exprimées selon la nomenclature la plus couramment utilisée dans la littérature pour les écoulements à forts décollements : LEV (tourbillon de bord d'attaque, "Leading Edge Vortex" en anglais), TEV (tourbillon de bord de fuite, "Trailing Edge Vortex") et TV (tourbillon marginal, "Tip Vortex"). Les forces seront exprimées dans le repère absolu $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$ afin de discuter des effets propulsifs et résistifs (selon X_0), d'équilibre de tangage (Z_0) et de lacet (Y_0).

La méthode d'analyse numérique se fera en deux temps. Tout d'abord, l'ensemble des paramètres cinématiques (orientation, vitesse, accélération de la main, ainsi que les angles d'attaque et de sweepback), ainsi que les forces extérieures appliquées sur la main et l'avant-bras seront présentés, sous forme de graphes, afin de mettre en relation, leurs évolutions au cours du temps. Les forces seront analysées et mises en relation avec la typologie de l'écoulement. Des hypothèses explicatives seront avancées, en appui sur différentes études et les différents effets instationnaires (Chapitre 3.4.1), pour expliquer l'évolution spatio-temporelle de l'écoulement et fournir des hypothèses explicatives sur le geste sportif. L'ensemble de ces éléments se fera pour l'allure du sprint afin de simplifier l'analyse. Cette méthodologie sera, dans un second temps, étendue aux allures du demi-fond et fond, notamment pour une étude comparative des forces appliquées sur la main et l'avant-bras.

Cette étude s'appuie sur la cinématique du nageur (dont le bras a été scanné), dont le niveau de performance est le plus haut (niveau national, S8 sur le tableau, Chapitre 4.2.1). Cela permettra ainsi d'étudier un écoulement provenant d'un nageur expert, capable de produire des efforts propulsifs élevés.

Cinématique du trajet aquatique

Le fluide étant au repos, la dynamique tourbillonnaire est directement issue de la cinématique du trajet de la main et de l'avant-bras, que l'on définit à partir de six paramètres : trois en translation (V_x , V_y et V_z , vitesses de translation de la main dans \mathcal{R}_0 , Figure 5.14 a-, c-, e-), et trois en rotation (Ω_x , Ω_y et Ω_z , vitesses de rotation, de flexion et d'abduction dans \mathcal{R}_0 , Figure 5.14 b-, d-, f-). Ces paramètres ont été mesurés lors de l'étude cinématique réalisée en bassin des carènes.

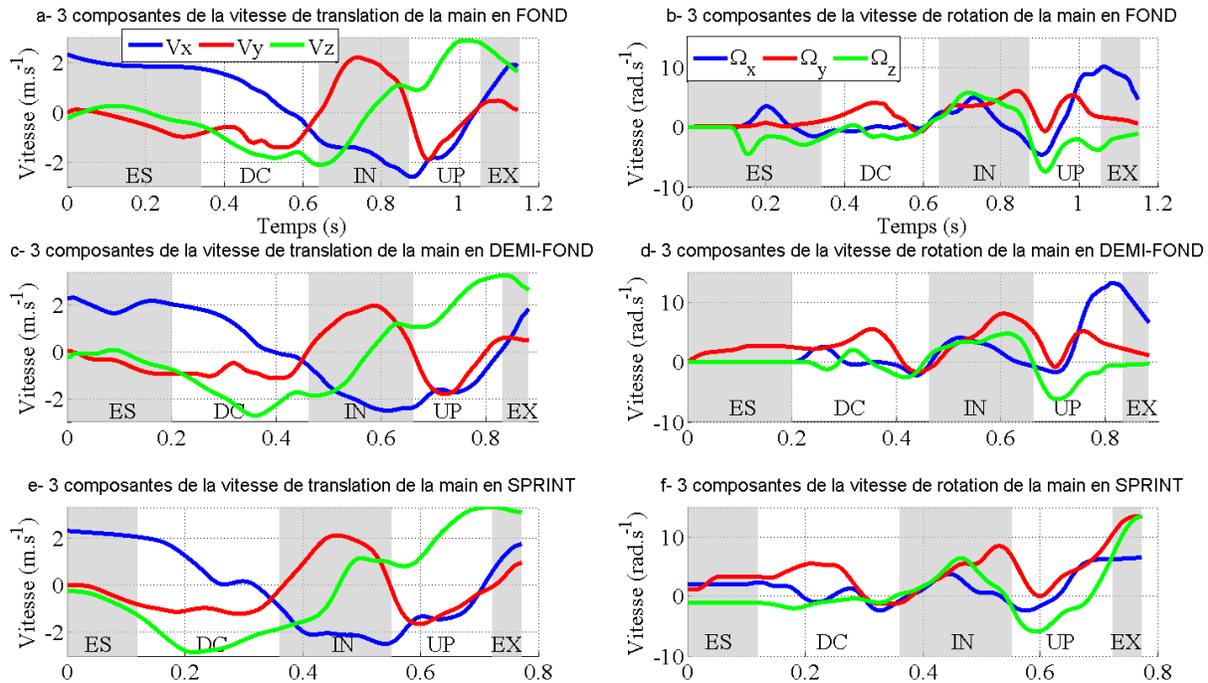


FIGURE 5.14 – Six paramètres cinématiques de la main et de l'avant-bras aux trois allures de nage : trois en translation (a-, c-, e-, respectivement en fond, demi-fond et sprint) et trois en rotation (b-, d-, f-, en fond, demi-fond et sprint).

Un travail d'allers-retours entre ces six paramètres cinématiques et les *paramètres cinématiques d'écoulement* (angle d'attaque, sweepback, orientation et accélérations de la main) et les données dynamiques issues de la simulation permettra de lier les causes de l'écoulement induit (mouvement du bras du nageur sur une eau au repos) aux forces produites.

Identification des structures tourbillonnaires

Dans les écoulements instationnaires, les structures tourbillonnaires jouent un rôle fondamental car elles impactent significativement le champ de pression aux environs proches du solide [Jardin, 2009]. Leur identification, localisation et suivi dans le temps est donc un objectif important dans la compréhension de l'action de l'écoulement sur les segments solides. En vue d'analyser précisément le comportement spatio-temporel de ces structures pour ensuite les corrélérer aux

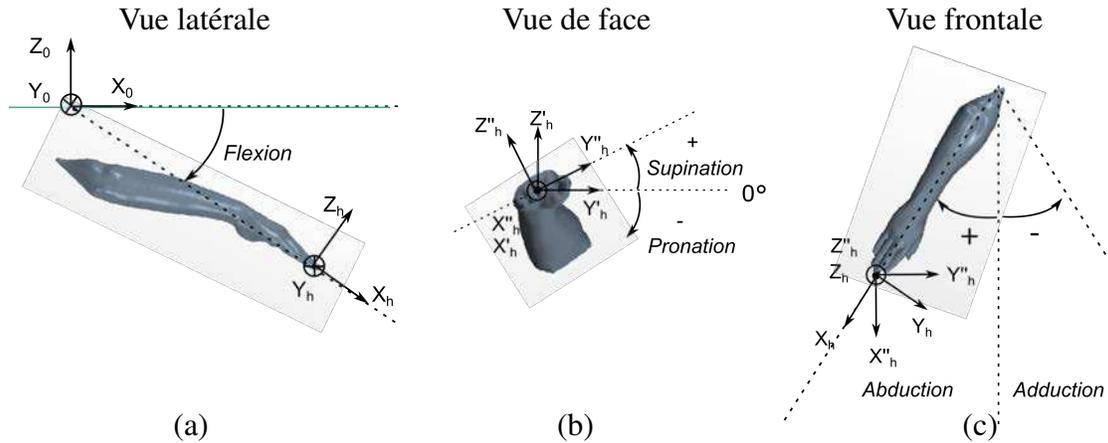


FIGURE 5.15 – Orientation de la main dans \mathcal{B}_0 sous la forme de trois séquences d'angle d'Euler : (a) Flexion, (b) Pronation-supination, (c) Abduction-adduction.

efforts subis par le profil, il convient de s'appuyer sur des critères de détection tourbillonnaire spécifiques. Quatre critères principaux sont les plus souvent utilisés : la vorticité ω , le critère λ_2 , les critères Γ et le critère Q .

Une structure tourbillonnaire est généralement identifiée grâce à son centre. *Strawn et al.* [1999] définissent le centre d'un tourbillon comme étant un maximum local de l'intensité de la vorticité. L'analyse par vorticité a été pendant longtemps l'unique technique de post-traitement. En se basant sur les gradients de champ de vitesse, elle présente l'inconvénient majeur de ne pas faire la distinction entre cisaillement et tourbillon. Ainsi d'autres critères ont été définis. Le critère Q proposé par *Hunt et al.* [1988], définit les tourbillons comme la région où l'écoulement est dominé par le tenseur rotation. Par conséquent, les structures tourbillonnaires sont identifiées par une représentation des iso-valeurs de Q positives alors que leurs centres sont identifiés par les valeurs maximales de Q . Le critère λ_2 proposé par *Jeong et Hussain* [1995] consiste à chercher les valeurs propres du tenseur symétrique du tenseur gradient de vitesse. Les zones à valeurs propres négatives correspondent à des régions à pression minimale locale dû au mouvement tourbillonnaire. Récemment des méthodes topographiques ont été développés par *Graftieaux et al.* [2001]. Elles se basent sur le critère Γ_1 ou moment angulaire normé et le critère Γ_2 . Ces techniques sont capables de localiser le centre et la limite du tourbillon en considérant uniquement la topologie de champ de vitesse indépendamment de son intensité.

Nous définirons plus précisément la vorticité ω et le critère Q qui seront utilisés plus particulièrement dans l'étude.

Vorticité ω

La vorticité est définie comme le rotationnel de la vitesse, qui exprime la tendance des lignes de champ d'un champ vectoriel à tourner autour d'un point.

$$\omega = \nabla \times u \equiv \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (5.17)$$

Cette approche présente cependant plusieurs inconvénients. D'une part, elle ne permet pas la dis-

tionnelle ne permet pas la distinction entre les régions tourbillonnaires et les zones de cisaillement, ce qui peut être particulièrement contraignant lors de l'analyse d'écoulements en proche paroi. Par ailleurs, dans le cas de structures présentant une dynamique intense (c'est-à-dire mettant en jeu de fortes variations de vorticité en son sein), comme c'est le cas en natation, elle peut indiquer la présence de plusieurs tourbillons bien qu'un seul tourbillon continu soit réellement présent [Jardin, 2009]. D'autres critères ont alors été définis pour surmonter ces problèmes, comme le critère Q défini ci-dessous.

Critère Q

Le critère Q , introduit par Hunt *et al.* [1988], représente les poids relatifs du taux de cisaillement (tenseur S) et de la vorticité (tenseur Ω). Le point de départ de leur réflexion repose sur l'hypothèse d'une condition de minimum de pression au centre d'une structure.

Ils ont considéré le tenseur $S^2 + \Omega^2$ avec, respectivement, S_{ij} et Ω_{ij} les composantes symétriques et antisymétriques du tenseur de gradient de vitesse $A_{ij} = \partial u_i / \partial x_j$.

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (5.18a)$$

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (5.18b)$$

La présence d'un minimum local de pression est liée à l'existence de deux valeurs propres négatives du tenseur $S^2 + \Omega^2$ [Jardin, 2009]. Q désigne alors le second invariant du tenseur des gradients de vitesse, avec λ_1 , λ_2 et λ_3 ces valeurs propres ($\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3$).

$$Q = -\frac{1}{2} u_{i,j} u_{j,i} = -\frac{1}{2} (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) \quad (5.19)$$

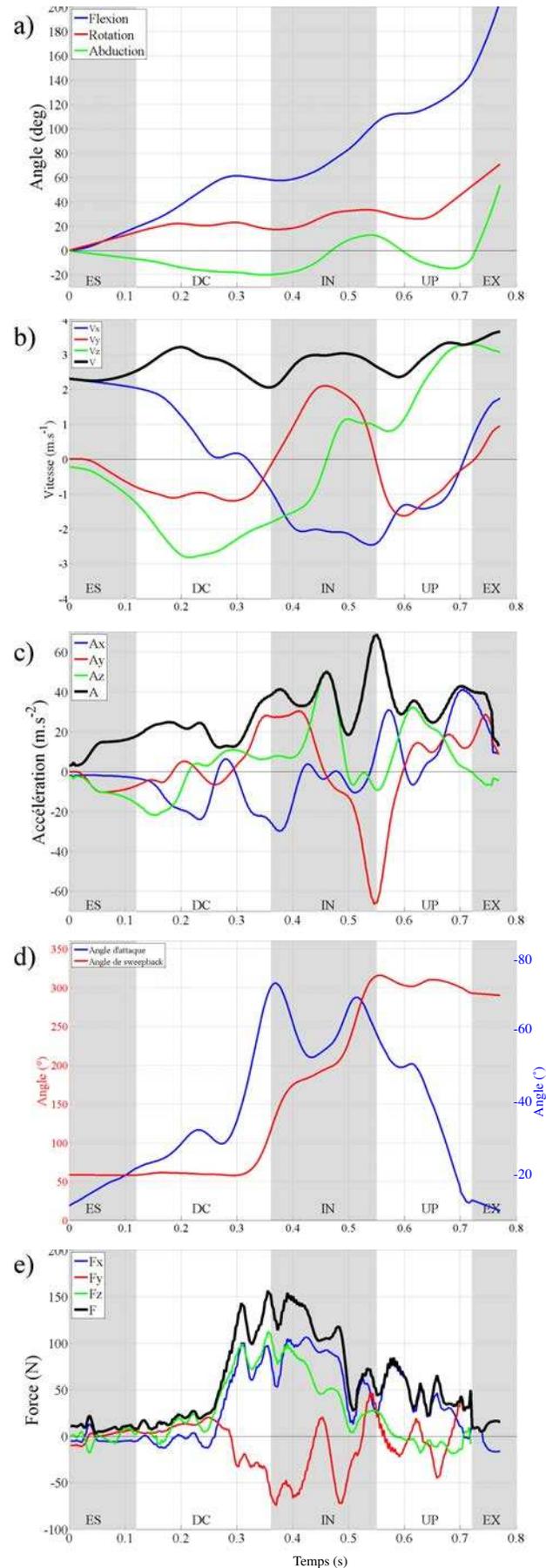
Une structure tourbillonnaire se caractérise alors par une valeur de Q positive. Ce critère sera majoritairement utilisé pour l'étude spatio-temporelle de l'écoulement autour de la main et de l'avant-bras. Contrairement à la vorticité, ce critère ne permet pas de nuancer l'intensité tourbillonnaire, d'où l'intérêt d'avoir recours aux deux approches.

5.2 Résultats obtenus par simulation numérique

5.2.1 Analyse de l'écoulement par phases du trajet aquatique

Une étude de corrélation entre les *paramètres cinématiques d'écoulement* et les forces extérieures appliquées sur le bras est réalisée. L'analyse des forces, phase par phase, aux trois allures de nage, va se faire conjointement avec l'étude phénoménologique de l'évolution de l'écoulement au cours du temps. L'ensemble des données cinématiques est résumé sur la figure 5.16. Cette disposition verticale des figures vise à établir un lien de temps entre les paramètres cinématiques (vitesses et accélération en translation, orientation de la main, angles d'attaque et de sweepback) et les forces hydrodynamiques calculées. Les cinq phases du trajet aquatique (ES, DC, IN, UP et EX) sont mises en évidence par des zones grisées et non grisées.

FIGURE 5.16 – Paramètres cinématique et dynamique du bras, exprimés dans \mathcal{R}_0 , en sprint : (a) orientation de la main dans \mathcal{R}_0 : flexion, rotation, abduction ; (b) vitesse de la main, (c) accélération de la main, (d) angles d'attaque et de sweepback , (e) forces hydrodynamiques appliquées sur la main et l'avant-bras.



Phase d'ES

- Description cinématique

De $t = 0$ à $t = 0.12$ s, après l'entrée de la main dans l'eau, le bras avance vers l'avant et un peu vers l'extérieur (Figure 5.17). La vitesse de la main est grande lors de l'entrée dans l'eau, puis diminue rapidement lors de cette phase (figure 5.16 b). Les composantes de la vitesse en rotation sont faibles au début (Figure 5.14 f).

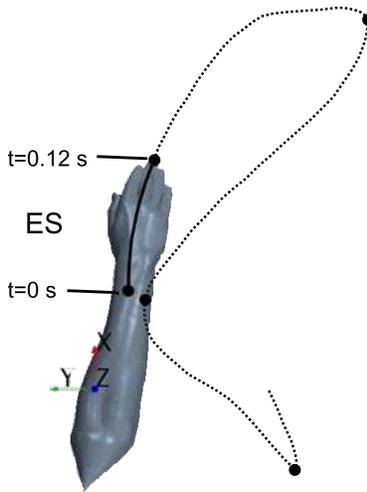


FIGURE 5.17 – Représentation, en vue de dessus, de la phase d'ES à l'allure du sprint, dans \mathcal{R}_0 .

Sous l'effet de l'augmentation de l'angle de flexion, ainsi que de la vitesse verticale descendante ($-1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ à $t = 0.12$ s, Figure 5.14 e), l'angle d'attaque augmente progressivement pour atteindre 20° à $t = 0.12$ s (Figure 5.16 d). Le bord d'attaque est l'annulaire (angle de sweepback proche de 70° , Figure 5.16 d).

- Analyse des forces

Ces faibles angles d'attaque expliquent les faibles valeurs des forces hydrodynamiques durant cette phase (10 N), dont la composante verticale domine. Cela est expliqué par l'orientation de la main qui est presque à l'horizontal (Figure 5.16 a), flexion = 20° à $t = 0.12$ s). F_x est négative (-10 N), et représente la résistance à l'avancement du bras.

- Analyse phénoménologique

Cette résistance peut être expliquée figure 5.18 (à $t = 0.12$ s) par la présence de deux tourbillons marginaux TV_1^{es} et TV_2^{es} , observés sur les côtés et l'arrière de la main et l'avant-bras, issus de la différence de pression entre le dessus et le dessous de la main et l'avant-bras. Les pressions calculées à différents points de l'avant-bras et de la main sont présentées figure 5.19.

Il apparaît, durant cette phase, des gradients de pressions entre le dessus et le dessous du profil, essentiellement au niveau du coude et de l'avant-bras (Figure 5.23). Ces tourbillons marginaux permettent d'évacuer la vorticité. La phase suivante (DC) débute lorsque la main opposée sort de l'eau.

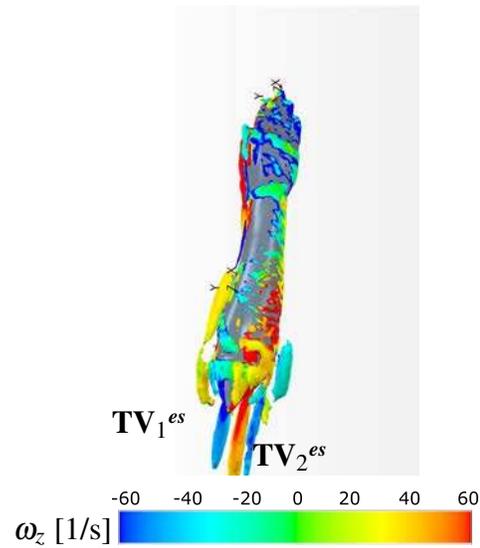


FIGURE 5.18 – Iso-surface de critère Q , aux instants $t = 0$ à 0.12 s, à l’allure du sprint. Visualisation de deux tourbillons marginaux TV_{1es} et TV_{2es} .

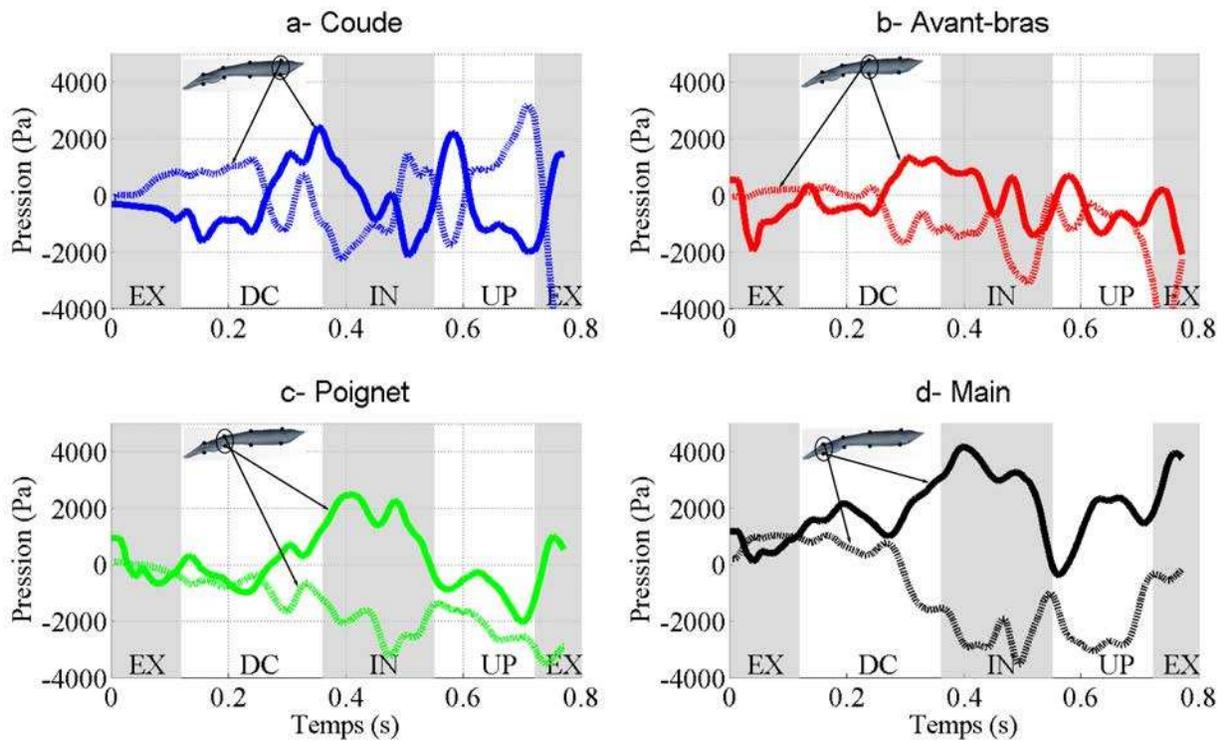


FIGURE 5.19 – Pressions relatives calculées sur huit points à la surface des segments : a- coude, b- avant-bras, c- poignet, d- main, sur l’ensemble du trajet aquatique, à l’allure du sprint.

- Conclusion de la phase ES

Cette phase se produit avec des angles d'attaque faibles, une paume de main orientée vers le fond du bassin, ce qui génère peu de forces, qui sont essentiellement orientées vers le haut.

Phase de DC

- Description cinématique

La phase de DC prolonge la phase d'ES par une trajectoire en profondeur et vers l'extérieure (Figure 5.20). Elle dure de $t = 0.12$ s à $t = 0.36$ s (de la fin de l'ES jusqu'au point le plus à l'extérieur de la trajectoire).

La vitesse en translation augmente et présente un premier pic à $t = 0.2$ s (Figure 5.16 b), sous l'influence notamment de l'augmentation de Ω_y (Figure 5.14 f), qui impacte la composante verticale de la vitesse de la main (V_z). L'angle d'attaque augmente légèrement (25° à $t = 0.24$ s) et l'angle de sweepback est stable à 70° .

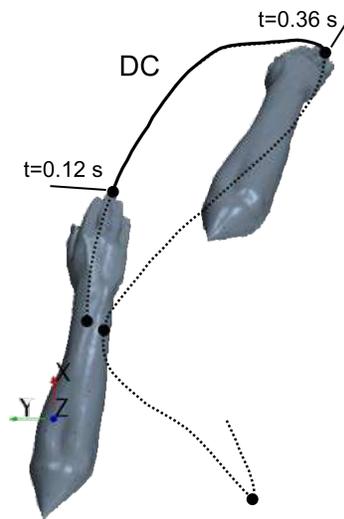


FIGURE 5.20 – Représentation, en vue de dessus, de la phase de DC à l'allure du sprint.

A $t = 0.24$ s, la composante horizontale de la vitesse de la main (V_x) est proche de 0 (Figure 5.16 b). La main se situe, de $t = 0.24$ s à $t = 0.28$ s au point le plus en avant de la trajectoire. La conséquence de cette stabilisation de la vitesse horizontale est une diminution importante de l'accélération de la main, qui passe de -20 à 0 $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ entre les instants $t = 0.24$ et $t = 0.28$ s (Figure 5.16 c). Cette décélération de la main, au point le plus en avant de la trajectoire, marque également l'instant où les forces augmentent de façon importante (Figure 5.16 e, à $t = 0.24$ s). L'augmentation de la force est donc corrélée avec la décélération de la main. Kudo *et al.* [2013] avaient déjà montré que les décélération de la main pouvait générer autant de forces hydrodynamiques que les accélérations.

Puis, vers $t = 0.28$ s (jusqu'à $t = 0.4$ s), il y a une diminution de Ω_y , qui passe de 5.3 $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$ à -1.1 $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$ (Figure 5.14 f). Le bras débute alors une phase de translation vers le bas, et légèrement

vers l'arrière. Cela a pour conséquence d'augmenter rapidement l'angle d'attaque, qui passe de 21° à 70° (Figure 5.16 d) et donc d'augmenter la surface projetée de la main et de l'avant-bras.

On constate sur la figure 5.16 e que cet instant coïncide avec l'augmentation des forces, débutée avec la décélération de la main à $t = 0.24$ s, qui atteignent un premier maximum à $t = 0.32$ s (100 N). Pour davantage de clarté, une nouvelle figure de forces est présentée où seules les composantes selon X_0 seront étudiées (Figure 5.21).

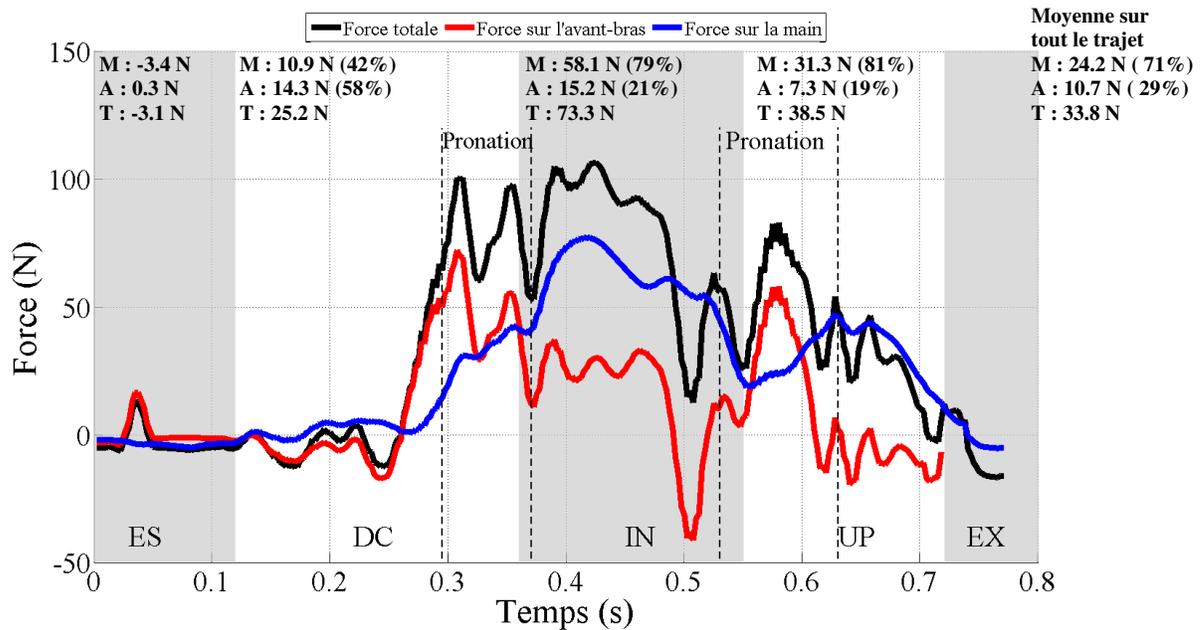


FIGURE 5.21 – Forces hydrodynamiques propulsives, exprimées dans \mathcal{R}_0 , calculées sur l'avant-bras (courbe rouge) et sur la main (courbe bleue) et au total (courbe noire), à l'allure du sprint. Les moyennes des forces agissant sur la main (M) et l'avant-bras (A), ainsi que leur contribution (en %), sont présentées en haut de la figure, pour les phases d'ES, de DC, d'IN, d'UP et sur tout le trajet.

- Analyse phénoménologique

Sur la figure 5.22, on constate, à partir de $t = 0.26$ s, la formation de deux structures contrarotatives qui apparaissent tout le long du dos de l'avant-bras et de la main. Ces structures (\mathbf{TEV}^{dc} et \mathbf{LEV}^{dc}), se situent respectivement côté pouce et côté petit doigt, marquent l'apparition d'un écoulement fortement décollé. La structure \mathbf{TEV}^{dc} tourne dans le sens anti-horaire et le \mathbf{LEV}^{dc} dans le sens horaire, dans le repère de la main.

- Analyse des forces

De $t = 0.12$ s à $t = 0.24$ s, les forces hydrodynamiques agissant sur la main et l'avant-bras sont peu importantes (proches de 20 N), avec une composante essentiellement en z (Figure 5.16 e). $t = 0.24$ s marque le début de l'augmentation des forces. On constate sur la figure 5.21, à

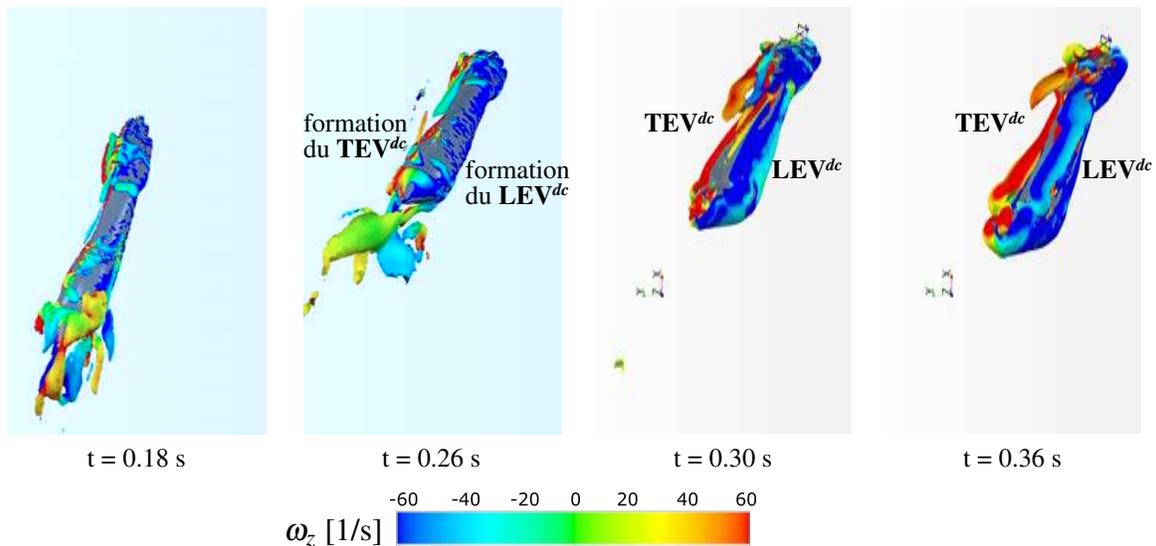


FIGURE 5.22 – Visualisation de la formation des structures contra-rotatives TEV^{dc} et LEV^{dc} par les iso-surfaces de critère Q , entre les instants $t = 0.18$ et 0.36 s. Le bord d'attaque se situe du côté du petit doigt.

$t = 0.32$ s, un premier pic de force. Ce pic peut être expliqué par le gradient de pressions entre le dessus et le dessous de la main et de l'avant-bras. Les structures tourbillonnaires localisées sur le dos de la main et de l'avant-bras, génèrent des zones dépressionnaires importantes. L'effet de ces structures est montré sur la figure 5.19 qui fait apparaître les pressions calculées sur huit points du segment. Nous constatons que les pressions diminuent de $t = 0$ s à $t = 0.36$ s. Ces dépressions peuvent s'expliquer par l'effet des structures TEV^{dc} et LEV^{dc} présentes sur le dos de la main et de l'avant-bras. Ces deux structures ont un aspect tridimensionnel, localisées longitudinalement du coude jusqu'à la main. Elles créent une zone fortement dépressionnaire sur le dos de la main et de l'avant-bras et expliquent majoritairement l'augmentation des forces résultantes durant cette période (qui passent de 10 N à $t = 0.3$ s à 109 N à $t = 0.36$ s, Figure 5.16 e) par une différence de pression entre le dos et le dessous de la main et de l'avant-bras. A $t = 0.33$ s, l'angle d'attaque atteint son maximum et est alors proche de 70° .

- Hypothèses explicatives

Nous pouvons souligner dès à présent la très grande importance des composantes de pression dans la contribution totale des forces. La figure 5.23 montre les valeurs de pression et de frottement, en moyenne par phase, calculées à partir de la simulation numérique.

Il apparaît clairement que la pression représente la grande majorité des forces (99 %). Cela s'explique par le fait que l'écoulement est turbulent, les forces inertielles dominent par rapport aux forces visqueuses. Les pressions étant normales aux parois par définition, les forces résultantes auront donc tendance à être perpendiculaires aux surfaces.

Nous avons montré précédemment la corrélation entre les phases de décélération dans l'axe horizontal, suivi rapidement entre une translation du bras vers le bas et l'extérieur. Il y a donc

	ES		DC		IN		UP		EX	
	<i>Pression</i>	<i>Frottement</i>								
F _x (N)	-4.9	-2.0	25.3	-0.9	71.6	0.6	31.3	-0.5	-1.4	-2.3
F _y (N)	0.4	0.1	-3.9	0.7	-25.0	-0.3	-1.4	0.6	-5.6	0.4
F _z (N)	-9.3	-0.2	39.8	1.4	52.4	-0.7	-3.3	-1.3	-4.1	-2.1

FIGURE 5.23 – Moyenne par phase des contributions de pression et de frottement, des forces hydrodynamiques agissant sur l'avant-bras et la main, en sprint.

peu de rotations durant cette phase. Nous faisons donc l'hypothèse de la prédominance de l'effet masse ajoutée sur les autres effets instationnaires durant cette phase. La masse ajoutée est l'effort nécessaire à l'accélération et décélération des particules fluides autour du solide en déplacement [Ellington, 1984]. Contrairement aux autres mécanismes, la force dérivant de la masse ajoutée n'est pas d'origine circulaire [Jardin, 2009]. Plusieurs auteurs ont établi des corrélations entre des phases d'accélération et des pics d'efforts aérodynamiques [Sedov, 1965; Sun et Tang, 2002]. En natation, Kudo *et al.* [2013] ont montré l'effet important de l'accélération (en translation) par des mesures de pressions sur une main disposée dans un bassin des carènes.

Dans la littérature, cette phase est décrite comme permettant la création des appuis ("Downsweep to catch"). La simulation numérique apporte un éclairage nouveau sur ce phénomène de prise d'appui. En effet, la mise en évidence de ces deux structures tourbillonnaires sur le dos de la main et de l'avant-bras permet de mieux comprendre cette notion. La "prise d'appui" serait la conséquence de la formation de deux structures contra-rotatives TEV^{dc} et LEV^{dc} établies tout le long du dos de la main et de l'avant-bras, suite au mouvement de translation vers le bas et l'extérieur, au point le plus en avant du trajet, et qui génère des angles d'attaque importants. Ces structures génèrent des dépressions, qui alliées aux surpressions sur la paume de la main et du dessous de l'avant-bras, créent ce pic de force, définit communément sous la dénomination "prise d'appui".

- Conclusion de la phase DC

DC est la phase qui marque le début de la propulsion. Les forces propulsives augmentent rapidement sous l'effet d'une double configuration cinématique : la vitesse de la main lorsqu'elle est le plus en avant du trajet suivi rapidement d'une translation vers le bas et le côté qui augmente de façon importante l'angle d'attaque. L'effet masse ajoutée semble l'effet instationnaire le plus présent lors de cette phase.

Cette phase se poursuit par la phase d'insweep. Afin d'affiner l'analyse, une phase de transition est proposée, qui marque la liaison entre les phases de DC et d'IN, et qui présente une singularité cinématique : la pronation de la main.

Transition DC-IN

- Description cinématique

Cette transition marque le passage de la main par le point le plus à l'extérieur de la trajectoire. Nous avons fait le choix de faire correspondre cette transition avec la phase de pronation de

la main (vitesse de rotation négative, "fermeture" de la main). Cette phase se produit, pour ce nageur, de $t = 0.29$ s à $t = 0.37$ s (figure 5.14 f).

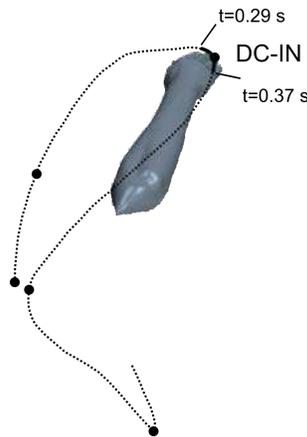


FIGURE 5.24 – Trajectoire de la main en vue de dessus : phase de transition entre DC et IN, de $t = 0.29$ s à $t = 0.37$ s.

Elle est marquée également par une diminution de Ω_y (Figure 5.14 f). Les composantes V_x et V_y sont faibles, ce qui implique un "creux" dans la norme de la vitesse ($V = 2$ m.s⁻¹ à $t = 0.35$ s, Figure 5.16 b). Les angles d'attaque, durant cette transition, atteignent un pic et sont les plus élevés du trajet (70°, figure 5.16 d). L'action de pronation, en "fermant" la main par rapport à la trajectoire, participe à ce maintien d'angles élevés. Cette variation rapide d'orientation de la main engendre une variation rapide de l'angle de sweepback, qui passe de 60° à 120° : le flux induit passe donc de l'annulaire à l'index.

- Analyse phénoménologique

Sur la figure 5.25, nous constatons que les TEV^{dc} et LEV^{dc} sont toujours attachés, mais commencent partiellement à se détacher au niveau du poignet.

- Analyse des forces

On constate sur la figure 5.21, à $t = 0.32$ s, un premier pic de force, suivi d'un second à $t = 0.35$ s (100 N). A $t = 0.33$ s, une diminution de la force, peut s'expliquer par le début du lâcher du TEV^{dc} , qui se produit au niveau du poignet (Figure 5.25, image du plan de vorticité du milieu).

- **Hypothèses explicatives** : Selon plusieurs auteurs [Bennett, 1970; Dickinson *et al.*, 1999], les pronations et supinations des ailes (retournement rapide de l'aile à la fin de la phase de translation, pour positionner le bord d'attaque vers le bas "supination" et vers le haut "pronation", dans le vol battu des oiseaux ou insectes) s'expliquent par la création d'une circulation supplémentaire, notamment afin de rétablir la condition de Kutta-Joukowski (cf. section 3.4.1). Cette circulation supplémentaire, générée autour du profil, agit favorablement ou défavorablement sur la production de force selon le sens de la rotation. Outre la génération supplémentaire de circulation

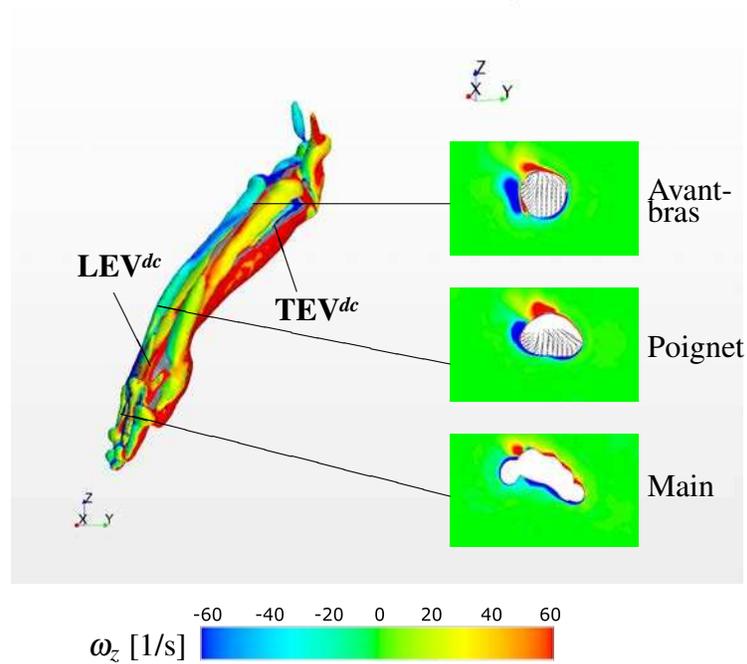


FIGURE 5.25 – Iso-surface de critère Q , à l’allure du sprint, en vue de face dans \mathcal{R}_0 , durant la première phase de pronation (à $t = 0.33$ s). Trois plans représentent la vorticité, dans \mathcal{R}_0 , autour respectivement de l’avant-bras (40 cm de profondeur), le poignet (50 cm) et la main (60 cm).

évoquée précédemment, le changement impulsif d'incidence tend à retarder le décrochage dynamique lorsque la rotation augmente l'angle d'attaque [Bennett, 1970]. Dickinson *et al.* [1999] montrent qu'une rotation dite "avancée" tend à maximiser les pics de forces, une rotation dite "retardée" tend à les minimiser. Ici la pronation de la main, outre le fait qu'elle prépare la bonne orientation pour la phase suivante, pourrait alors créer une circulation supplémentaire qui, si l'on s'appuie sur ces études, expliquerait le second pic de force créé à $t = 0.35$ s.

- Validation de l'hypothèse

Afin de discuter cette hypothèse, une simulation numérique a été effectuée en bloquant le paramètre rotation de la main ($\Omega_x = 0$) durant la phase de pronation. Les conséquences sur les forces propulsives durant cette transition sont alors analysées.

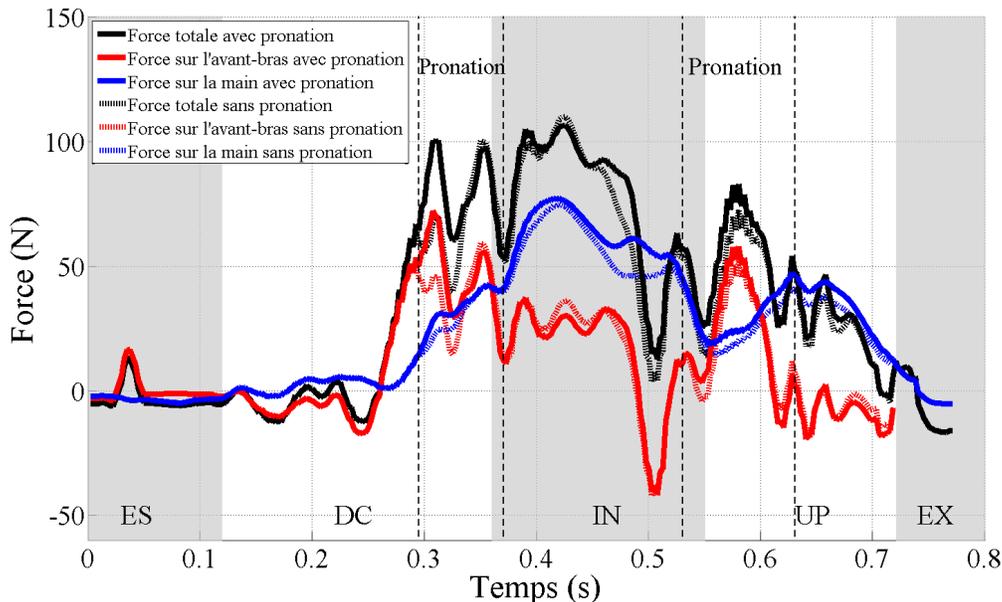


FIGURE 5.26 – Comparaisons, entre les configurations avec et sans pronation (respectivement traits pleins et traits pointillés) durant les phases de transitions (DC-IN et IN-UP), des forces hydrodynamiques agissant sur la main et l'avant-bras.

Il apparaît sur la figure 5.26 que les forces agissant sur la main et l'avant-bras sont moins importantes lorsque la main n'effectue pas de pronation. L'absence de pronation agit directement sur les forces produites durant cette transition, et notamment le premier pic de force à $t = 0.32$ s, qui est présent dans la configuration en pronation mais est moins important en configuration sans pronation. L'absence de pronation affecte la contribution de l'avant-bras (passe de 70 N à 45 N en force max) et la main (passe de 35 N à 30 N en force max). Au-delà, nous constatons que l'absence de pronation agit également sur les forces propulsives sur les phases suivantes, et cela essentiellement sur la main, sur la deuxième moitié de l'insweep.

Enfin il apparaît à travers cette simulation que la légère modification d'un seul paramètre

cinématique (en rotation), impacte l'écoulement et donc les efforts résultants.

- Conclusion de la transition DC-IN

Il existe une pronation de la main qui augmente le premier pic de force. Cette pronation contribue au maintien d'un angle d'attaque élevé, ce qui induit une circulation supplémentaire ("effet Kramer") qui est à l'origine de ce pic de force. En outre, cette pronation favorise l'orientation de la main dans la direction d'avancement, mais aussi prépare l'orientation de la main pour la phase suivante. Cette pronation a une durée brève (0.12 s) et, dès le début de la phase d'IN la main effectue une supination jusqu'au milieu de la phase d'upsweep.

Phase d'IN

- Description cinématique

Durant cette phase, la main passe du point le plus à l'extérieur vers le plus à l'intérieur (Figure 5.27, de $t = 0.36$ s à $t = 0.55$ s). Elle se caractérise par une augmentation des trois composantes de vitesses de rotation (Figure 5.14 f) : adduction (rotation interne du bras / coude), supination ("ouverture" de la main), et augmentation de la Ω_y qui atteint un maximum à $t = 0.46$ s (qui est aussi le point le plus profond, $V_z = 0$, figure 5.16 b). Ces rotations engendrent des vitesses et des accélérations de la main importantes, autant en translation qu'en rotation (Figure 5.16 b, c).

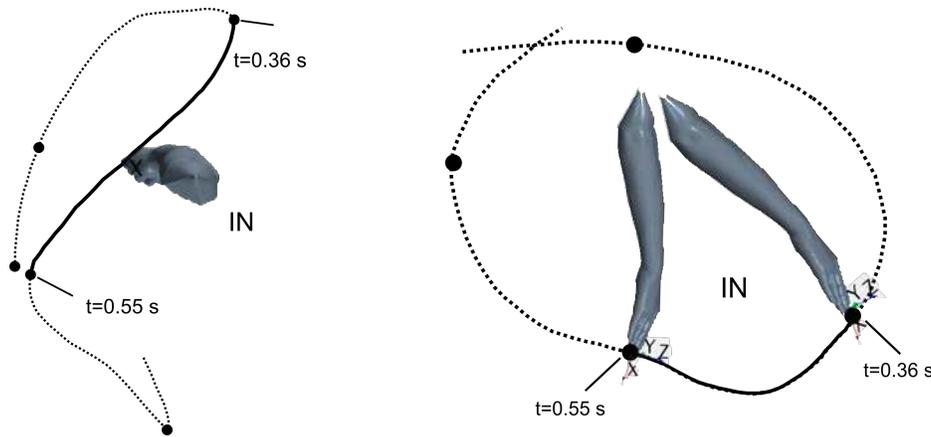


FIGURE 5.27 – Trajectoire de la main en vue de dessus (à gauche) et en vue de côté (à droite) : phase d'IN, de $t = 0.36$ s à $t = 0.55$ s.

L'ensemble de ces éléments induit une variation rapide de l'angle de sweepback (qui passe de 120° à 180° de $t = 0.36$ s à $t = 0.46$ s, puis de 180° à 270° à $t = 0.56$ s et donc d'un bord d'attaque qui passe de l'index au pouce, puis au poignet). L'angle d'attaque diminue sous l'influence du changement de direction de la main (V_y est positif depuis $t = 0.36$ s). L'angle d'attaque passe de 70° en début d'insweep à 44° au point le plus bas. Cependant cette diminution d'angle d'attaque est atténuée par l'ouverture de la main (supination).

De $t = 0.45$ s à $t = 0.55$ s, le bras remonte ($V_z > 0$, figure 5.16 b). Cela agit sur les angles de sweepback et d'attaque (Figure 5.16 d) : le bord d'attaque passe très rapidement du pouce (180°) au poignet (270°) sous l'effet de la remontée du bras, et l'angle d'attaque augmente pour atteindre un second pic à la fin de l'insweep (70° , Figure 5.16 d).

- Analyse phénoménologique

Sur la figure 5.28, il apparaît, de $t = 0.36$ s à $t = 0.40$ s, que les deux structures contra-rotatives générées durant la phase de DC (\mathbf{TEV}^{dc} et \mathbf{LEV}^{dc}) sont encore attachées : partiellement au niveau de l'avant-bras et totalement sur le dos de la main. En revanche, à partir de 0.44 s, ces structures commencent à se détacher totalement au niveau du milieu de l'avant-bras (Figure 5.28). Cela débute par le lâcher de \mathbf{TEV}^{dc} (plans de vorticité à 40 et 60 cm de profondeur). A $t = 0.48$ s, ce détachement se poursuit, et les deux structures se décolent complètement de l'avant-bras et sont lâchées dans le sillage (vers l'arrière et le bas). On constate que ces structures, bien qu'elles se détachent, ont tendance à être translatées vers le bas (du coude vers le poignet), et donc continuent d'agir sur la pression exercée à la surface de l'avant-bras et du poignet. On constate également, sur la figure 5.28 (   $t = 0.48$ s), que ces structures restent plus longtemps attachées au niveau de la main. Les formes différentes de la main et de l'avant-bras peuvent expliquer la localisation des détachements de ces structures. En effet, la main peut davantage être assimilée à un profil mince, tandis que l'avant-bras peut être assimilée à un cylindre. Les premiers ont un point de décollement fixe alors que les écoulements autour de profil à courbure progressive (Bluff body) possèdent généralement des points de décollement qui varient en fonction du régime et de l'angle d'attaque de l'écoulement incident. A $t = 0.48$ s, \mathbf{TEV}^{dc} commence à se détacher partiellement de la main, et    $t = 0.52$ s, \mathbf{TEV}^{dc} et \mathbf{LEV}^{dc} sont totalement détachées et lâchées dans le sillage et s'éloignent de la main.

L'analyse des forces extérieures appliquées sur la main, et l'avant-bras vont nous permettre de lier l'évolution spatio-temporelle de ces structures aux efforts résultants. Nous nous appuyerons pour cela sur la figure 5.21.

- Analyse des efforts

On constate, (Figure 5.21), au début de la phase d'insweep ($t = 0.36$ s), une augmentation de la force totale, dont la contribution principale est la main (courbe bleue).

De $t = 0.38$ s    $t = 0.48$ s, les forces propulsives produites par l'avant-bras stagnent à environ 35 N (Figure 5.21), et présentent deux "creux"    $t = 0.41$ s et $t = 0.45$ s. Au contraire, les forces appliquées sur la main augmentent pour atteindre un maximum (75 N)    $t = 0.40$ s (Figure 5.21), qui est aussi l'instant où les forces totales sont maximales (environ 110 N). La contribution de la main durant cette phase est importante (76 %, Figure 5.21). A $t = 0.46$ s, la force sur l'avant-bras diminue de façon importante, passe de 30 N    -40 N, pour atteindre un minimum à $t = 0.5$ s. Cette chute brutale s'explique par le lâcher tourbillonnaire visualisée à $t = 0.4$ s sur la figure 5.28. En revanche, au même instant, la force appliquée sur la main est proche de 50 N.

On constate figure 5.21, que la force propulsive sur la main diminue à partir de $t = 0.52$ s (soit au début de la deuxième pronation de la main) pour atteindre un minimum à $t = 0.56$ s, qui est la fin de la phase d'insweep. Cette baisse peut s'expliquer par le lâcher tourbillonnaire total de \mathbf{TEV}^{dc} qui est visible sur la figure 5.28 à l'instant $t = 0.52$ s.

- Hypothèses explicatives

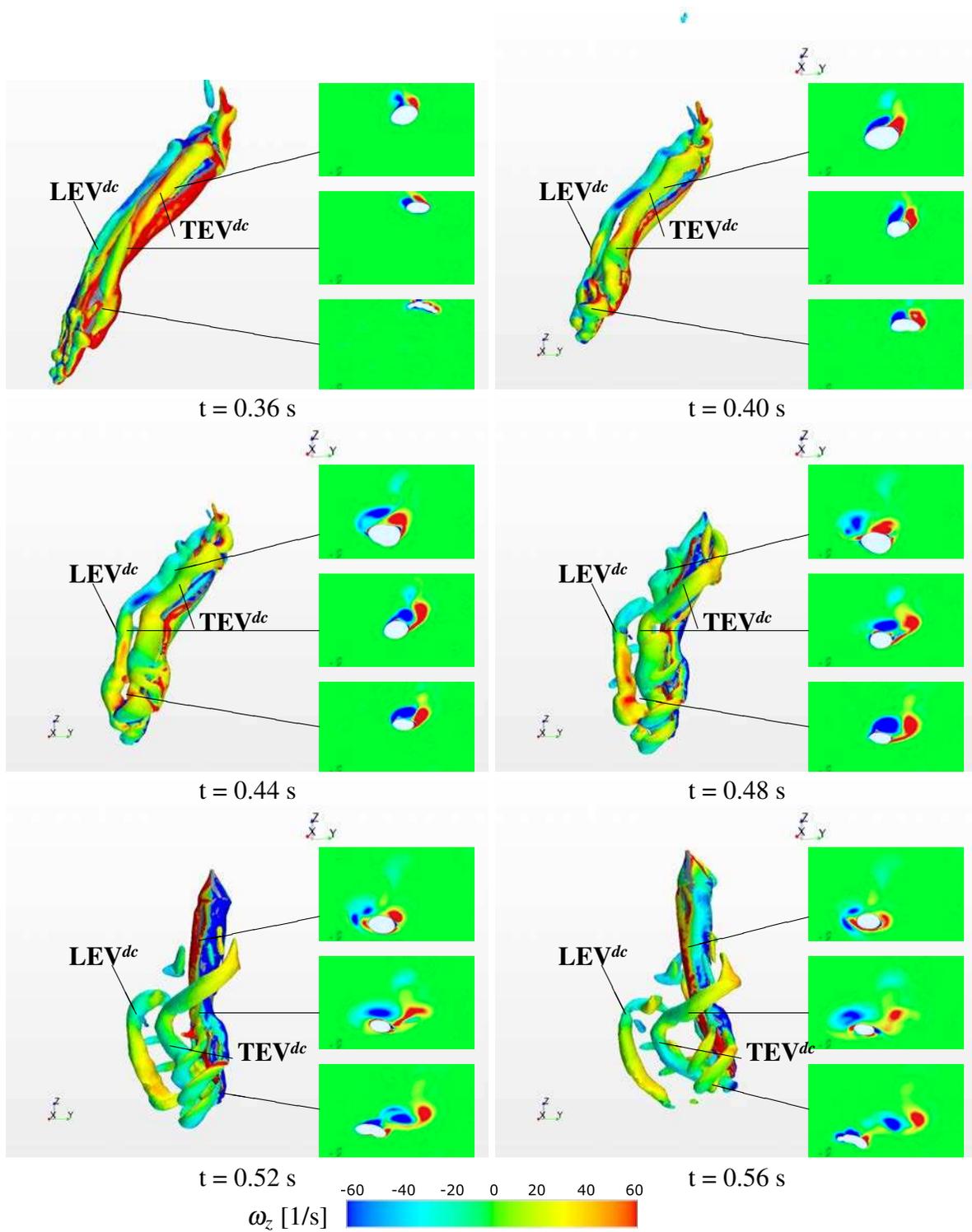


FIGURE 5.28 – Iso-surface de critère Q , à l’allure du sprint, en vue de face dans \mathcal{R}_0 , durant la phase d’insweep (de $t = 0.36$ s à $t = 0.56$ s). Trois plans représentent la vorticité, dans \mathcal{R}_0 , autour respectivement de l’avant-bras (40 cm de profondeur), le poignet (50 cm) et la main (60 cm).

La phase d'insweep est celle durant laquelle les forces hydrodynamiques propulsives sont les plus importantes du trajet. Nous pouvons directement corrélérer cela aux angles d'attaque qui sont les plus importants du trajet, et dont on sait qu'ils jouent un rôle majeur dans la production de forces [Dickinson, 1996]. Il est également important de noter que l'orientation de la main est proche de la perpendiculaire à la direction d'avancement (Section 4.3.4) : la pression étant la contribution majeure des forces hydrodynamiques, celles-ci s'orientent principalement dans la direction à l'avancement.

Nous pouvons également faire correspondre l'évolution des forces au cours du temps à l'évolution spatio-temporelle des structures tourbillonnaires TEV^{dc} et LEV^{dc} . Leur attachement correspond aux périodes où la force est importante, et leurs lâchers (partiel ou total) correspond aux diminutions et aux minima ($t = 0.41$ s, 0.45 s et 0.5 s pour l'avant-bras, et 0.46 s et 0.56 s pour la main).

- Comparaison avec des études expérimentales

La constatation faite de l'évolution spatio-temporelle des structures TEV^{dc} et LEV^{dc} , le long de la main et de l'avant-bras, et de leur implication sur les forces extérieures appliquées, il s'agit maintenant d'en expliquer les raisons. Pour cela, nous allons nous appuyer sur un certain nombre d'études qui ont analysé des mouvements en révolution (comme c'est le cas durant la phase d'insweep) sur la dynamique tourbillonnaire. Selon de nombreux auteurs [Birch et Dickinson, 2001; Jardin *et al.*, 2012; Maxworthy, 1979; Van Den Berg et Ellington, 1997], ce type de mouvement engendre un écoulement transverse qui a une influence importante sur l'évolution de ces structures tourbillonnaires. Ce flux émane du gradient transverse de vitesse incidente inhérent au mouvement de révolution, et implique un gradient de pression transverse suivant l'envergure du profil. Ces mouvements de révolution impliquent, dans le repère lié au profil, la présence de forces inertielles de Coriolis et centrifuge affectant significativement la dynamique tourbillonnaire [Jardin et David, 2015]. Le courant transverse permet d'évacuer la vorticité vers le tourbillon marginal, prévenant une accumulation de vorticité au sein du LEV^{dc} . Pourtant le rôle de cet écoulement transverse sur les structures tourbillonnaires n'est pas encore totalement connu, et surtout, il dépend des conditions de l'écoulement. Le nombre de Reynolds, l'allongement du profil [Birch et Dickinson, 2001; Ramasamy *et al.*, 2005], semblent jouer un rôle. De plus, cet écoulement transverse agit conjointement avec le tourbillon marginal de bout d'aile. Nous essaierons ici d'en étudier l'impact sur la dynamique tourbillonnaire.

Dans le domaine de la natation, cet écoulement transverse a été mis en évidence par Toussaint *et al.* [2002] à partir de la méthode des bouts de laine attachés sur la main et l'avant-bras de nageurs experts (Figure 5.29). L'expérimentation a consisté à les faire nager à trois allures (sprint, demi-fond et fond) pour visualiser l'écoulement et mesurer les pressions sur la surface des bras .

Ces auteurs ont montré la présence d'un écoulement transverse, au début de la phase d'insweep, à partir des bouts de laine qui s'orientent dans l'envergure, du coude vers la main (Figure 5.29 b).

Afin d'identifier la présence ou non, en simulation numérique, d'un écoulement transverse le long du bras durant cette phase, une visualisation de la vitesse d'écoulement a été faite, sur plusieurs plans situés perpendiculairement au profil, tous les 10 cm (figure 5.30).

Nous constatons d'après cette figure, que l'écoulement transverse est bien présent, et débute

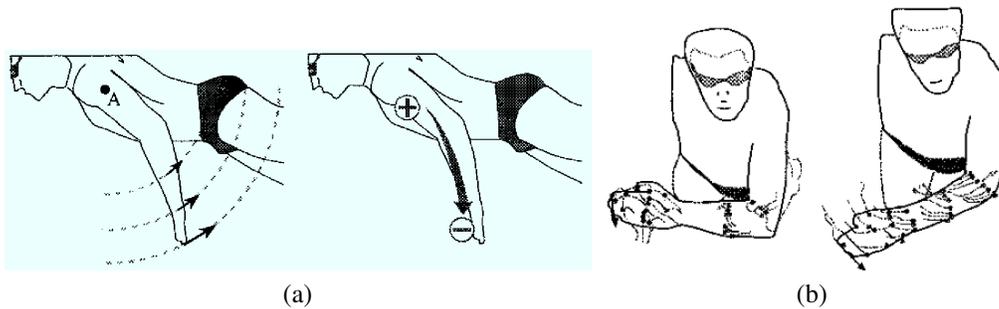


FIGURE 5.29 – Représentation du mouvement de rotation du bras autour de l'épaule. (a) Les différences de vitesses entre l'épaule et la main induisent un gradient de pressions qui génère un écoulement transverse le long du bras, (b) Visualisation de l'écoulement le long du bras en crawl, par la méthode des bouts de laine, [Toussaint *et al.*, 2002].

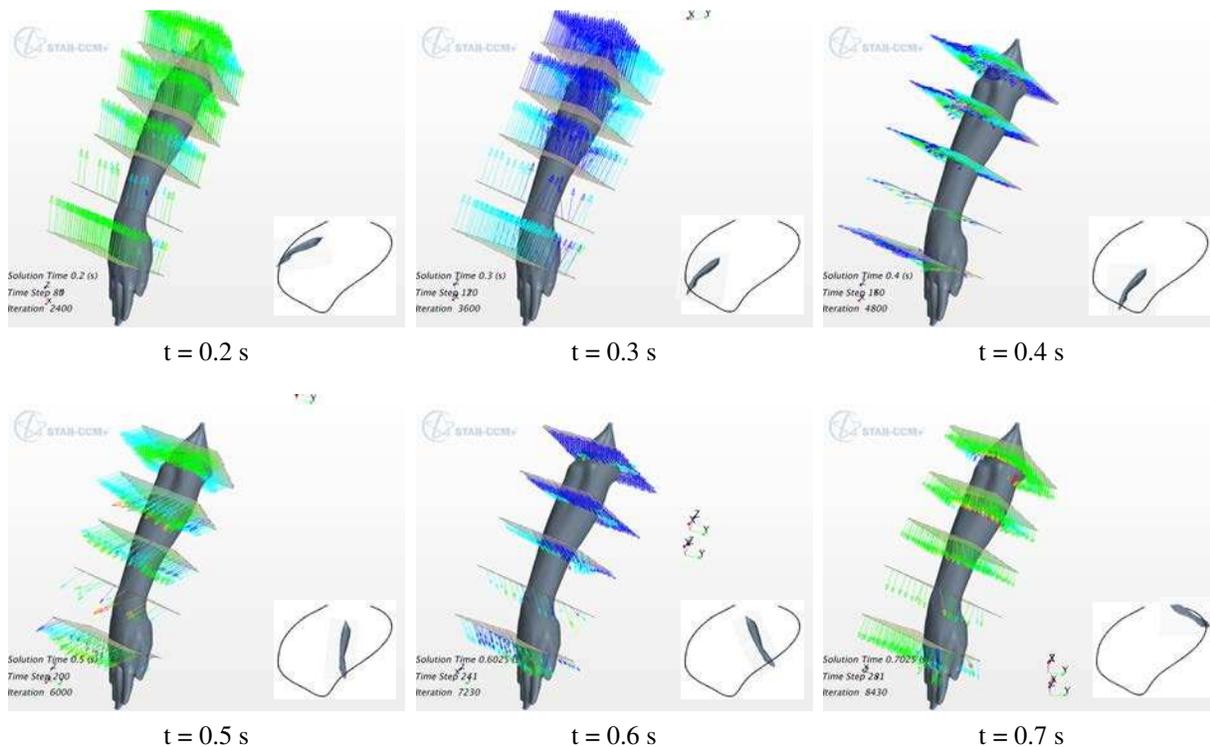


FIGURE 5.30 – Visualisation de l'écoulement le long du bras en crawl, à partir de la simulation numérique. Vitesse relative, dans le repère du bras.

à partir de $t = 0.4$ s, soit peu après le début de la phase d'insweep.

Afin de montrer l'impact de cet écoulement transverse sur les pressions, *Toussaint et al.* [2002] ont effectué des mesures à partir de capteurs de pression situés sur l'épaule, sur le dessus du coude, et sur les dessus et dessous de la main (Figure 5.31). Afin de poursuivre l'analyse de l'écoulement, et également afin de débiter la validation de notre simulation numérique, des calculs de pression ont été effectués aux mêmes endroits que ces auteurs. Les résultats sont présentés dans la figure 5.31.

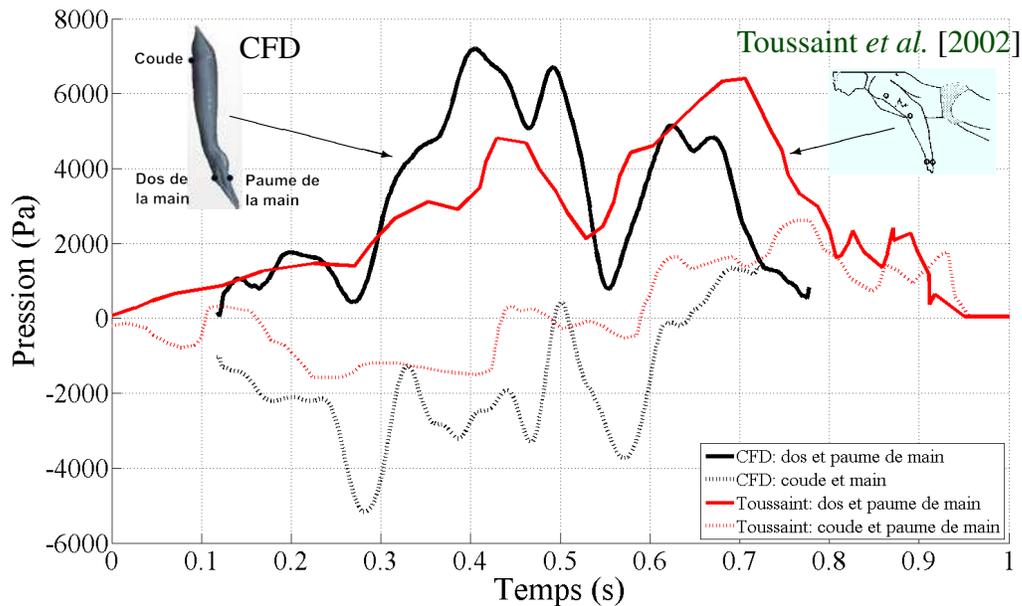


FIGURE 5.31 – Comparaison des pressions à 3 points, entre l'étude de *Toussaint et al.* [2002] (en rouge sur la figure) et la présente étude numérique (en noir), à l'allure du sprint : les courbes en trait continu représentent les gradients de pressions entre le dos de la main et la paume de la main, les courbes en pointillés représentent les gradients de pressions entre le coude et la paume de la main.

Nous constatons que les deux courbes présentent deux pics, correspondant aux deux phases d'insweep et d'upsweep. Les valeurs maximales sont proches (7000 Pa pour notre étude) et 6500 Pa pour l'étude de *Toussaint et al.* [2002]. Ces deux pics sont disposés différemment : le pic le plus important se situe durant la phase d'upsweep pour *Toussaint*, et durant la phase d'insweep pour notre étude. Ces différences peuvent se rencontrer [*Maglischo, 2003*] : certains nageurs se propulsent davantage durant la phase d'insweep, tandis que d'autres plutôt durant la phase d'upsweep. Au-delà de ces différences, la comparaison de notre simulation à cette étude expérimentale effectuée à partir de mesures de pressions tend à confirmer la validité de notre modèle numérique.

Cette comparaison à une étude expérimentale, faite dans les mêmes conditions, est une première étape (qui en comportera quatre) dans la validation de notre modélisation numérique. Cette

validation se fera au fur et à mesure du développement en fonction de l'analyse des résultats.

- Rôle du mouvement de révolution de la main autour du coude

Afin de comprendre davantage le rôle de cet écoulement transverse sur la dynamique tourbillonnaire, deux simulations ont été réalisées : une en rotation et une en translation (Figure 5.32). Les vitesses et les profondeurs de la main, ont été choisies de façon à se rapprocher des conditions réelles de nage : la profondeur du coude est de 0.3 m, la vitesse de translation est égale à 2.5 m.s^{-1} , et Ω_x est égale à 5 rad.s^{-1} (Figure 5.32). Il a été choisi de tourner de 30° la main en pronation, de façon à obtenir un angle d'attaque proche de 60° (avec le pouce comme bord d'attaque), qui est la moyenne mesurée durant la phase d'insweep (Section 4.3.5). L'évolution spatio-temporelle des structures tourbillonnaires, les pressions et les forces extérieures agissant sur la main et l'avant-bras sont les paramètres qui serviront à l'analyse entre les deux configurations.

Nous avons fait le choix de calculer la pression dynamique, en soustrayant la pression statique à la pression totale afin de s'affranchir de l'effet de la profondeur de l'eau. En effet, la configuration en rotation induit des variations de pressions statiques pour un même point du segment.

Sur la figure 5.32, nous constatons que les pressions calculées sur la paume de main (en pointillés bleu et noir respectivement en rotation et en translation) sont très proches (environ 2800 Pa). Cela confirme la bonne "proximité" entre les vitesses locales par rapport à la main : l'écoulement de l'eau qui arrive sur la main est à la même vitesse, la pression dynamique est donc proche.

La pression dynamique calculée sur le coude, en rotation, est très proche de zéro, ce qui s'explique par le fait que le coude constitue l'axe de rotation, sa vitesse par rapport à l'eau est proche de zéro, et la pression dynamique l'est aussi. Les pressions dynamiques sur le dos de la main sont très proches en translation et en rotation (courbes en traits discontinus bleue et noire, figure 5.32).

Afin de discuter du rôle de l'écoulement transverse généré par la rotation du bras, les différences de pression entre le coude et le dessus de la main ont été calculées. L'hypothèse de Toussaint *et al.* [2002] était que la rotation engendrait un écoulement transverse, qui créait un gradient de pression entre le coude et le dessus de la main. Pour cela, des calculs de pressions ont été effectués, dans les deux configurations, et visualisées sur la figure 5.32. Les courbes vertes et rouge représentent respectivement les différences de pression entre le coude et le dos de la main en configuration en rotation, et en translation. Nous constatons que cette différence, en rotation, se situe entre 2000 et 3000 Pa, alors qu'elle est proche de 0 en translation (après $t = 0.2 \text{ s}$). Ainsi il apparaît que la configuration en rotation, induit bien une dépression importante entre le coude et la main. En translation (courbes noires, pleine et en pointillé), il y a une différence de pression négligeable entre le coude et le dos de la main.

La rotation permet donc de créer des dépressions plus importantes sur le dos de la main par rapport à la configuration en translation. Ainsi, les forces hydrodynamiques agissant sur la main, qui sont l'intégration des pressions sur l'ensemble de la surface, devraient être plus importantes. Afin de s'en assurer, un calcul des forces, exprimées dans le repère de la main (afin de pouvoir comparer les configurations en rotation et en translation), a été fait. Les résultats sont présentés

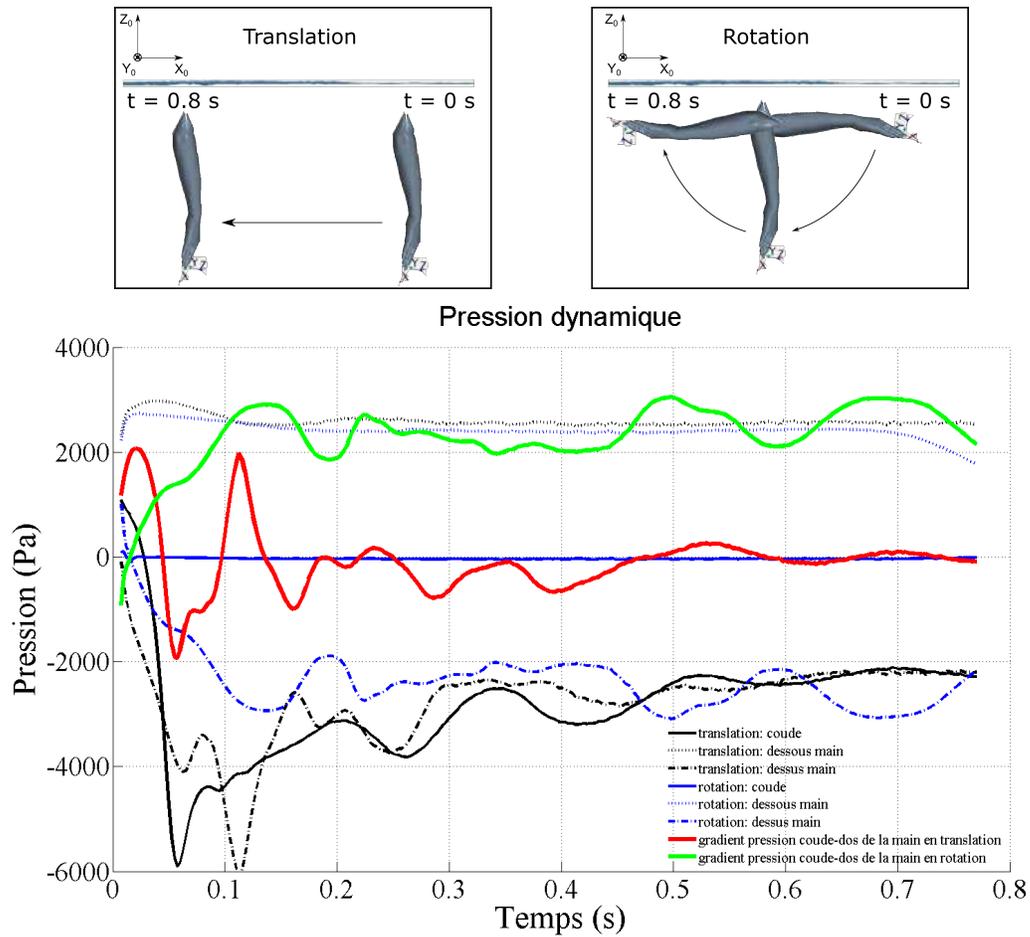


FIGURE 5.32 – Comparaisons des pressions dynamiques à la surface de la main et de l'avant-bras, entre les configurations en rotation et en translation.

sur la figure 5.33.

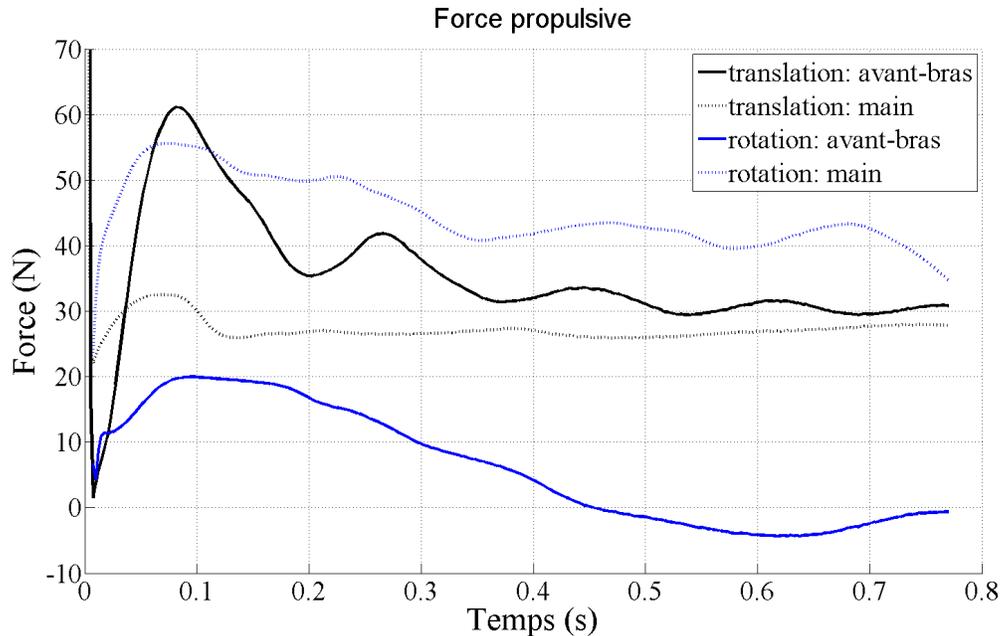


FIGURE 5.33 – Forces hydrodynamiques agissant sur la main et l’avant-bras, en rotation et en translation, exprimées dans le repère lié à la main.

Les résultats en translation sont présentés en noir (courbe pleine pour la main et en pointillée pour l’avant-bras) et en bleu pour le trajet en rotation. Nous constatons que les forces agissant sur l’avant-bras en translation (noire) sont supérieures à celle agissant en rotation (bleue). L’action du départ impulsif TEV^{trans} est très visible à $t = 0,08$ s (pic de force sur l’avant-bras égale à 62 N). Il agit aussi, dans une moindre mesure, sur la main (pic à 34 N). Lorsque le second tourbillon LEV^{trans} est lâché, après $t = 0,35$ s, la force hydrodynamique sur la main en translation reste stable aux environs de 27 N, alors qu’elle est entre 40 N et 44 N en rotation.

Les forces hydrodynamiques agissant sur la main lorsque le bras est en rotation, sont donc supérieures (d’environ 50 %) à celles agissant sur la main en translation. Cette force est due aux gradients de pression entre le coude et le dos de la main, qui sont supérieurs en rotation par rapport à la translation. Ces gradients de pression sont générés par l’écoulement transverse, issu des gradients de vitesse incidente entre la vitesse du coude et celle de la main [Jardin *et al.*, 2012].

Pour approfondir l’analyse, une étude de l’évolution spatio-temporelle des structures tourbillonnaires est réalisée afin de comprendre leur impact sur les pressions (Figures 5.34, 5.35, 5.36). Sur les figures de gauche sont présentées les structures tourbillonnaires en translation, de face et de profil, à différents instants. Sur les figures de droite sont présentées les évolutions des structures au cours du temps dans la configuration en rotation.

Il apparaît que le départ impulsif, générant deux structures TEV et LEV sont visibles dans les

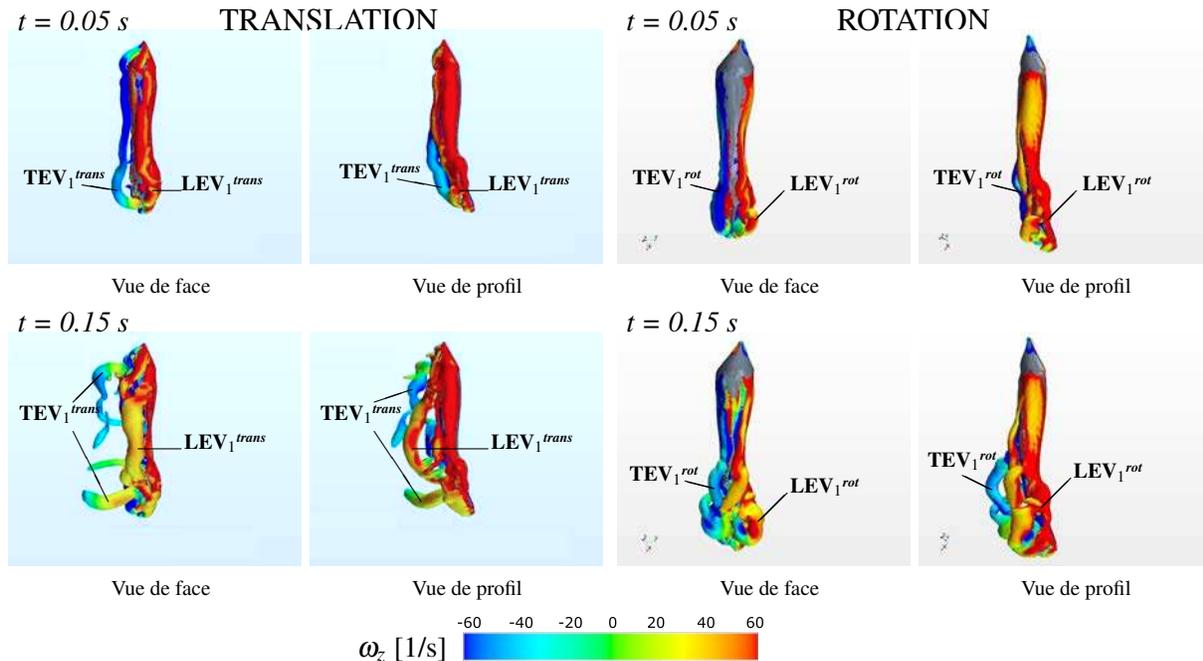


FIGURE 5.34 – Comparaisons, en rotation et translation, des structures tourbillonnaires, sur la main et l’avant-bras, de $t = 0.05$ s à $t = 0.15$ s.

configurations en rotation et en translation (Figure 5.34). A $t = 0.05$ s, on constate la formation de deux structures tourbillonnaires tout le long du dos de l’avant-bras et de la main ($\text{TEV}_1^{\text{trans}}$, $\text{LEV}_1^{\text{trans}}$ et $\text{TEV}_1^{\text{rot}}$, $\text{LEV}_1^{\text{rot}}$, figure 5.34). On constate à $t = 0.15$ s, que ces structures décollent et sont lâchées dans le sillage. Ce décollement est plus amplifié en translation qu’en rotation.

A partir de $t = 0.25$ s, deux nouvelles structures se forment ($\text{TEV}_2^{\text{trans}}$, $\text{LEV}_2^{\text{trans}}$ et $\text{TEV}_2^{\text{rot}}$, $\text{LEV}_2^{\text{rot}}$). Ces structures évoluent en translation en une formation en anneaux, au niveau du coude et de la main. La formation au niveau du coude est essentiellement due à une extrémité libre, qui en réalité n’existe pas puisque qu’il existe normalement une articulation au niveau du coude. Dans les deux configurations, sous l’effet d’une accumulation de vorticité, il se forme un enchevêtrement complexe de structures tourbillonnaires.

A partir de $t = 0.45$ s, dans la configuration en rotation, on constate la présence de davantage de structures tourbillonnaires sur le dos de la main par rapport à la configuration en translation (Figure 5.36). Cela peut s’expliquer par, à la fois l’effet du courant transverse qui translate la vorticité vers l’extrémité des doigts, et à la fois l’effet du tourbillon marginal à l’extrémité des doigts qui empêche cette vorticité de s’évacuer. Ainsi, la vorticité aurait tendance à s’accumuler, puis à saturer sur le dos de la main, et finalement conduit à un phénomène d’“ clatement” [Jardin et David, 2015]. En revanche, dans la configuration en translation, il n’y a pas d’écoulement transverse : la vorticité est plus facilement lâchée tout le long de l’avant-bras avec moins d’accumulation au niveau de la main.

- Hypothèses explicatives du maintien prolongé des TEV^{dc} et LEV^{dc}

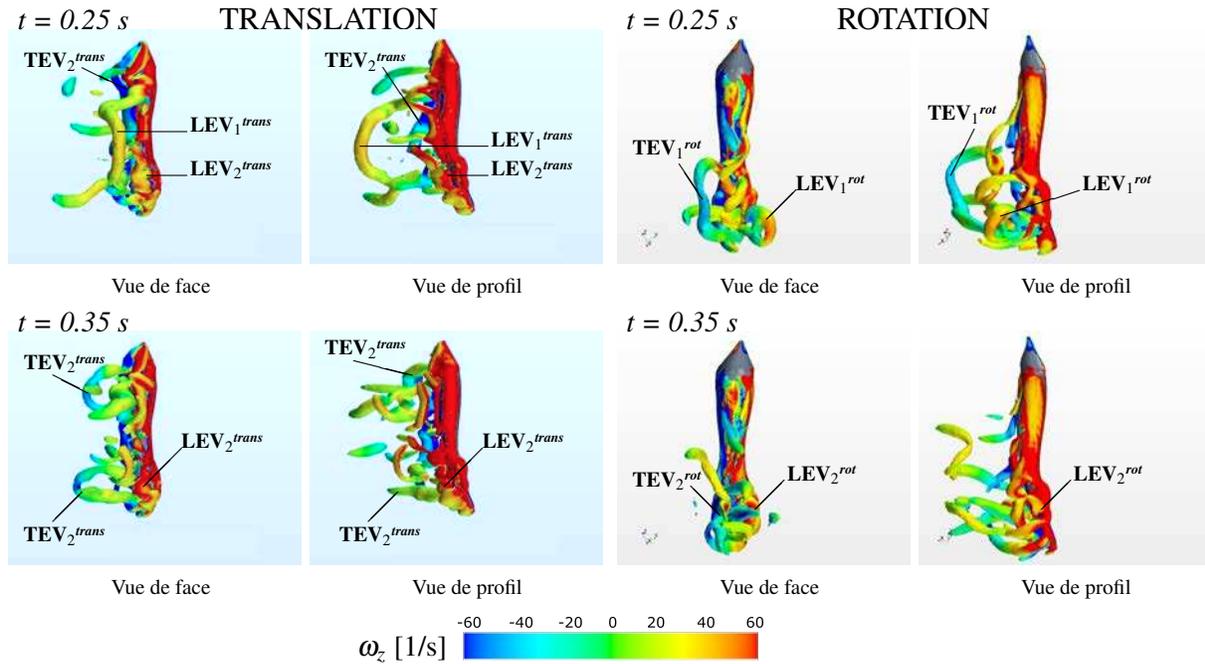


FIGURE 5.35 – Comparaisons, en rotation et translation, des structures tourbillonnaires, sur la main et l'avant-bras, de $t = 0.25$ s à $t = 0.35$ s.

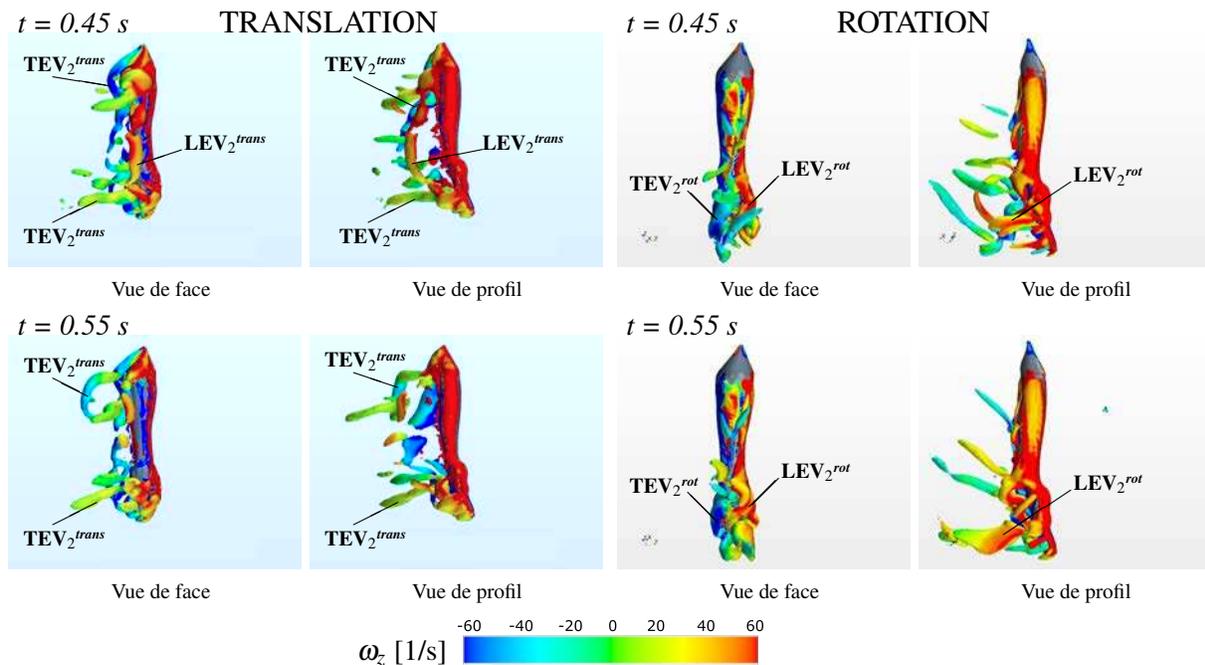


FIGURE 5.36 – Comparaisons, en rotation et translation, des structures tourbillonnaires, sur la main et l'avant-bras, de $t = 0.45$ s à $t = 0.55$ s.

Selon Ramasamy *et al.* [2005], pour des nombres de Reynolds élevés, la prépondérance de forces inertielles vis-à-vis des forces visqueuses altère probablement l'équilibre taux de formation du tourbillon de bord d'attaque/flux transverse de sorte que la stabilité de l'écoulement n'est plus assurée. Le haut nombre de Reynolds permettrait alors d'expliquer ce phénomène d'"éclatement" des structures tourbillonnaires identifiées sur le dos de la main.

L'extrémité libre engendre la formation d'un tourbillon marginal issu de la différence de pression établie entre la paume de main (zone de surpression) et le dos de la main (zone dépressionnaire). Le gradient de vitesse incidente, dû à la rotation du bras autour du coude, est à l'origine d'un flux transverse (allant du coude vers la main) qui est à l'origine de gradients de pression entre ces deux points. Ce flux transverse a tendance à fixer davantage les structures tourbillonnaires sur le dos de la main.

- Conclusion de la phase d'IN

L'insweep est une phase durant laquelle le bras effectue une rotation autour du coude (couplée avec une translation), qui génère des angles d'attaque élevés et une main orientée dans la direction d'avancement. Cette cinématique engendre un écoulement transverse qui génère des dépressions importantes sur le dos de la main. En outre, les deux structures contra-rotatives, générées durant la phase de DC, tendent à rester proches de la surface dorsale, même si il existe des détachements partiels ou totaux, sous l'effet de l'écoulement transverse qui les translatent du coude vers le poignet. Les structures tridimensionnelles restent attachées plus longtemps sur le dos de la main, peut-être dû à l'effet conjugué de cet écoulement transverse et du tourbillon marginal situé sur l'extrémité libre. Ainsi les forces générées sont importantes durant cette phase, dont une grande contribution provient de la main.

Transition IN-UP

- Description cinématique

Cette transition marque le passage par le point le plus à l'intérieur de la trajectoire ($V_y = 0$, Figure 5.14 e). Elle se caractérise par une flexion importante de l'avant-bras autour du coude, avec une trajectoire qui rapidement repart vers l'extérieur (Figure 5.37), et une pronation de la main. Comme pour la première phase de pronation, nous calquons cette transition à la deuxième pronation de la main, qui se produit de $t = 0.53$ s à $t = 0.63$ s (Figure 5.14 f).

A cet instant, l'accélération en translation est maximale (-50 m.s^{-2} , figure 5.16 c) sous l'influence principale de Ω_z . Au début de cette transition, l'angle d'attaque atteint le deuxième pic du trajet (70°), puis diminue rapidement jusqu'à atteindre 50° à $t = 0.57$ s, puis 25° à $t = 0.7$ s. L'angle de sweepback est stabilisé aux alentours de 270° (petit doigt).

- Analyse phénoménologique et comparaison avec d'autres études

Sur les figures 5.38 (c), on constate un lâcher tourbillonnaire, dû à ce changement rapide de direction. Ce lâcher a été mesuré par Takagi *et al.* [2013] à l'aide de la méthode PIV (Figures 5.38 d-e). Un flux induit est alors créé qui agit favorablement à la génération de forces propulsives [Matsuuchi *et al.*, 2009]. Takagi *et al.* [2014] ont montré, à partir d'une mesure couplée PIV-pression, qu'une force de portance instationnaire était générée lorsque le mouvement de la main changeait de direction entre la phase d'insweep et d'upsweep.

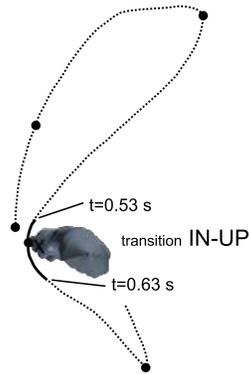


FIGURE 5.37 – Vue de dessus de la phase de transition entre IN et UP, de $t = 0.53$ s à $t = 0.63$ s.

Takagi *et al.* [2014], ont montré, à partir de mesures de pressions couplées aux mesures de vitesse d'écoulement, que le lâcher tourbillonnaire constaté durant le changement de direction de la main provoquait une nouvelle circulation de fluide autour de la main qui correspond à l'effet Kramer. Ce flux induit, indiqué par flèche sur la figure 5.38 f) génère une quantité de mouvement qui agit sur les efforts appliqués sur la main. En outre, Jardin [2009] souligne que, sous certaines conditions, la présence de structures tourbillonnaires lâchées dans le sillage induit la génération d'un jet fluide pouvant impliquer une augmentation rapide des efforts aérodynamiques. Ce jet peut entre autres agir sur l'angle d'attaque de l'écoulement sur le profil. Il apparaît que l'intensité et la direction du jet fluide dépend étroitement du comportement des structures tourbillonnaires et, par conséquent, de la cinématique du profil. Birch et Dickinson [2003] précisent que le jet fluide généré par les structures tourbillonnaires lâchées dans le sillage renforce le décollement de bord d'attaque et la formation du LEV, favorisant d'autant plus la génération de portance.

- Analyse des efforts et comparaison avec d'autres études

Durant cette phase de pronation de la main, on constate un pic de force sur l'avant-bras (55 N à $t = 0.58$ s, Figure 5.39). Par ailleurs, les forces agissant sur la main augmentent à partir de $t = 0.56$ s pour atteindre un maximum (48 N à $t = 0.63$ s) qui coïncide avec la fin de la phase de pronation. Si l'on s'appuie sur l'étude réalisée par Takagi *et al.* [2014], nous pouvons expliquer ces augmentations de forces (et notamment celle de la main qui semblent davantage synchronisée avec le mouvement de pronation) par le détachement tourbillonnaire constaté à $t = 0.60$ s (Figure 5.38 b et c). Pour davantage étudier ce phénomène, une simulation a été réalisée en bloquant la pronation de la main durant cette transition, toutes choses étant égales par ailleurs.

On constate sur la figure 5.39, que l'absence de pronation lors de la transition IN-UP (entre $t = 0.53$ s et $t = 0.63$ s), diminue les forces propulsives agissant sur la main (courbe bleue pointillée) et l'avant-bras (courbe rouge pointillée). Cette absence de pronation agit de plus sur les forces hydrodynamiques créées lors de la phase suivante (upsweep), mais uniquement sur la main. Cette diminution des forces peut être expliquée par la diminution de l'angle d'attaque (due à l'absence de pronation) durant la phase d'insweep.

- Conclusion de la transition IN-UP

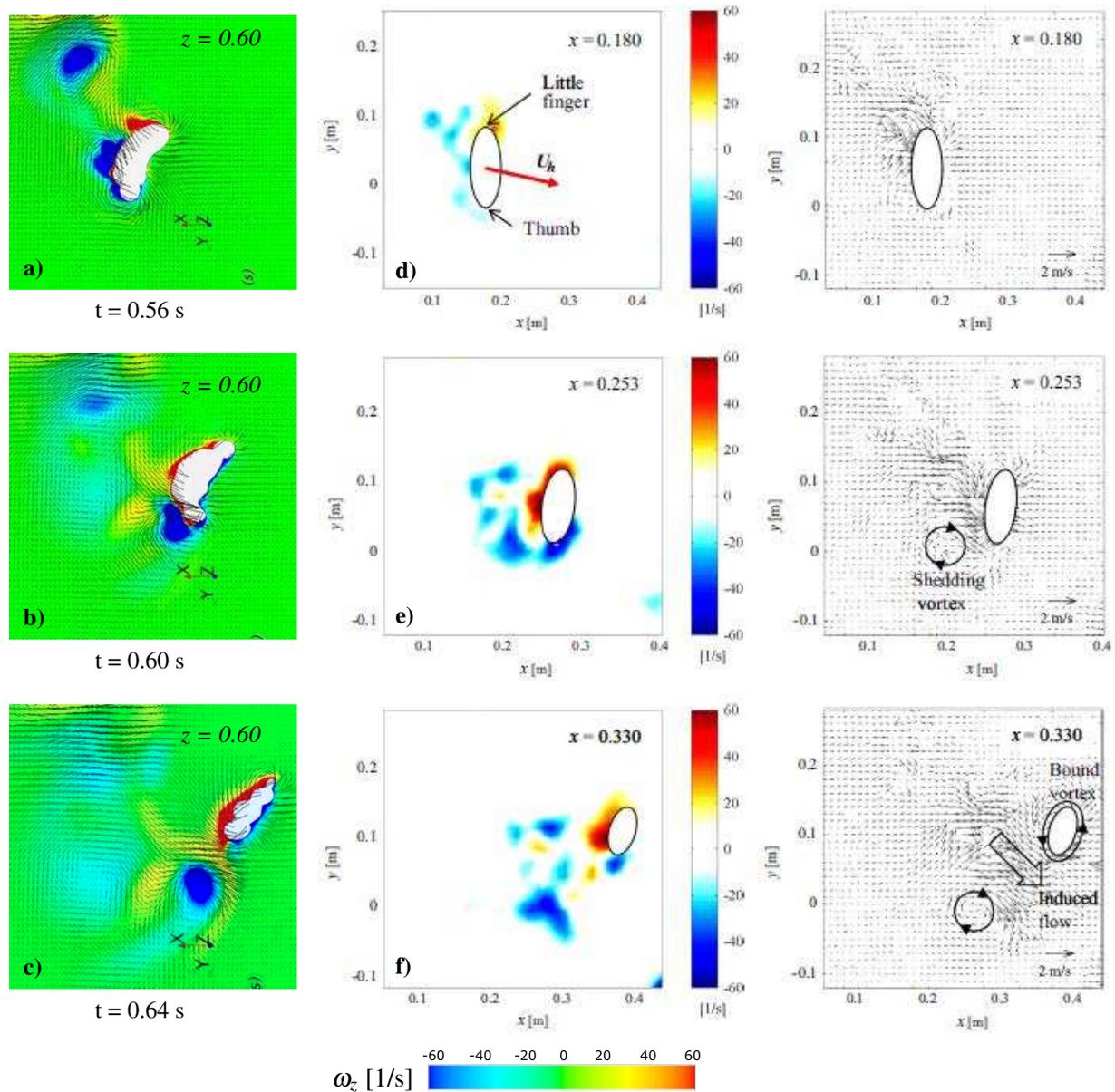


FIGURE 5.38 – Comparaison d'écoulement autour de la main entre la présente étude (a, b, c) et celle de Takagi *et al.* [2014] (d, e, f). a, b, c : Champs de vorticité autour de la main, obtenu sur un plan (x,y) à 60 cm de profondeur, durant la phase d'insweep, à l'allure du sprint, de $t = 0.56$ s à $t = 0.64$ s. d, e, f : résultats de Takagi *et al.* [2014] à partir de mesures PIV.

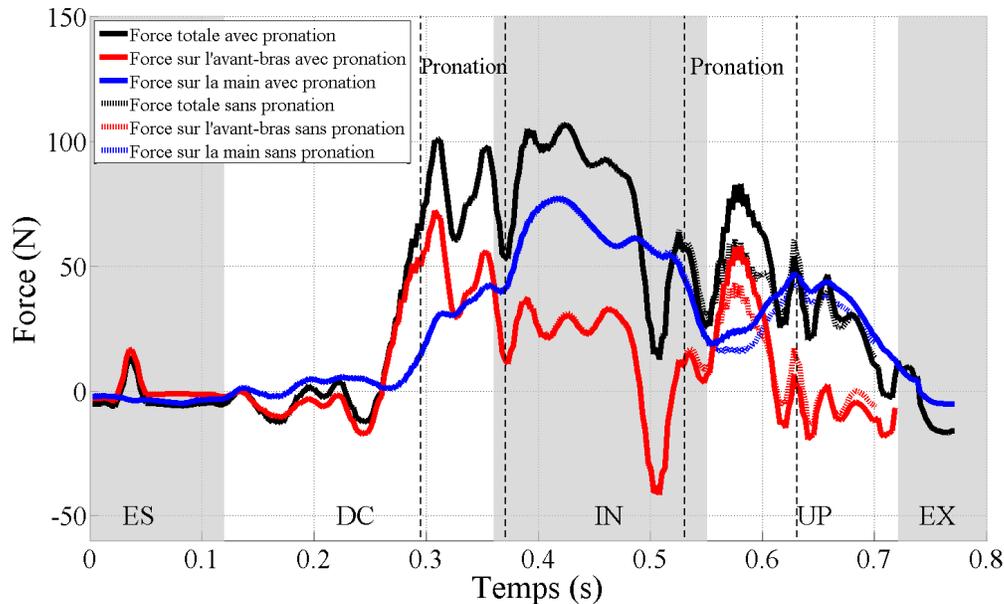


FIGURE 5.39 – Comparaisons, entre les configurations avec et sans pronation (respectivement traits pleins et traits pointillés) durant la phase de transition IN-UP, des forces hydrodynamiques agissant sur la main et l'avant-bras.

Cette transition s'effectue par une juxtaposition pronation et adduction-abduction autour du coude, avec des angles d'attaque élevés ainsi qu'une main orientée dans la direction d'avancement. Ce changement de direction rapide induit un lâcher tourbillonnaire, qui génère à la fois un flux induit ainsi qu'une circulation supplémentaire autour de la main. Cette augmentation de la circulation est à l'origine de l'augmentation des forces propulsives à ce moment du trajet.

Cette hypothèse justifierait davantage une technique en "S", pour laquelle le lâcher tourbillonnaire serait davantage bénéfique, plutôt qu'un trajet en "I" dans l'axe, et sans lâcher. Cependant cette hypothèse demande à être vérifiée par différentes configurations de trajets.

Phase d'UP

- Description cinématique

Le début de l'UP (de $t = 0.55$ s à $t = 0.60$ s), marque une diminution importante de Ω_y qui passe de $8 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ à 0 (Figure 5.14 f). Ω_z augmente très rapidement ainsi que la composante V_z (qui passe de $3.2 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ à $t = 0.58$ s à $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$ à $t = 0.7$ s).

Le début de cette phase se caractérise par une abduction autour du coude qui induit un changement de direction vers l'extérieur et vers le haut. Il y a peu de déplacements antéro-postérieurs. Cela se traduit par une chute importante de l'angle d'attaque qui passe de 70° à $t = 0.55$ s à 35° à $t = 0.57$ s (Figure 5.16 d).

A $t = 0.57$ s, une augmentation de Ω_y a pour effet de stabiliser le bord d'attaque entre la

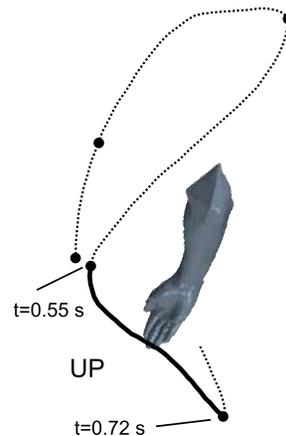


FIGURE 5.40 – Trajectoire de la main en vue de dessus de la phase d’UP, de $t = 0.55$ s à $t = 0.72$ s.

paume et le petit doigt (sweepback= 300°). La légère pronation du début d’UP ($-2 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ jusqu’à $t = 0.63$ s) explique l’augmentation de l’angle d’attaque ($\alpha = 50^\circ$, entre $t = 0.60$ s et 0.68 s).

- Analyse phénoménologique

A partir de $t = 0.60$ s, les structures tourbillonnaires, générées durant la phase de DC et, qui se sont progressivement détachées durant la phase d’IN, sont totalement détachées (Figure 5.41, de $t = 0.60$ s à $t = 0.70$ s). A partir de $t = 0.64$ s, il apparaît de nouvelles structures tourbillonnaires, qui ne sont plus localisées tout le long de l’envergure, mais au niveau de la main (extrémités des doigts et du pouce, $\text{TV}^{\text{doigts}}$ et TV^{pouce}). Ces structures, sont de forme tubulaire et orientées dans le sens inverse du déplacement, localisées dans le sillage. Il apparaît, de plus, sur le dos de la main, des zones de vorticité, que l’on pourrait associer à un tourbillon de bord d’attaque LEV^{up} (Figure 5.41). L’écoulement transverse est encore présent durant cette phase, surtout au niveau de la main (Figure 5.30 à $t = 0.6$ s). Ainsi, la structure de l’écoulement diffère beaucoup de celle présente lors des deux phases précédentes. L’écoulement est moins instationnaire, il y a moins d’enchevêtrement de structures. Cette typologie s’explique par une diminution importante de l’angle d’attaque, ainsi qu’une stabilisation du flux sur le bord d’attaque côté petit doigt.

- Analyse des efforts

Les forces générées durant la phase d’upsweep sont inférieures à celles créées dans les phases de DC et d’IN (Figure 5.21). Après avoir atteint un "creux" au début de la phase (10 N   $t = 0.56$ s), qui fait suite au lâcher tourbillonnaire identifié (figure 5.38 c), la force hydrodynamique débute un pic, sous l’influence notamment de l’avant-bras. Les valeurs augmentent jusqu’à $t = 0,64$ s atteignent un pic au milieu de la phase d’upsweep. Puis les forces propulsives diminuent, notamment parce que la main est de moins en moins orientée dans la direction d’avancement (figure 5.16 a), l’angle de flexion qui passe de 120°   $t = 0.6$ s à 140°   la fin de l’UP, mais aussi parce que l’angle d’attaque diminue (20° à $t = 0.70$ s).

- Conclusion sur la phase d’upsweep

La phase d’UP se caractérise par un mouvement vers l’arrière, vers l’extérieur et vers le haut, une diminution de l’angle d’attaque et une stabilisation du bord d’attaque, côté petit doigt.

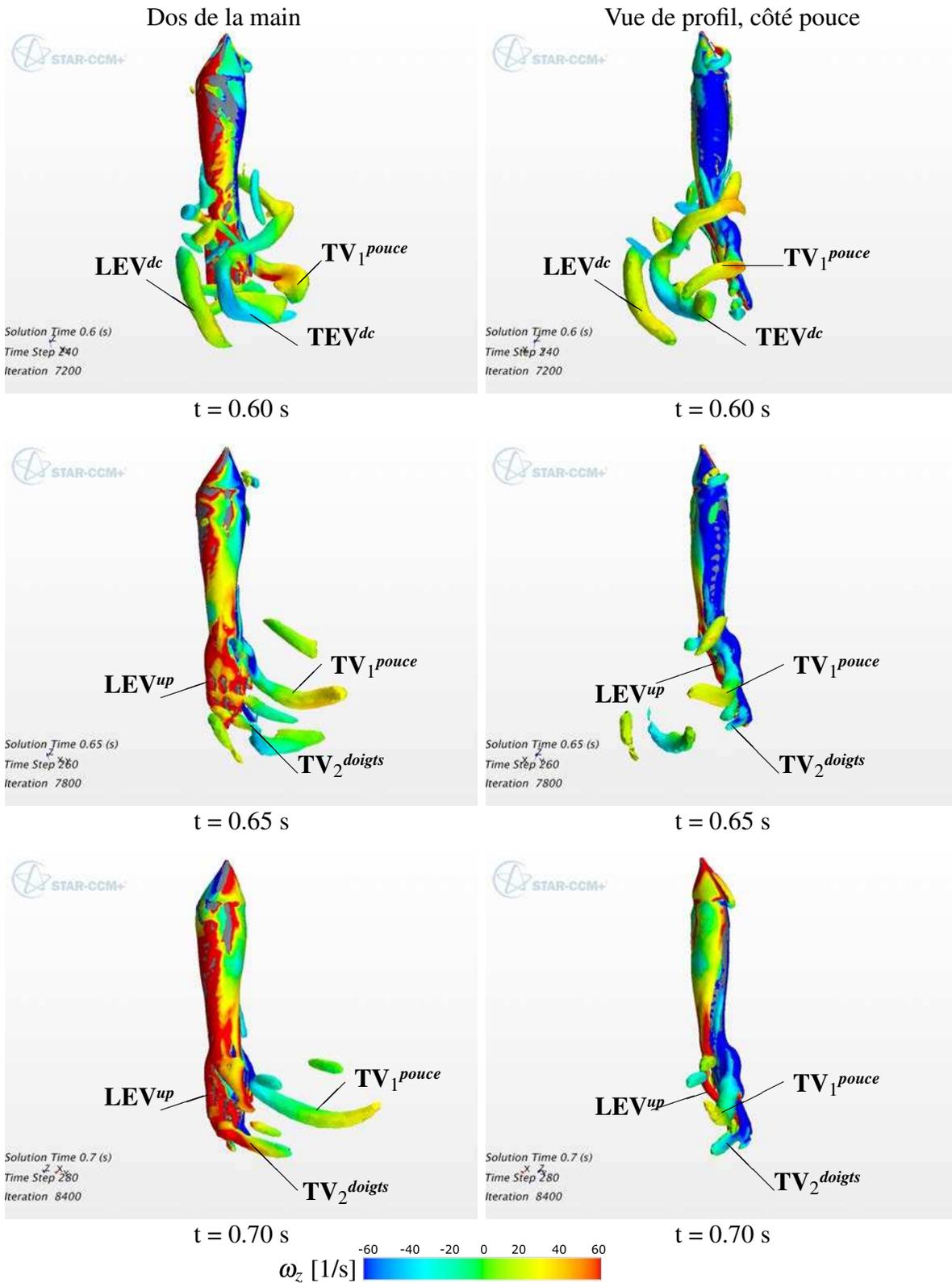


FIGURE 5.41 – Iso-surfaces de critère Q , de $t = 0.60$ s à 0.70 s, à l'allure du sprint, en vue de face et de profil. Visualisation de deux tourbillons marginaux TV_1^{doigts} et TV_2^{pouce} et d'un tourbillon de bord d'attaque LEV_{up} .

Cette phase génère un écoulement plus stationnaire que les phases précédentes (IN et DC). Pour ce nageur, elle est moins propulsive bien que les vitesses de main soient les plus importantes du trajet. Ces valeurs s'expliquent essentiellement par des angles d'attaque moins élevés ainsi qu'une orientation de la main moins dans l'axe d'avancement.

5.2.2 Comparaison des résultats obtenus par simulation numérique avec ceux d'autres études

Ces résultats apportent un éclairage nouveau sur les mécanismes propulsifs. Cependant, même s'ils ont été confortés par une comparaison satisfaisante à deux études expérimentales (une à partir de mesures de pression [Toussaint *et al.*, 2002], et l'autre par comparaison avec des mesures PIV [Takagi *et al.*, 2014]), il faut encore apporter plus de validité à ce modèle numérique. Pour cela, nous nous appuyons sur deux études : celle de Kudo et Lee [2010] et celle de Sato et Hino [2013], réalisées respectivement à partir de capteurs de pressions en contexte de nage réelle, et en simulation numérique par une méthode DNS. Les résultats de ces deux études et de la nôtre sont présentés dans la figure 5.42.

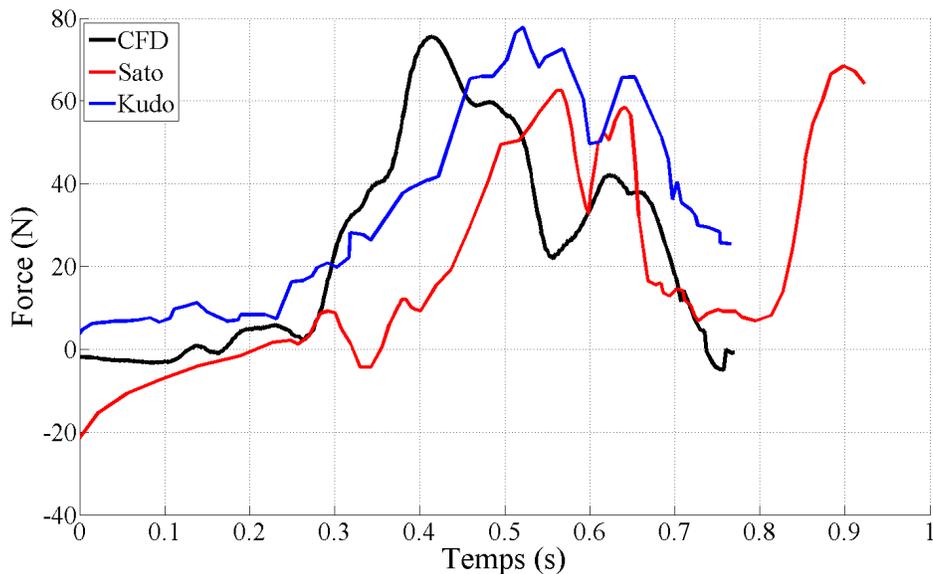


FIGURE 5.42 – Forces propulsives créées par la main du nageur en sprint : par la simulation numérique (courbe noire), par mesures de pressions ([Kudo et Lee, 2010], courbe bleue) et par simulation numérique ([Sato et Hino, 2013], courbe rouge).

Il apparaît, à la vue de ces résultats, que les valeurs des forces, dans les trois configurations, sont proches. Les trois courbes présentent deux pics de force, qui sont respectivement 78 N et 42 N pour notre étude, 79 N et 66 N pour Kudo et 61 N et 58 N pour Sato. Les courbes de notre étude (en noir) et de celle de Kudo (en bleu) sont légèrement décalées dans le temps, mais

présentent des valeurs très proches, avec des forces propulsives dominantes durant la phase d'IN. Les valeurs obtenues dans l'étude de Sato (en rouge) sont dans l'ensemble inférieures aux deux autres études, mais la courbe présente un profil similaire aux deux autres. Ce modèle, réalisé en DNS par Sato et Hino [2013], sans modélisation de la turbulence ni surface libre, peut peut-être expliquer ces différences par rapport à notre simulation réalisée en URANS. Il faut souligner en revanche le pic de force obtenu à la fin du cycle (65 N, à $t = 0.9$ s) des résultats de Sato et Hino [2013], qui correspond à la sortie de la main de l'eau, qui semble surprenant par rapport à la réalité de la nage.

Nous pouvons donc en conclure que la présente simulation numérique permet de calculer des forces qui sont proches de celles mesurées expérimentalement ou bien calculées numériquement. Ces résultats confortent un peu plus la validité de notre modèle.

5.2.3 Conclusion

L'analyse phénoménologique de la typologie des structures tourbillonnaires, alliée à l'analyse de l'évolution des pressions et des forces ont permis d'expliquer les mécanismes instationnaires générés par les variations cinématiques de la main et de l'avant-bras tout au long du trajet aquatique. Les forces, créées tout au long du trajet, sont le résultat des gradients de pressions entre le dessus et le dessous de la main et de l'avant-bras. Les dépressions, localisées sur le dos des segments sont essentiellement créées par les structures tourbillonnaires présentes tout le long de l'envergure (du coude aux doigts). Celles-ci sont plus ou moins stables durant le trajet, et très sensibles aux lâchers (partiel ou total) des structures. Il existe des différences entre la main et l'avant-bras, ce dernier représentant une zone où il existe davantage de lâchers que la main. Ces différences, outre l'effet de l'extrémité libre qui s'exerce sur la main, peuvent s'expliquer également par les différentes formes entre ces deux segments : la main est davantage profilée, contrairement à l'avant-bras qui présente un caractère plus cylindrique. Cette forme peut alors davantage générer un écoulement de type "bluff-body" avec de nombreux lâchers tourbillonnaires et des points de décollements qui varient au cours du temps. Les surpressions, localisées sur la paume de la main et le dessous de l'avant-bras sont créées par l'action directe de l'écoulement sur la surface directe (pression dynamique). La simulation numérique ayant été confortée à partir de trois études expérimentales (PIV et 2 mesures de pression) et une numérique, les résultats sont ainsi validés.

Ainsi, il apparaît que la phase de propulsion débute durant la phase de DC, lorsque la main est le plus en avant du trajet. A partir de cet instant, une surpression se produit sur la paume et le dessous de l'avant-bras, conjointement à une dépression sur le dos de la main et de l'avant-bras. Ce gradient de pression augmente rapidement les forces à cet instant. Ce phénomène peut être associé à la notion de prise d'appui ("catch" en anglais), très souvent décrite en natation. La dépression est essentiellement générée par deux structures tourbillonnaires, localisées tout le long de la main et de l'avant-bras, qui est la conséquence d'une décélération horizontale de la main, suivie par une translation vers le bas et l'extérieur qui engendre une augmentation importante de l'angle d'attaque. Ces deux structures restent attachées (partiellement ou totalement) durant la transition DC-IN, avec un début de détachement total (au niveau du poignet), au début de la phase d'insweep. C'est encore la présence de ces deux structures qui expliquent les hautes va-

leurs des forces propulsives durant la phase d'insweep. L'écoulement transverse, dont la présence a été démontrée durant la phase d'insweep, favorise la création de dépressions importantes sur le dos de la main. En outre, cet écoulement transverse translate les structures tourbillonnaires du coude vers la main et permet ainsi d'amplifier leur action dépressionnaire. La présence d'un tourbillon marginal sur l'extrémité des doigts participe peut-être au maintien de structures sur le dos de la main, dont la durée de vie est plus longue que sur l'avant-bras. La transition insweep-upsweep marque la présence d'un lâcher tourbillonnaire, qui, s'il diminue dans un premier temps les forces propulsives, contribue à les augmenter ensuite par la présence d'une circulation supplémentaire. L'upsweep est alors une phase durant laquelle, les forces propulsives sont moins importantes que les précédentes, notamment parce que l'angle d'attaque diminue mais aussi parce que la main est moins orientée dans la direction d'avancement.

A la vue de cette analyse, il apparaît que les *paramètres cinématiques d'écoulement* contribuant le plus à la génération de forces propulsives sont les angles d'attaque ainsi que l'orientation de la main par rapport à l'axe d'avancement. En effet, les forces propulsives sont les plus grandes lorsque l'angle d'attaque est compris entre 40° et 60° , et lorsque l'orientation de la main est proche de 90° , c'est-à-dire orientée perpendiculairement à la direction d'avancement. Mais surtout, il apparaît que c'est davantage la superposition des différentes actions (en translation et en rotation) judicieusement synchronisées dans le temps qui permet de générer un écoulement efficace. Par exemple, l'enchaînement translation, pronation puis supination flexion-abduction, semblent être des conditions favorables à un écoulement constitutif d'une propulsion importante. L'impact de la modification de la pronation durant la transition DC-IN en est un exemple. Une étude paramétrique serait alors nécessaire afin d'étudier l'impact de chacune de ces actions effectuées indépendamment. Cette étude, coûteuse en temps de calcul, ne rentrera pas dans le cadre de ce travail, mais semble une piste très prometteuse dans l'analyse des paramètres d'efficacité propulsive, si l'on cherche à améliorer les performances.

5.3 Comparaison des forces hydrodynamiques aux trois allures de nage

L'analyse de l'écoulement effectuée dans la section précédente a permis de mettre en évidence et d'expliquer un certain nombre de mécanismes propulsifs, ainsi que de calculer les forces hydrodynamiques aux différents instants pour un trajet aquatique à l'allure du sprint. Il convient maintenant, afin de discuter de l'hypothèse émise en conclusion du chapitre 4, de comparer les forces générées par la main et l'avant-bras aux différentes allures de nage. Pour cela, nous nous appuyons sur les cinématiques réalisées par le même nageur, aux allures du fond et du demi-fond. Ces données cinématiques sont fournies dans la figure 5.14 (a, b, c et d).

5.3.1 Forces hydrodynamiques calculées sur la main et l'avant-bras à l'allure du demi-fond et du fond

La figure 5.43 montre les forces propulsives agissant sur la main (en bleu) et sur l'avant-bras (en rouge), respectivement aux allures du fond (a) et du demi-fond (b).

Typologie générale des courbes d'efforts

Les résultats confirment certaines conclusions établies à la section 4.4.2 du chapitre 4 :

- Plus l'allure de nage augmente et plus la propulsion débute tôt dans le trajet (respectivement à $t = 0.34$ s et $t = 0.54$ s en demi-fond et fond). Pour rappel, la propulsion débute à $t = 0.24$ s en sprint (Section 5.2.1). Cela s'explique par une main plus précocement orientée vers l'arrière, et des angles d'attaque plus élevés (Section 4.3.4) lorsque l'allure de nage augmente.

- Cette propulsion débute, aux trois allures, juste avant que la main n'atteigne le point le plus en avant du trajet ($V_x = 0$) : respectivement à $t = 0.32$ s et $t = 0.52$ s en demi-fond et fond, Figure 5.14).

- Aux trois allures, un premier pic de force est atteint durant la phase de pronation (à $t = 0.41$ s en demi-fond et à $t = 0.58$ s en fond), puis la main génère un pic de force sur chaque phase (à $t = 0.56$ s et $t = 0.75$ s en IN, et $t = 0.76$ s, $t = 0.92$ s en UP, respectivement en demi-fond et en fond).

- Pour les trois allures, le premier pic de force agissant sur la main, atteint dans la phase d'IN, coïncide avec le point le plus bas du trajet ($V_z = 0$, à $t = 0.44$ s, $t = 0.58$ s, $t = 0.76$ s, respectivement en fond, demi-fond et sprint, Figure 5.14 a, c et e).

Ainsi, la configuration générale de génération des forces présente une typologie similaire aux trois allures.

Valeurs des forces propulsives

Cependant, si l'on compare les valeurs de forces obtenues en fond et en demi-fond, à celles obtenues en sprint, on constate qu'elles présentent des valeurs parfois supérieures durant les phases d'IN et d'UP. Ces phases sont les plus propulsives, aux trois allures, avec respectivement (73.3 N, 94.1 N et 77.6 N) en sprint, demi-fond et fond pour la phase d'insweep, et 38.5 N, 47.6 N et 55.6 N pour la phase d'upsweep. Il apparaît que l'allure qui génère le plus de force moyenne de propulsion est le demi-fond. Pour les trois allures, durant l'IN et l'UP, la main contribue le plus à la propulsion : respectivement 79 %, 71 % et 74 % en sprint, demi-fond et fond pour la phase d'IN, et 81 %, 69 %, 96 % pour la phase d'UP. Les valeurs de forces, durant la phase de DC, sont proches aux allures de demi-fond et sprint (25.2 N, 25.3 N) et supérieures à celles en fond (6.8 N).

Sur la totalité du trajet aquatique, les forces propulsives moyennes sont égales à 33.8 N, 39.5 N et 26 N, respectivement en sprint, demi-fond et fond, avec une contribution majoritaire de la main (entre 66 % et 89 %). Plusieurs explications peuvent justifier ces résultats. Premièrement ce nageur est un expert du demi-fond (200 m 4N et 400 m 4N). Sa technique de nage est peut-être adaptée à ce type d'épreuve, ce qui pourrait expliquer les valeurs plus hautes en demi-fond par

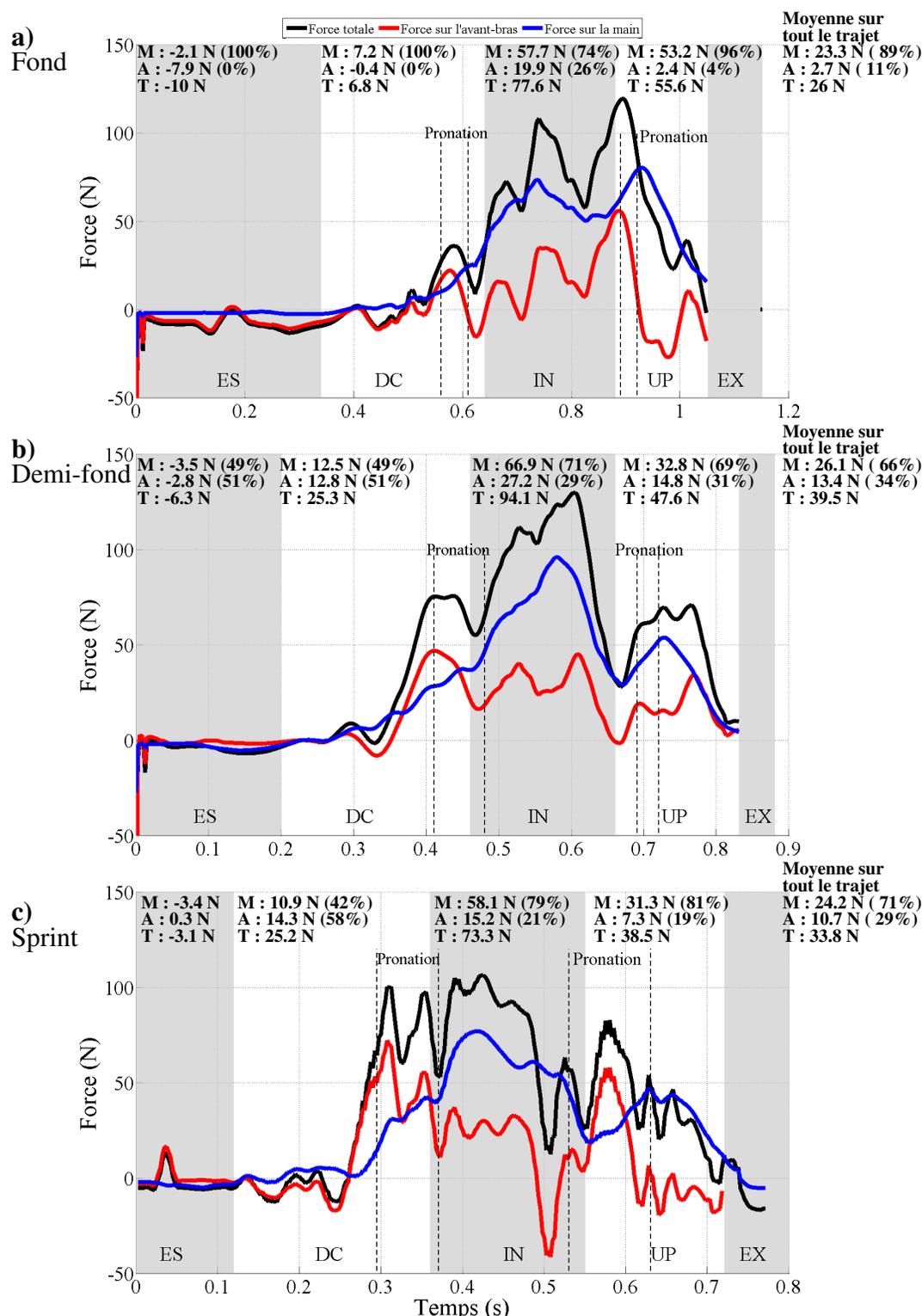


FIGURE 5.43 – Forces hydrodynamiques propulsives à l’allure du fond (a) et du demi-fond (b), exprimées dans \mathcal{R}_0 , calculées sur l’avant-bras (courbe rouge) et sur la main (courbe bleue) et au total (courbe noire). La courbe du sprint (c) a été ajoutée. Les moyennes des forces agissant sur la main (M) et l’avant-bras (A), sont présentées en haut de la figure, pour les phases d’ES, de DC, d’IN, d’UP et sur tout le trajet. Les contributions de la force de la main et de l’avant-bras dans les forces totales sont exprimées en pourcentage.

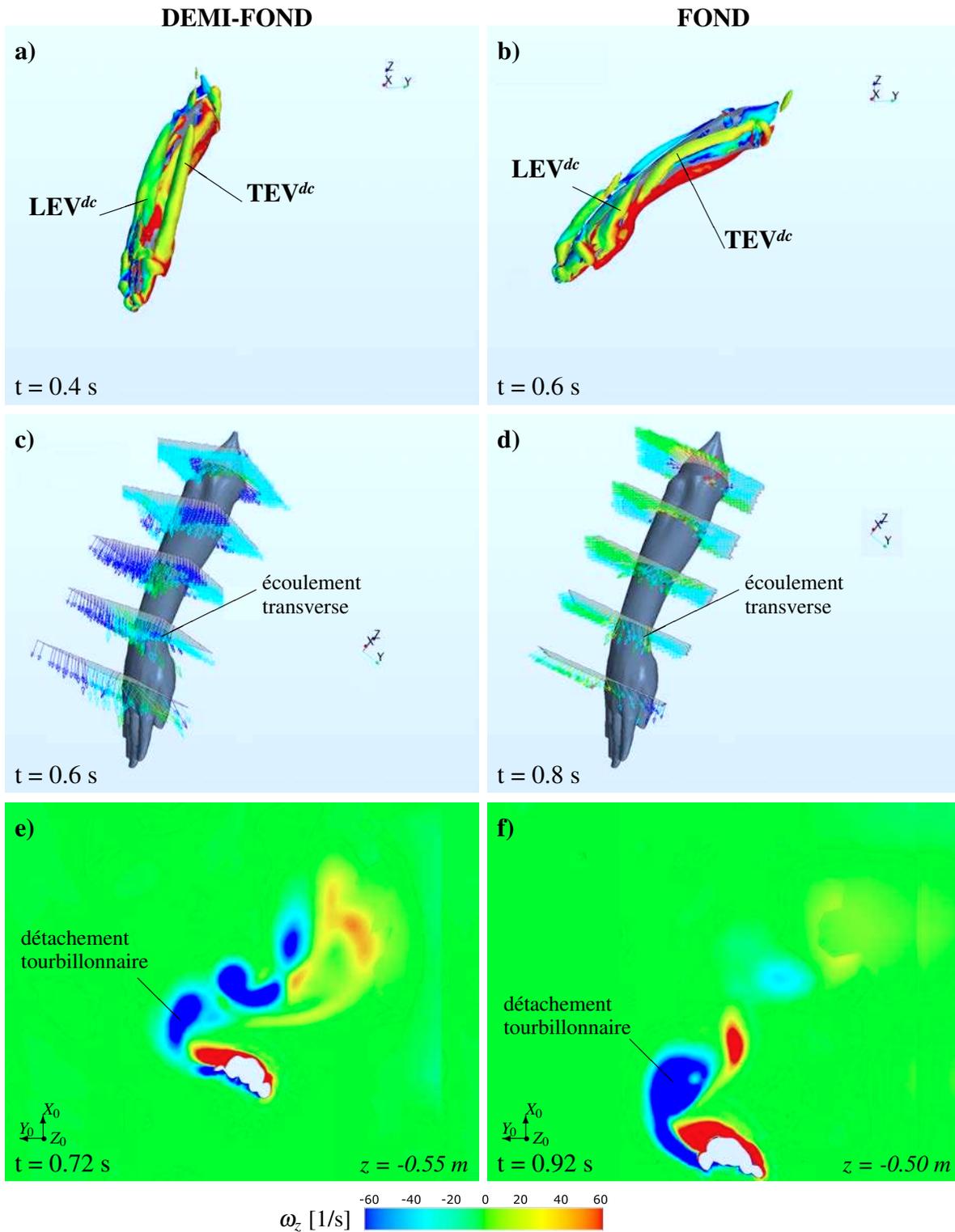


FIGURE 5.44 – Visualisations de l'écoulement aux allures de demi-fond (images de gauche) et de fond (images de droite) : a) et b) iso-surfaces de critère Q durant la phase d'ES ; c) et d) : plans de vitesses relatives exprimées dans le repère de la main \mathcal{R}_M durant la phase d'IN, e) et f) : plan de vorticité, dans \mathcal{R}_0 , lors de la transition IN-UP.

rapport aux autres allures. Deuxièmement, les calculs ont été faits sur un seul trajet, et malgré la grande capacité des nageurs experts à reproduire des cinématiques proches, il peut exister des différences cinématiques au sein de chaque trajet. Il se peut alors durant un trajet, que des forces produites, soient plus importantes. Cela ne remet pas en cause les mécanismes propulsifs mis en évidence précédemment. La troisième explication peut provenir du fait que l'articulation du poignet, pour ces simulations, est verrouillée. Or, il existe en réalité deux degrés de liberté au niveau du poignet (en flexion et en abduction environ 15° à 20° pour ces deux angles). Nous avons privilégié la cinématique de la main durant ces simulations, qui a été exactement la même que mesurée expérimentalement (import direct du fichier cinématique dans la simulation). Ainsi, l'avant-bras a "suivi" les mouvements de la main, contribuant peut-être, dans certaines phases (durant l'upsweep notamment, lorsque la flexion de la main augmente rapidement) à générer des forces qui peut-être ne seraient pas présentes en réalité.

Bilan

Cette étude réalisée à partir de trajectoires réelles a permis d'identifier les mêmes mécanismes instationnaires montrés durant l'étude en sprint. La typologie de l'évolution des efforts est proche aux trois allures, avec les mêmes effets instationnaires constatés (Figure 5.44). Cependant l'analyse des valeurs des forces demande à être davantage approfondie, en ne s'appuyant pas uniquement sur un seul trajet mais sur un grand nombre de nageurs. Il est difficile, pour des raisons de coût de calcul, d'envisager de simuler des écoulements pour tous les nageurs, aux trois allures. Ainsi il est fait le choix de simuler aux trois allures à partir de données cinématiques moyennes des 17 nageurs experts (Section 4.3). L'avantage de s'appuyer sur ces données est qu'elles vont véritablement représenter les tendances de ces trois allures. L'inconvénient majeur est que ces données sont des moyennes : elles ne représentent pas de réelles trajectoires.

5.3.2 Comparaison des forces propulsives aux allures moyennes de nage

Les données cinématiques moyennes qui serviront à simuler les écoulements aux allures de fond, demi-fond et sprint, ont été obtenues à partir des mesures cinématiques des 17 nageurs experts. Elles sont présentées sur la figure 5.45.

Forces propulsives moyennes par phase et par allure

Les forces propulsives calculées à partir des données cinématiques moyennes sont présentées sur la figure 5.46. Il apparaît que, aux trois allures de nage, la phase d'ES est résistive avec des valeurs de -10.2 N, -10.5 N et -9.1 N respectivement en fond, demi-fond et sprint. Plus l'allure de nage augmente et plus les forces générées durant la phase de DC sont importantes : 1.6 N, 5.3 N, 19.8 N respectivement en fond, demi-fond et sprint. Le début de la propulsion s'effectue durant cette phase, et débute d'autant plus tôt que l'allure augmente : respectivement à $t^* = 0.48$, $t^* = 0.43$ et $t^* = 0.33$ en fond, demi-fond et sprint (Figure 5.46). Ce début de la propulsion est corrélé avec l'instant du trajet qui se situe avant le point le plus en avant : $V_x = 0$ à $t^* = 0.52$, $t^* = 0.48$ et $t^* = 0.42$ respectivement en fond, demi-fond et sprint (Figure 5.45 a, c, e).

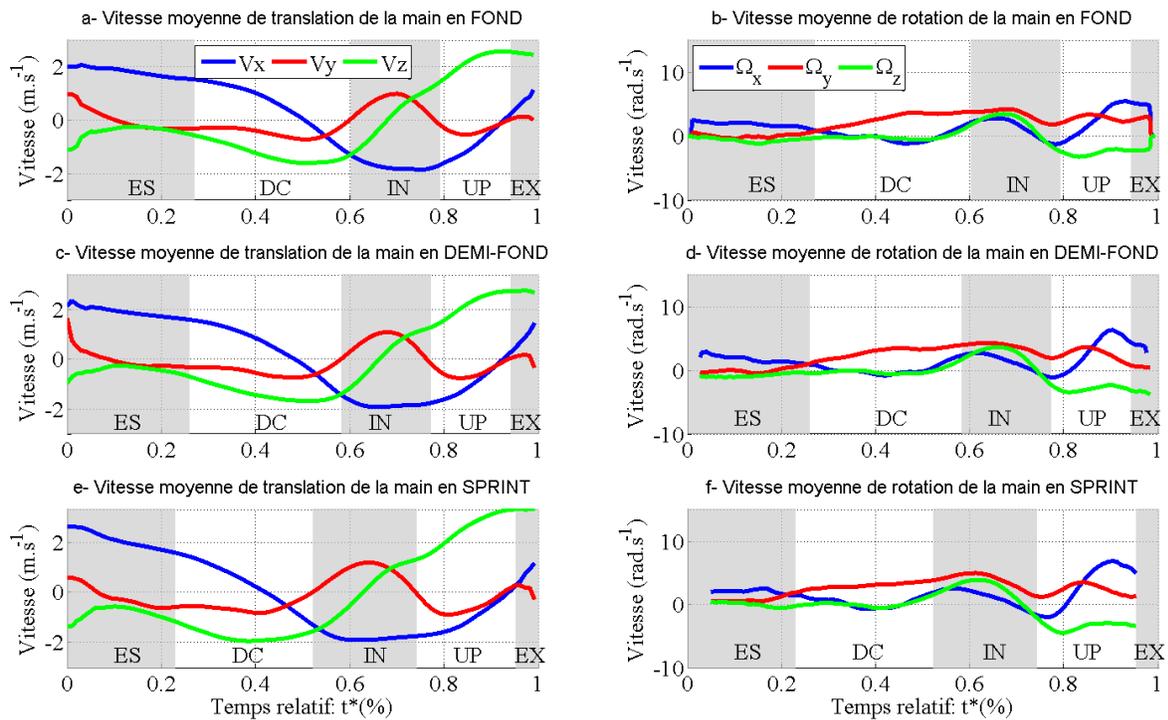


FIGURE 5.45 – Six paramètres cinématiques moyens de la main et de l’avant-bras aux trois allures de nage obtenus à partir des mesures cinématiques effectuées sur 17 nageurs experts : trois en translation (a-, c-, e-, respectivement en fond, demi-fond et sprint) et trois en rotation (b-, d-, f-, en fond, demi-fond et sprint).

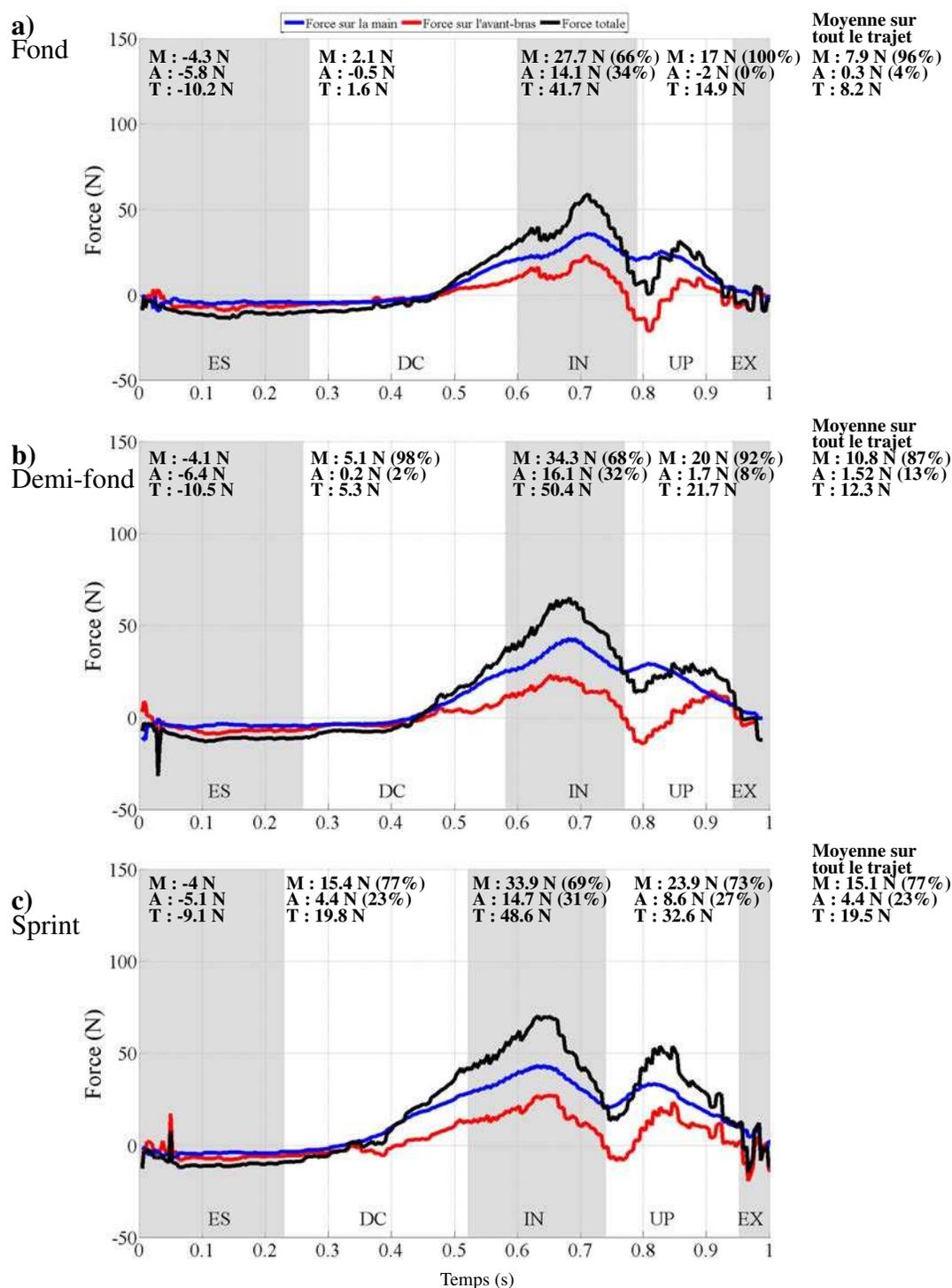


FIGURE 5.46 – Forces propulsives calculées par simulation numérique sur un trajet aquatique (en temps relatif), à partir des mesures cinématiques moyennes réalisées en nage réelle sur les 17 nageurs experts : a) à l'allure du fond, b) en demi-fond, c) en sprint. Pour chaque allure, les moyennes des forces par phases sont indiquées en haut de la figure, pour la main (M), l'avant-bras (A) et au total (T). Les contributions de la main et de l'avant-bras par rapport à la force totale sont exprimées en %.

Pour les trois allures, la phase d'IN est la plus propulsive du trajet : 41.7 N, 50.4 N et 48.6 N respectivement en fond, demi-fond et sprint. Le premier pic de force a lieu durant cette phase, au point de la trajectoire le plus bas : $V_z = 0$ à $t^* = 0.68$, $t^* = 0.68$ et $t^* = 0.62$ respectivement en fond, demi-fond et sprint, Figure 5.45 a, c, e. Les valeurs des forces sont proches en demi-fond et sprint (50.4 N et 48.6 N), et moins importantes en fond (41.7 N).

Plus l'allure de nage augmente et plus les forces générées durant la phase d'UP sont importantes : 14.9 N, 21.7 N et 32.6 N en fond, demi-fond et sprint.

Plus l'allure de nage augmente et plus les forces générées sur la totalité du trajet aquatique augmentent : 8.2 N, 12.3 N et 19.5 N respectivement en fond, demi-fond et sprint. La main contribue majoritairement dans la propulsion des forces en nage réelle (entre 77 % et 96 %).

Ces données sont maintenant discutées au regard de l'hypothèse avancée en conclusion du chapitre 4.3.

Discussion sur les résultats numériques aux trois allures

La discussion vise à analyser l'hypothèse émise en conclusion du chapitre cinématique 4.3. Pour davantage de cohérence, cette analyse s'appuie sur les résultats de forces agissant sur la main puisque la conclusion du chapitre 4.3 concernaient des valeurs cinématiques et dynamique portant sur la main. En outre, comme nous l'avons souligné précédemment, dans la simulation numérique, la cinématique de la main est exactement la même que celle mesurée expérimentalement (Figure 5.46), ce qui n'est pas le cas de l'avant-bras qui "suit" la trajectoire de la main.

Si l'on compare plus particulièrement les forces propulsives générées par les mains, on constate des différences importantes durant la phase de DC : 2.1 N, 5.1 N et 15.4 N respectivement en fond, demi-fond et sprint. La main propulse donc davantage et plus tôt durant cette phase lorsque l'allure de nage augmente. Cela confirme les résultats obtenus par la méthode de dynamique inverse (Section 4.4.2), mais confirme aussi les hypothèses avancées à partir des résultats cinématiques (Section 4.3.6). Les valeurs des forces durant les phases d'IN et d'UP sont respectivement 27.7 N, 34.3 N, 33.9 N et 17 N, 20 N, 23.9 N en fond, demi-fond et sprint. Ces écarts relatifs se situent donc entre 1 % et 19 % pour l'IN et 15 % et 16 % pour l'UP. Les écarts absolus se situent donc entre 0.4 N et 6.6 N pour l'IN et 3 N et 3.9 N pour l'UP. La tendance trouvée par la méthode de dynamique inverse est plutôt confirmée : il y a peu d'écarts entre les forces propulsives lorsque l'allure de nage augmente. Cependant les résultats en IN et UP, mêmes s'ils sont proches aux trois allures, présentent des différences plus importantes par la méthode simulation numérique que par celle de dynamique inverse (respectivement 19 % vs 5 % pour l'IN et 16 % vs 6 % pour l'UP). Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que la méthode numérique prend en compte les paramètres cinématiques angulaires, ce qui n'est pas le cas de la dynamique inverse. Afin d'estimer ces différences dans les résultats, dues aux différentes méthodes, une comparaison est faite entre les résultats obtenus par ces deux méthodes.

Comparaison des forces moyennes entre la méthode de dynamique inverse et la simulation numérique

Si l'on compare dans un premier temps les forces moyennes sur l'ensemble du trajet aquatique (Figure 5.47, "TOTAL"), on s'aperçoit que les valeurs sont assez proches : 9.2 N vs 7.9 N, 10.2 N vs 10.8 N et 11.4 N vs 15.1 N respectivement en fond, demi-fond et sprint, ce qui équivaut à des écarts relatifs compris entre -16.5 % et 24.5 %, et des écarts absolus entre 0.6 N et 3.7 N.

	Fond (N)			Demi-fond (N)			Sprint (N)		
	Dynamique inverse	CFD	Ecart %	Dynamique inverse	CFD	Ecart %	Dynamique inverse	CFD	Ecart %
ES	2.00	-4.30	-	2.74	-4.10	-	3.67	-4.00	-
DC	7.75	2.10	-269.0	8.81	5.10	-72.7	10.89	15.40	29.3
IN	19.24	27.70	30.5	20.05	34.30	41.6	18.82	33.90	44.5
UP	16.92	17.00	0.5	18.25	20.00	8.7	18.20	23.90	23.8
TOTAL	9.20	7.90	-16.5	10.20	10.80	5.6	11.40	15.10	24.5

FIGURE 5.47 – Moyennes et comparaison des forces propulsives moyennes calculées dans \mathcal{R}_0 , en nage réelle, par phase du trajet aquatique, par la méthode de dynamique inverse et par simulation, aux trois allures de nage.

Cependant la répartition de ces forces se fait différemment selon la méthode : en simulation numérique, les forces sont négatives durant la phase d'ES alors qu'elles sont positives en dynamique inverse, et les forces sont supérieures dans les phases d'IN et UP en simulation numérique. Ces différences sont sans doute dues aux variations angulaires, non prises en compte dans la méthode de dynamique inverse. Les valeurs d'insweep (phase durant laquelle l'écoulement transverse joue un rôle important, Section 5.2.1) marque les différences les plus importantes entre les deux méthodes : 19.2 N vs 27.7 N, 20.05 N vs 34.3 N et 18.82 N vs 33.9 N, soient des écarts compris entre 30.5 % et 44.5 %. La phase d'UP, générant un écoulement moins instationnaire que la précédente (Section 5.2.1) présente des valeurs dans des gammes voisines 16.92 N vs 17 N, 18.25 N vs 20 N et 18.2 N vs 23.9 N, qui des écarts entre 0.5 % et 23.8 %.

Ainsi ces deux méthodes fournissent des résultats se situant dans des gammes de résultats relativement proches, sauf durant la phase d'IN. Ils confirment plutôt les résultats et les conclusions.

Conclusion

L'hypothèse émise en conclusion du chapitre 4.3 semble donc confirmée : plus l'allure de nage augmente et plus la propulsion débute tôt, et l'augmentation des forces propulsives moyennes est prioritairement due à une augmentation des forces générées durant la phase de DC. Cependant, la méthode numérique, contrairement à la méthode de dynamique inverse, montre une augmentation dans les valeurs de forces dans les phases d'IN et d'UP (5 % vs 19 % pour l'IN et 6 % et 16 % pour l'UP respectivement en dynamique inverse et en simulation numérique). Il conviendra de poursuivre cette analyse, notamment à partir d'une mesure expérimentale des forces (Chapitre 6).

5.4 Conclusion

La simulation numérique a permis de mettre en relation les paramètres cinématiques (le mouvement du bras du nageur) aux effets hydrodynamiques (les forces produites). Plusieurs conclusions peuvent alors être avancées, ainsi que des perspectives à envisager.

1- Sur les corrélations entre les *paramètres cinématiques d'écoulement* et les forces générées.

Ainsi il a été montré que les différentes rotations et translations de l'avant-bras et la main dans l'eau, induisaient des structures tourbillonnaires qui agissent directement sur les pressions des surfaces dorsales de la main et de l'avant-bras. Les composantes de pressions sont très majoritaires (99 %), les forces résultantes sont donc normales aux parois du solide (Section 5.2.1). Ce résultat est logique dans la mesure où l'écoulement est turbulent, les effets inertiels dominent. Ainsi, l'orientation de la main est un paramètre cinématique déterminant dans la génération des forces propulsives. Une main orientée perpendiculairement à l'avancement génère des forces propulsives plus importantes (Section 5.2.1). Il a de plus été montré la grande corrélation entre les angles d'attaque et les forces produites. Plus les angles sont importants et plus la force agissant sur la main et l'avant-bras est importante (Section 5.2.3). En revanche, l'angle sweepback n'apparaît pas comme un paramètre cinématique majeur : des forces importantes sont générées autant lorsque le petit doigt est le bord d'attaque (au début de l'IN) que lorsque le pouce est le bord d'attaque (fin de l'IN). En outre, il existe des corrélations entre l'accélération de la main en translation et les forces : lorsque la main décélère juste avant d'atteindre le point le plus en avant du trajet, on constate une augmentation de la force propulsive (Section 5.2.1).

Ainsi des études paramétriques plus poussées doivent être menées afin d'établir plus précisément le rôle de la vitesse et de l'accélération (en bloquant par exemple les autres paramètres cinématiques).

Seule une variation du paramètre Ω_x (pronation/supination de la main) a été étudié, lors des transitions DC-IN et IN-UP (Section 5.2.1). Il a été établi que la pronation-supination de la main jouait un rôle dans la création des forces, à la fois parce qu'il affectait la circulation du fluide lors de la phase de transition DC-IN, mais aussi parce qu'il agissait sur les angles d'attaque instantanées.

Ainsi des études plus importantes doivent être menées en faisant varier ces paramètres, indépendamment les uns des autres, pour en identifier plus précisément les effets. Cette étude demandera du temps car elle nécessite de faire varier chaque paramètre (de façon indépendante, ou couplée) afin de faire émerger le rôle de chaque paramètre. L'enjeu est important dans une perspective de recherche des paramètres de performance.

2- Sur la typologie de l'écoulement généré et ses effets sur la propulsion

Il a été montré, à travers l'étude de l'écoulement, que l'enchaînement des actions au cours du temps produit un certain nombre de mécanismes instationnaires.

Différents effets instationnaires permettent d'expliquer la création des forces à partir de la configuration cinématique. Ainsi, compte tenu de la configuration effectuée plutôt en translation de la phase de DC, il a été fait l'hypothèse de l'importance de l'effet masse ajoutée durant cette phase (Section 5.2.1). Cet effet est généré par une décélération horizontale de la main

et de l'avant-bras, suivi d'une translation vers l'extérieure et l'arrière qui augmente la surface projetée ainsi quel'angle d'attaque (Section 5.2.1). Puis, l'effet Kramer a été proposé pour expliquer la contribution bénéfique de la pronation réalisée par la main durant la transition DC-IN. L'écoulement transverse, identifié durant la phase d'insweep, qui est à l'origine des gradients de pressions entre le dessus de la main et du coude, permettrait en outre de garder les structures tourbillonnaires proches de la surface dorsale de l'avant-bras. Cet écoulement transverse, allié au tourbillon marginal localisé à l'extrémité des doigts, permet également de maintenir plus longtemps les structures sur le dos de la main. Enfin, il a été montré, aux trois allures de nage, un détachement tourbillonnaire durant la transition IN-UP (dû au changement d'orientation de la main, Figure 5.38). Ce détachement génère un flux induit, ainsi qu'une circulation supplémentaire (effet Kramer), qui permet d'expliquer l'augmentation des forces propulsives, constatée à cet instant, aux trois allures de nage.

L'ensemble de ces mécanismes montre l'extrême complexité de l'écoulement généré par le trajet des bras des nageurs en crawl. Ce mouvement, d'apparence plutôt simple (de l'avant vers l'arrière, dans la direction opposée à l'avancement), génère en définitive un écoulement complexe dont il revient d'en trouver la logique. Celle-ci doit exister, puisqu'il existe des évolutions communes de ces paramètres, comme le montrent les écart-types relativement faibles pour chaque paramètre entre les nageurs (Section 4.3). L'efficacité propulsive semble bien provenir de la capacité à enchaîner ces actions dans le temps afin de créer et d'utiliser ces structures pour générer des distributions de pressions négatives sur le dessus de la main et de l'avant-bras et négatives en dessous tout au long du trajet. Dans ce cadre, il apparaît que les deux structures contra-rotatives générées durant la phase de DC (que l'on peut associer à la notion empirique de "prise d'appui", "catch" en anglais) jouent un rôle déterminant jusqu'à la fin de la phase d'insweep. Cette capacité à créer et utiliser ces structures doit être une aptitude des nageurs experts. Il serait alors intéressant de comparer des simulations d'autres nageurs experts afin d'identifier si ces structures se retrouvent durant les mêmes phases et si elles évoluent de la même façon dans le temps. Par ailleurs, il serait aussi intéressant d'effectuer des simulations à partir de cinématiques de nageurs non experts afin de comparer les forces et l'écoulement.

3- Comparaison des forces en fonction de l'allure de nage

L'hypothèse émise en conclusion du chapitre 4 semble donc confirmée : plus l'allure de nage augmente et plus la propulsion débute tôt, et l'augmentation des forces propulsives moyennes est prioritairement due à une augmentation des forces générées durant la phase de DC. L'augmentation de la propulsion des nageurs nécessaire à l'augmentation de l'allure de nage peut donc s'expliquer par une diminution de la durée des phases non propulsives (ES), ainsi que l'augmentation des forces propulsives durant la phase de DC. Il semblerait également, d'après les résultats obtenus par simulation numérique, qu'il y ait une légère augmentation des forces propulsives durant les phases d'IN et d'UP. Il conviendra de poursuivre cette analyse, notamment à partir de mesures expérimentales des forces, qui seront faites au chapitre 6.

4- Limites de l'étude numérique et perspectives

Pour ne pas alourdir l'étude, la majorité de l'analyse a porté sur les forces propulsives, parce que c'est l'objectif principal des nageurs dans une activité centrée sur la performance. Cependant les deux autres composantes de la force (selon Y_0 et Z_0), sont présentes tout au long du trajet avec

des intensités parfois importantes (Figure 5.16 e). Ces forces servent à rééquilibrer le nageur, notamment pour rééquilibrer le trajet du bras opposé mais aussi les actions des jambes. Nous sommes conscients de leur importance dans une coordination gestuelle générale de nage, mais avons fait le choix d'accentuer l'analyse sur les forces propulsives pour ne pas alourdir l'étude.

De la même façon, l'étude a porté sur le trajet du bras droit. L'hypothèse sous-tendue était alors une relative symétrie des trajectoires entre les bras droit et gauche, ce qui n'est pas le cas en général [Seifert *et al.*, 2010] : les nageurs ont souvent des coordinations asymétriques, et possèdent un bras davantage propulseur (souvent le bras droit pour les droitiers, et gauche pour les gauchers, raison pour laquelle nous avons choisi de mesurer l'action du bras droit). Une étude numérique réalisée à partir de deux segments, représentant les bras droit et gauche, serait alors intéressante afin d'étudier l'écoulement généré par la synchronisation de ces deux gestes.

Il a été fait le choix de se restreindre à la cinématique de la main et de l'avant-bras exprimées dans le repère absolu parce que nous nous sommes attachés à comprendre les mécanismes propulsifs. Une analyse fonctionnelle (à partir du mouvement des segments les uns par rapport aux autres), qui n'a pas été fait dans le cadre de ce travail, pourrait alors être effectuée afin de mieux comprendre comment les nageurs s'organisent ("techniquement") pour produire les cinématiques de la main et de l'avant-bras par rapport à \mathcal{R}_0 . En outre, cela permettrait d'envisager une simulation plus complexe, ou davantage de segments (bras et tronc par exemple) seraient utilisés avec des variations articulaires. Ces simulations permettraient d'obtenir plus d'informations sur l'écoulement car appliquées à une surface plus grande, et surtout de déverrouiller le poignet pour se rapprocher encore plus des conditions réelles de nage.

Compte tenu du rôle joué par les différentes structures tourbillonnaires, et notamment les TEV et LES générées durant la phase de DC et présentes jusqu'à la fin de la phase d'IN, il serait intéressant de tenter de les mesurer expérimentalement. Une mesure par la méthode PIV serait alors adaptée, dans une zone bien localisée puisque, à partir de la simulation numérique, nous saurions où les localiser. A l'heure actuelle, les seules mesures PIV, en crawl, ont été faites lors de la transition IN-UP [Takagi *et al.*, 2013].

La simulation numérique a permis, à partir des données cinématiques, de calculer les efforts hydrodynamiques, aux trois allures de nage et d'en expliquer les mécanismes à partir d'une étude précise de l'écoulement. Cette méthode semble donner des résultats intéressants sur un nageur car la comparaison des résultats obtenus avec ceux d'autres études ont révélé de bonnes concordances. Il serait alors intéressant, afin d'obtenir les forces propulsives pour l'ensemble des nageurs, d'effectuer des simulations pour chacun d'eux, aux trois allures. Cet objectif nécessiterait une modélisation numérique du bras de chaque nageur, ce qui est difficilement envisageable dans le cadre de cette étude.

Aussi une méthode expérimentale de mesure de force est proposée, de façon complémentaire aux études de simulation numérique et de dynamique inverse. Cette étude, faite en nage attachée, vise à mesurer les forces propulsives générées par les nageurs, aux trois allures de nage. Parallèlement, des mesures des *paramètres cinématiques d'écoulement* sont effectuées afin de les comparer avec ceux obtenus en nage réelle.

Analyse expérimentale en nage attachée

Sommaire

6.1	Méthodologie de mesure d'efforts en nage attachée	180
6.1.1	Dispositif de mesures	180
6.1.2	Modélisation de la nage attachée	180
6.1.3	Analyse des données	185
6.2	Comparaison cinématique entre la nage réelle et la nage attachée	186
6.2.1	Comparaison des fréquences de bras	186
6.2.2	Comparaison des durées, vitesses et accélérations de la main	187
6.2.3	Comparaison des angles d'attaque et de sweepback	192
6.2.4	Comparaison de l'orientation de la main	194
6.2.5	Conclusion	196
6.3	Mesures d'effort en nage attachée	198
6.3.1	Forces instantanées et moyennes	198
6.3.2	Force et fréquence de nage	201
6.3.3	Force et niveau d'expertise des nageurs	203
6.3.4	Impulsion de force et niveau d'expertise des nageurs	206
6.3.5	Conclusion	211
6.4	Calcul des forces en nage attachée par les méthodes de dynamique inverse et de simulation numérique	212
6.4.1	Force propulsive en nage attachée par la méthode de dynamique inverse	212
6.4.2	Force propulsive en nage attachée par la méthode de simulation numérique	214
6.4.3	Comparaisons des forces propulsives à partir de plusieurs méthodes	217
6.5	Conclusion	219

Les résultats obtenus par les méthodes de dynamique inverse et de simulation numérique aux chapitres 4 et 5 ont permis en nage réelle, d'obtenir des informations sur la propulsion créée

par les nageurs aux différentes allures de nage. Ces données valident, dans ce cadre, l'hypothèse émise à partir de l'analyse des mesures cinématiques, à savoir qu'une variation de vitesse de nage est davantage expliquée par une diminution des temps de glisse du nageur, plutôt que par une augmentation des forces générées par les bras à chaque cycle. Cependant l'analyse numérique a montré une tendance à une augmentation des valeurs des forces moyennes durant les phases les plus propulsives (IN et UP) lorsque l'allure de nage augmente, ce que n'avait pas mis en évidence l'analyse par dynamique inverse. Afin de compléter ces résultats, une analyse par une méthode expérimentale de mesure de forces est effectuée. La mesure en nage attachée a été choisie parce que sa pertinence a été démontrée à de multiples reprises [Bollens *et al.*, 1988; Filho et Denadai, 2008; Kjendlie et Thorsvald, 2006; Morouço *et al.*, 2011]. Cependant ces études s'appuient sur l'hypothèse d'une similitude entre la nage réelle et la nage attachée, ce qui n'a pas été démontré jusqu'à présent. Cette méthode permet de mesurer la force globale qui est censée représenter l'ensemble des forces extérieures appliquées sur le nageur dans le contexte d'une nage statique.

6.1 Méthodologie de mesure d'efforts en nage attachée

6.1.1 Dispositif de mesures

L'objectif de ces expérimentations est de mesurer les efforts générés par un nageur attaché, ainsi que de mesurer la cinématique de quatre segments corporels (main, avant-bras, haut du bras droit et tronc).

Les expériences ont été menées dans le bassin des carènes de l'Institut Pprime (Figure 6.1). Les forces de propulsion ont été mesurées à partir de nageurs attachés à une balance dynamométrique (Kistler quatre-composantes, de type 5070A, fréquence d'acquisition égale à 1000 Hz, erreur relative ± 0.3 %). Les nageurs ont été reliés à la balance par un câble indéformable (en acier inoxydable de 2 mm de diamètre), fixé à une ceinture rigide et de dimensions réglables (Figure 6.2 b). Les mesures ont été effectuées à partir de 9 nageurs : 8 experts (S1 à S8) et un non expert (S9). Le nageur nage, avec les bras et les jambes, à un rythme annoncé (fond, demi-fond et sprint) durant 14 coups de bras sans inspirer (pour éliminer les possibles effets de la respiration sur la nage). L'acquisition commence après 4 coups de bras afin d'atteindre un rythme de nage stabilisé. Les résultats sont donc exprimés à partir de 10 coups de bras, et la mesure débute lorsque le bras droit rentre dans l'eau.

Les mesures cinématiques ont été réalisées dans les mêmes conditions qu'en nage réelle à partir d'un système optoélectronique composé de huit caméras qui ont suivi 11 marqueurs réfléchissants (Section 4.2). Le dispositif est présenté sur la figure 6.1. Les acquisitions des forces de tension exercées par le câble (que nous nommerons F_{cable} dans la suite du développement) ont été synchronisées avec les acquisitions cinématiques à l'aide d'un déclencheur automatique.

6.1.2 Modélisation de la nage attachée

Le système étudié est le nageur. Le référentiel d'étude choisi est le repère du laboratoire $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$ (Figure 6.3), supposé galiléen. Les forces extérieures qui s'appliquent sur le

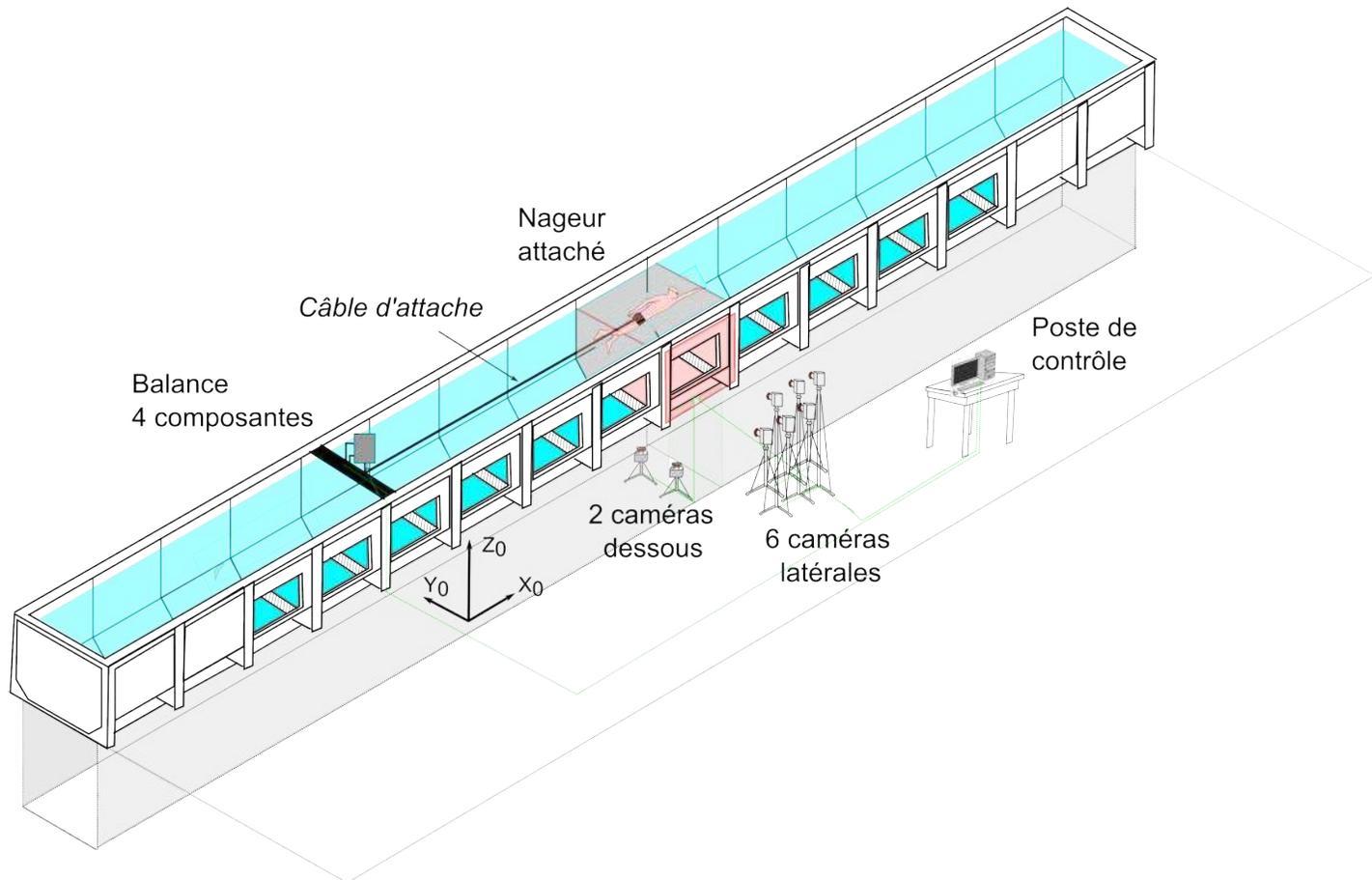


FIGURE 6.1 – Schéma du dispositif de mesure de force en nage attachée, bassin des carènes, Institut Pprime.



FIGURE 6.2 – (a) Disposition des 6 caméras latérales autour du bassin ; (b) vue à travers le hublot latéral, d'un nageur attaché.

nageur sont :

- la force de pesanteur \vec{F}_p ,
- la force hydrostatique \vec{F}_{st} , ("Poussée d'Archimède")
- les forces hydrodynamiques \vec{F}_d , (dues à l'écoulement de l'eau)
- la force du câble \vec{F}_{cable} ,

Les points d'application de ces forces sont respectivement le centre d'inertie G , le centre de volume C_v , le centre de pression C_p du nageur et le point de fixation du câble sur la ceinture C_c (Figure 6.3). \vec{F}_{cable} est parallèle à la surface de l'eau, car la distance entre le nageur et la balance est suffisamment grande (5 m) pour que l'angle formé par la surface et le câble soit négligeable.

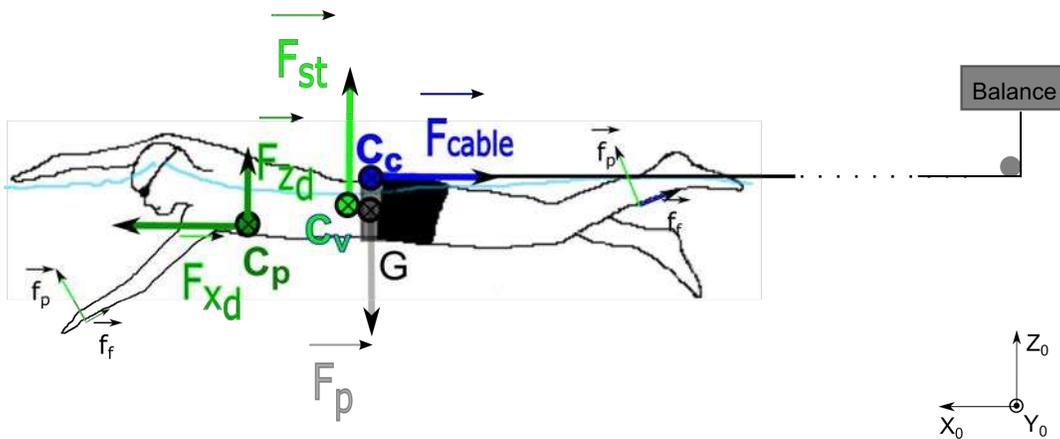


FIGURE 6.3 – Représentation des forces extérieures appliquées sur le nageur attaché : en gris la force de volume (poids), en vert, les forces de surface (hydrostatique et hydrodynamique), en bleu la force du câble.

Projection des forces dans \mathcal{R}_0

Les forces extérieures appliquées sur le nageur, exprimées dans $\mathcal{R}_0\{O, X_0, Y_0, Z_0\}$, sont :

$$\begin{cases} F_x = F_{xd} - F_{cable} \\ F_y = F_{yd} \\ F_z = F_{zd} - F_p + F_{st} \end{cases}$$

Les forces hydrodynamiques F_{xd} sont propulsives, elles sont positives et orientées dans la direction d'avancement. Nous les écrirons, dans la suite du développement, sous la forme F_{prop} . En appliquant le principal fondamental de la dynamique, nous trouvons à chaque instant :

$$\vec{F}_x(t) = [F_{prop}(t) - F_{cable}(t)] \vec{X}_0 = \sum_{i=0}^n m_i \vec{a}_{xi}(t) = M \vec{a}_{xG}(t) = M a_{xG}(t) \vec{X}_0 \quad (6.1)$$

Nous obtenons, sur l'axe X_0 , d'après l'équation précédente :

$$F_{prop}(t) = F_{cable}(t) + Ma_{xG}(t) \quad (6.2)$$

Les forces hydrodynamiques propulsives $F_{prop}(t)$ dépendent donc, à chaque instant, des forces mesurées $F_{cable}(t)$ et de la quantité d'accélération du centre de gravité, produit de la masse totale du nageur par l'accélération globale, moyenne des accélérations pondérées de tous les segments corporels du nageur.

Afin de calculer la moyenne des forces sur un cycle de bras, nous appliquons la formule de la moyenne pour une fonction dépendante du temps. Cela permet d'écrire, à partir de l'équation (6.2) :

$$\underbrace{\frac{1}{T} \int_{t_i}^{t_f} F_{prop}(t) dt}_{F_{prop}^{cycle}} = \underbrace{\frac{1}{T} \int_{t_i}^{t_f} F_{cable}(t) dt}_{F_{cable}^{cycle}} + \frac{1}{T} \int_{t_i}^{t_f} Ma_{xG}(t) dt \quad (6.3)$$

où T représente la durée d'un cycle complet de bras sur un intervalle de temps. $T=[t_i; t_f]$ (avec t_i et t_f , respectivement les instants où la main droite rentre dans l'eau).

F_{prop}^{cycle} représente la force propulsive moyenne calculée, sur un cycle, générée par le nageur, et F_{cable}^{cycle} la force de tension moyenne du câble mesurée par la balance durant un cycle de bras.

Le terme en accélération de l'équation (6.3) peut s'exprimer sous la forme :

$$\begin{aligned} \int_{t_i}^{t_f} Ma_{xG}(t) dt &= m \int_{t_i}^{t_f} \frac{dV_{xG}(t)}{dt} dt \\ &= m \int_{V_i}^{V_f} dV_{xG}(t) \\ &= \underbrace{M[V_{xG}(t_f) - V_{xG}(t_i)]}_{\Delta P_{xG}} \end{aligned} \quad (6.4)$$

Comme le nageur est attaché, on peut considérer que la variation de vitesse du centre de gravité, sur un cycle de bras, est nulle ($V_{xG}(t_f) = V_{xG}(t_i)$). Ainsi, d'après l'éq. 6.4, nous pouvons écrire :

$$\int_{t_i}^{t_f} Ma_{xG}(t) dt = 0 \quad (6.5)$$

L'équation (6.3) devient alors :

$$F_{prop}^{cycle} = F_{cable}^{cycle} \quad (6.6)$$

Les forces hydrodynamiques propulsives moyennes calculées sur un cycle F_{prop}^{cycle} (dans la direction d'avancement du nageur, c'est-à-dire l'axe X_0) sont donc égales à la force moyenne par cycle exercée par le câble (F_{cable}^{cycle}), sur chaque cycle de bras.

On étend maintenant ce raisonnement sur l'ensemble des cycles réalisés au cours de la mesure (cinq cycles de bras, c'est-à-dire dix coups de bras en tout). F_{prop}^M et F_{cable}^M sont les forces moyennes (propulsives et du câble, respectivement) par coup de bras mesurées à partir des dix coups de bras réalisés par nageur.

$$F_{prop}^M = \frac{5 \cdot F_{prop}^{cycle}}{10}; \quad \text{et} \quad F_{cable}^M = \frac{5 \cdot F_{cable}^{cycle}}{10} \quad (6.7)$$

Et donc, d'après (6.6) et (6.7) :

$$F_{prop}^M = F_{cable}^M \quad (6.8)$$

Les résultats de ces forces moyennes sont fournis dans la figure 6.25.

Modélisation du rôle des jambes dans la mesure des forces

Il a été fait le choix de faire nager les nageurs en nage complète (bras et jambes) pour deux raisons. Tout d'abord, afin de leur permettre de se rapprocher le plus possible des conditions de la nage réelle, notamment afin de tendre vers l'équilibre général de nage. Ensuite parce qu'il a été constaté que, en nage avec les bras seuls et avec une aide à la flottaison placée entre les jambes, les nageurs avaient tendance à se redresser sous l'action du point d'attache du câble, notamment en sprint.

Afin d'évaluer le rôle de ces jambes dans la nage complète, des mesures en jambes seules ont été effectuées. Pour cela, un nageur (S1) a effectué, pendant 10 secondes, des battements de jambes aux trois allures : fond, demi-fond et sprint. Les signaux obtenus sont présentés sur la figure 6.4. Pour des raisons de disponibilité des nageurs, cette expérimentation n'a été effectuée que sur un seul nageur. Nous ferons l'hypothèse que les résultats de ce nageur illustrent ceux des autres nageurs.

Dans cette condition, les forces moyennes mesurées ($F_{cable-jambes}^M$) sont respectivement 10.7 N, 15.7 N et 25.4 N en fond, demi-fond et sprint, ce qui représente 13 %, 15 % et 19 % des forces moyennes mesurées.

Les forces produites étant la somme des forces des bras et des forces des jambes (segments accélérés), nous pouvons alors écrire :

$$F_{cable}^M = F_{bras}^M + F_{jambes}^M \quad (6.9)$$

Il peut alors être calculé, d'après l'égalité (6.9), la force des bras en soustrayant la force des jambes de la force mesurée :

$$F_{bras}^M = F_{cable}^M - F_{jambes}^M \quad (6.10)$$

Cependant Yeater *et al.* [1981] et Morouço *et al.* [2011] soulignent que les forces mesurées sous l'action des jambes seules en nage attachée sont plus importantes que les forces produites sous l'action des jambes durant la nage réelle. Une explication possible est que l'organisation gestuelle des battements effectués en jambes seules est différente de celle effectuée en nage complète. En effet, la synchronisation bras-jambes modifie les battements : les jambes seraient davantage "subordonnées" aux bras en nage réelle et leur potentiel propulsif moins important. Morouço *et al.* [2011] ont évalué à 30 % le pourcentage de la contribution de force des jambes dans la propulsion totale en soulignant toutefois que cela surestimait la participation des jambes.

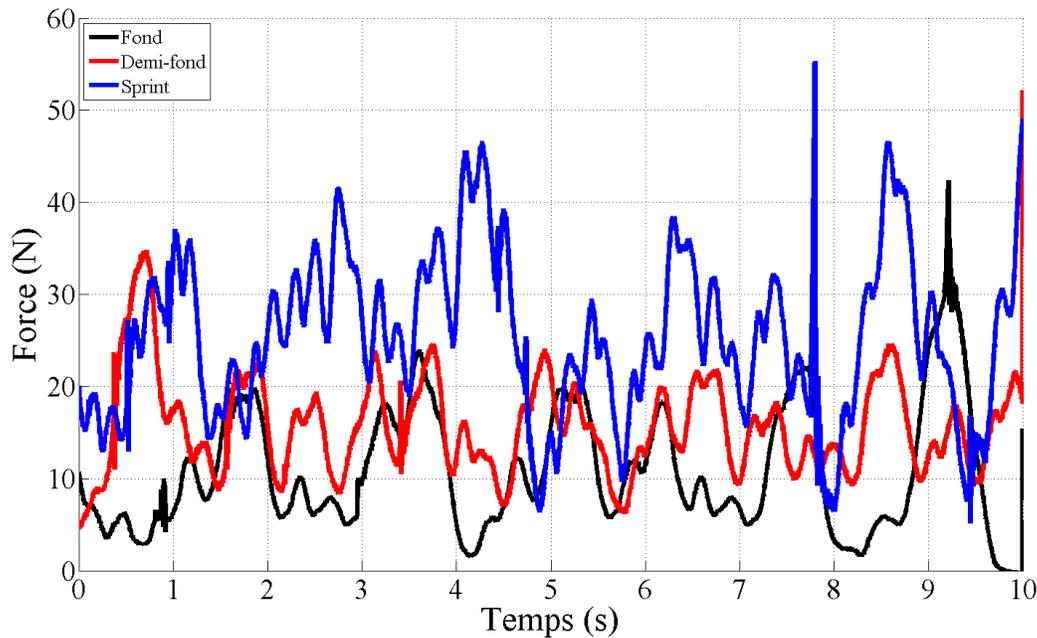


FIGURE 6.4 – Mesures de forces du câble sous l'action unique des jambes, pour un nageur (S1), durant 10 secondes, aux trois allures de nage, en nage attachée.

De plus, dans une autre étude, [Deschodt et al. \[1999\]](#) ont évalué à 10 % le rôle des jambes dans la nage réelle. Nos résultats se situant entre ces deux valeurs, nous pouvons alors raisonnablement estimer la contribution des jambes entre 10 % et 30 % des forces totales, en soulignant que la contribution dépend de l'allure de nage. Plus l'allure est importante et plus la contribution des jambes dans la force totale est importante.

6.1.3 Analyse des données

Pour analyser simultanément la trajectoire du bras avec les forces mesurées, le trajet aquatique a été décomposé en cinq phases [[Maglischo, 2003](#)] : l'entrée et l'allongement (ES, de l'entrée de la main dans l'eau jusqu'à la sortie de l'eau du bras opposé) ; downswEEP to catch (DC, à partir de la fin de l'ES jusqu'au point le plus à l'extérieur) ; inswEEP (IN, à partir de la fin de DC jusqu'au point le plus à l'intérieur) ; upswEEP (UP, à partir de la fin de IN jusqu'au point le plus en arrière) ; et, la sortie (EX, à partir de la fin de l'UP jusqu'à la sortie de l'eau). L'objectif est de mesurer les forces générées au sein de chaque phase. Les paramètres qui serviront à l'analyse sont :

- Paramètres dynamiques :
 - Force instantanée du câble : $F_{cable}(t)$ (en N)
 - Force moyenne par cycle, par nageur : F_{cable}^{cycle} (en N)
 - Force moyenne sur 10 coups de bras, par nageur : F_{cable}^M (en N)

- Force moyenne sur 10 coups de bras, pour tous les nageurs : \bar{F}_{cable}^M (en N)
- Force maximale moyenne sur 10 coups de bras, par nageur : $F_{cable-max}^M$ (en N)
- Paramètres cinématiques :
 - Fréquence de nage : SL (en cycle/min)
 - Vitesse et accélération instantanées de la main, en translation : $V_{main}(t)$ et $a_{main}(t)$ (en $m.s^{-1}$ et en $m.s^{-2}$)
 - Angles d’attaque et de sweepback : $\alpha(t)$ et $\psi(t)$ (en °)
 - Orientation de la main par rapport au repère absolu : flexion, rotation et abduction (en °).

Il s’agit d’étudier les efforts générés par le nageur, en moyenne, mais aussi en analysant temporellement le signal de force. Pour cela, une analyse par coup de bras sera effectuée. Le paramètre d’impulsion mécanique sera défini et utilisé pour discuter de l’action des bras et des jambes sur la propulsion aux différentes allures. Enfin, une comparaison des paramètres cinématiques sera faite entre la nage attachée et la nage réelle.

Mais avant toute chose, une comparaison entre les cinématiques en nage réelle et en nage attachée semble indispensable afin de clarifier dès maintenant les deux techniques de nage. Nous le rappelons, malgré le nombre conséquent d’études réalisées en nage attachée, une seule étude à notre connaissance a réellement comparé ces deux types de nage [Maglischo *et al.*, 1984].

6.2 Comparaison cinématique entre la nage réelle et la nage attachée

Les sensations recueillies auprès des nageurs indiquent un ressenti proche des conditions en nage réelle, avec cependant une certaine “entrave” due à l’attache du câble dans le dos. La phase d’appui se réalise avec moins d’équilibre, et les nageurs sentent qu’ils ont tendance à se redresser lorsque la fréquence de bras augmente. Afin de rationaliser ces sensations, une étude comparative entre la nage réelle et la nage attachée est envisagée. Elle s’appuie sur la comparaison des *paramètres cinématiques d’écoulement* (en moyenne par phase et par allure). Les comparaisons statistiques s’effectuent selon la même méthodologie que celle effectuée au chapitre 4 (Voir Section 4.3). Les résultats sont considérés comme significatifs lorsque la valeur de p est inférieure à 5% (indiquée par un * sur les figures). Lorsque la valeur p est supérieur à 5%, mais que les écarts entre les valeurs sont importants (en %), nous parlerons alors de tendance.

6.2.1 Comparaison des fréquences de bras

La fréquence de bras est le principal paramètre cinématique qui permet d’estimer une allure en nage attachée [Yeater *et al.*, 1981]. La figure 6.5 montre les résultats des fréquences en nage réelle (b) et en nage attachée (c), ainsi que les vitesses de nage moyennes (a) de chaque nageur en nage réelle à partir de temps réalisés en compétition (source : site de la *Fédération Nationale de Natation*).

En moyenne, les fréquences de nage (32.9 cyc/min, 41.3 cyc/min, 49.1 cyc/min respectivement en fond, demi-fond et sprint, Figure 6.5 c) sont plus basses en nage attachée qu’en nage

a)	VITESSE NAGE REELLE	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	Moyenne	Ecart- type	Différence %
	Fond (m/s)	1.43	1.25	1.15	1.25	1.36	1.38	1.42	1.51	1	1.31	0.13	
	Demi Fond (m/s)	1.57	1.35	1.3	1.37	1.45	1.5	1.55	1.6	1.1	1.42	0.13	8.4
	Sprint (m/s)	1.74	1.50	1.52	1.50	1.62	1.74	1.67	1.81	1.3	1.60	0.13	12.7
b)	FREQUENCE NAGE REELLE	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	Moyenne	Ecart- type	Différence %
	Fond (cyc/min)	38.1	38.9	37	42	45	35	38	39.8		39.23	2.28	
	Demi Fond (cyc/min)	43.9	40.5	44	46	50	40	44	46.5		44.36	2.35	13.1
	Sprint (cyc/min)	47.5	46.2	52	54	57	52	51	55.4		51.89	2.74	17.0
c)	FREQUENCE NAGE ATTACHEE	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	Moyenne	Ecart- type	Différence %
	Fond (cyc/min)	34.5	28.9	25.9	34.7	42	33.7	34.1	29.7	30.9	32.94	3.43	
	Demi Fond (cyc/min)	44.4	34.9	41.1	43.5	46.9	38	40	41.7	35.3	41.31	3.20	25.4
	Sprint (cyc/min)	58.8	45.5	45.5	47.9	56.1	44.8	45.5	49.2	43.5	49.16	4.11	19.0
d)	ECART FREQUENCE NAGE REELLE / NAGE	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	Moyenne	Ecart- type	Différence %
	Fond (%)	-9.4	-25.7	-30.0	-17.4	-6.7	-3.7	-10.3	-25.4		-16.07	8.55	
	Demi Fond (%)	1.1	-13.8	-6.6	-5.4	-6.2	-5.0	-9.1	-10.3		-6.92	3.12	-57.0
	Sprint (%)	23.8	-1.5	-12.5	-11.3	-1.6	-13.8	-10.8	-11.2		-4.87	8.82	-29.7

FIGURE 6.5 – Vitesses de nage et fréquences de bras moyennes, en nage réelle et en nage attachée, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage.

réelle (respectivement -16.1 %, -6.9 % et -4.8 % en fond, demi-fond et sprint, Figure 6.5 d). Cet écart est plus important en fond que dans les autres allures. La fréquence de nage est un paramètre objectif, au-delà du ressenti du nageur, qui représente le critère de validité de l'allure en nage attachée.

6.2.2 Comparaison des durées, vitesses et accélérations de la main

Durée absolue des phases

Il apparaît qu'il existe des différences entre la durée des phases en nage réelle et en nage attachée (Figure 6.7). Les phases d'ES, d'IN et d'UP durent plus longtemps en nage attachée qu'en nage réelle. Cela impacte la durée totale du trajet aquatique qui passe, respectivement de 1.18 s, 1.03 s et 0.87 s en nage réelle à 1.39 s, 1.17 s, 0.94 s en nage attachée (soit, respectivement, + 18.8 %, 13.6 % et 8 % de plus en fond, demi-fond et sprint, Figure 6.6). Seule la durée de la phase de DC diminue (entre -18.9 % et -26.1 %).

Par ailleurs, en nage attachée, plus la fréquence de nage augmente, et plus la durée de chaque phase diminue (Figure 6.6 b) : cela est vrai pour les phases d'ES, de DC et d'UP (passe de 0.48 s à 0.28 s, de 0.3 s à 0.17 s et 0.3 s à 0.21 s, de l'allure du fond à celle du sprint). Seule la phase d'IN voit sa durée rester constante lorsque l'allure augmente (entre 0.23 s et 0.24 s).

L'augmentation de la durée de la phase d'ES en nage attachée peut s'expliquer par la nécessité, pour le nageur, de s'équilibrer en début de trajet aquatique dans une eau à vitesse nulle par rapport au corps, contrairement à la nage réelle où le nageur a une vitesse d'avancement (com-

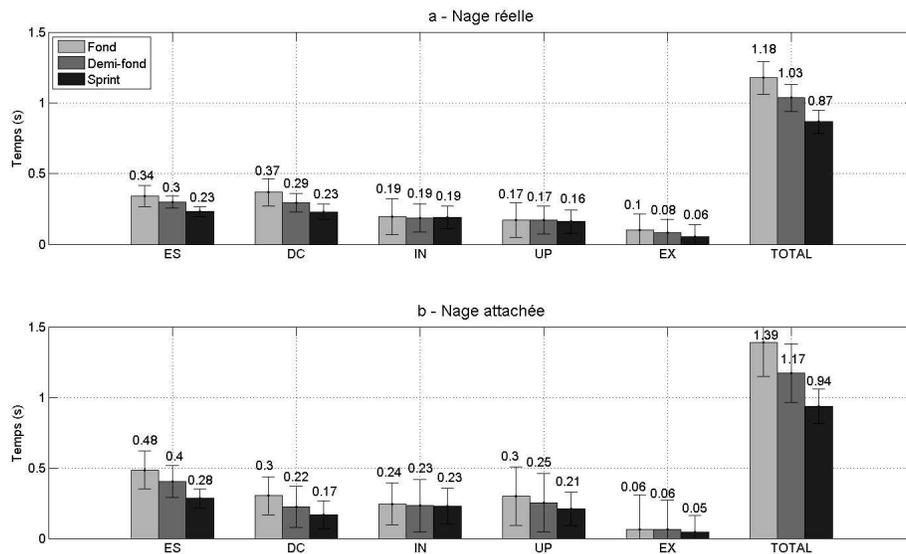


FIGURE 6.6 – Durée absolue des phases du trajet aquatique, calculée à partir des mesures cinématiques de la main : (a) en nage réelle, (b) en nage attachée.

FIGURE 6.7 – Comparaison des moyennes des durées absolues par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	0.34	0.48	41.2	0,007*	0.3	0.4	33.3	0,032*	0.23	0.28	21.7	0,031*
DC	0.37	0.3	-18.9	0,045*	0.29	0.22	-24.1	0,008*	0.23	0.17	-26.1	0,043*
IN	0.19	0.24	26.3	0,291	0.19	0.23	21.1	0,321	0.19	0.23	21.1	0,296
UP	0.17	0.3	76.5	0,050*	0.17	0.25	47.1	0,117	0.16	0.21	31.3	0,195
EX	0.1	0.06	-40.0	0,223	0.08	0.06	-25.0	0,391	0.06	0.05	-16.7	0,291
Total	1.17	1.39	18.8	-	1.03	1.17	13.6	-	0.87	0.94	8.0	-

prise entre 1.5 et 2 m.s⁻¹ selon l'allure). Cette vitesse fournit au nageur un équilibre dynamique (l'action de pression de l'écoulement de l'eau sur le corps), qui induit une composante verticale (\vec{F}_{zd} , section 6.1.2), qui diminue le couple de redressement de l'action combinée du poids et de la force de flottaison. Ainsi, on peut supposer que lorsque le nageur rentre la main dans l'eau, il a besoin de davantage de temps pour s'allonger et préparer l'action propulsive ultérieure.

Ces résultats concernant la durée des phases sont en accord avec ceux de Maglischo *et al.* [1984], qui avaient mesuré une augmentation significative de la durée totale du trajet aquatique (de 0.95 s à 1.04 s) : diminution durant la phase de DC (de 0.27 s à 0.18 s), et augmentation durant les phases d'IN et d'UP (de 0.21 s à 0.25 s et de 0.16 s à 0.24 s respectivement), mêmes durées pour les phases de ES et EX (0.23 s et 0.05 s respectivement). Ces résultats avaient été obtenus avec une population identique à celle de la présente étude (sur 9 nageurs experts, 5 femmes, 4 hommes), mais en nage partiellement attachée.

Cependant, ces variations significatives dans la durée de chaque phase ne s'accompagnent pas de variations très importantes sur la durée totale du trajet (entre + 8 % et 18.8 % respectivement en sprint et fond, Figure 6.7) : cela s'explique par le fait que la durée de l'ES ajoutée à celle de DC est pratiquement égale en nage attachée et en nage réelle (0.74 s vs 0.78 s, 0.62 s vs 0.62 s et 0.47 s vs 0.45 s respectivement en nage réelle et en nage attachée en fond, demi-fond et sprint).

Il apparaît que l'attachement du nageur agit sur l'organisation temporelle des bras en modifiant la durée de chaque phase aquatique. Il convient d'étudier maintenant plus précisément ces modifications, par une analyse des *paramètres cinématiques d'écoulement*, qui agissent directement sur les forces hydrodynamiques.

Vitesse de la main dans le repère \mathcal{R}_0

En nage attachée et en nage réelle, le profil des courbes suit une tendance commune (Figure 6.8 c et d), avec cependant une inflexion durant la phase d'ES en nage attachée, qui correspond au moment où la main est le plus en avant de la trajectoire (Figure 6.8 d, à $t = 14$ %).

Pour les deux nages, la main rentre dans l'eau à une vitesse élevée, diminue durant l'ES puis augmente jusqu'à atteindre un maximum à la fin du trajet (Figure 6.8 c à e).

En moyenne, par phase (Figure 6.8 a et b et Figure 6.9), les vitesses sont inférieures en nage attachée durant la phase d'ES, proches durant la phase de DC, et supérieures durant les phases d'IN et UP, sauf à l'allure du fond (Figure 6.9). Cette tendance est d'autant plus vraie que l'allure de nage augmente (+15.5 % et +8.1 % entre la nage attachée et réelle, entre l'allure de sprint et de demi-fond, pour les phases d'IN et d'UP respectivement).

Accélération de la main dans le repère \mathcal{R}_0

Nous constatons, d'après la figure 6.10, que les valeurs d'accélération de la main sont toujours supérieures en nage attachée par rapport à la nage réelle. Contrairement à la nage réelle, les valeurs en nage attachée sont élevées dès l'entrée de la main dans l'eau, et le restent ensuite (autour de 20 m.s⁻², Figure 6.10 b et f). Il existe des différences significatives, en nage attachée, aux différentes allures de nage, durant toutes les phases, sauf durant l'IN : plus l'allure augmente, et plus l'accélération est importante (Figure 6.10 b).

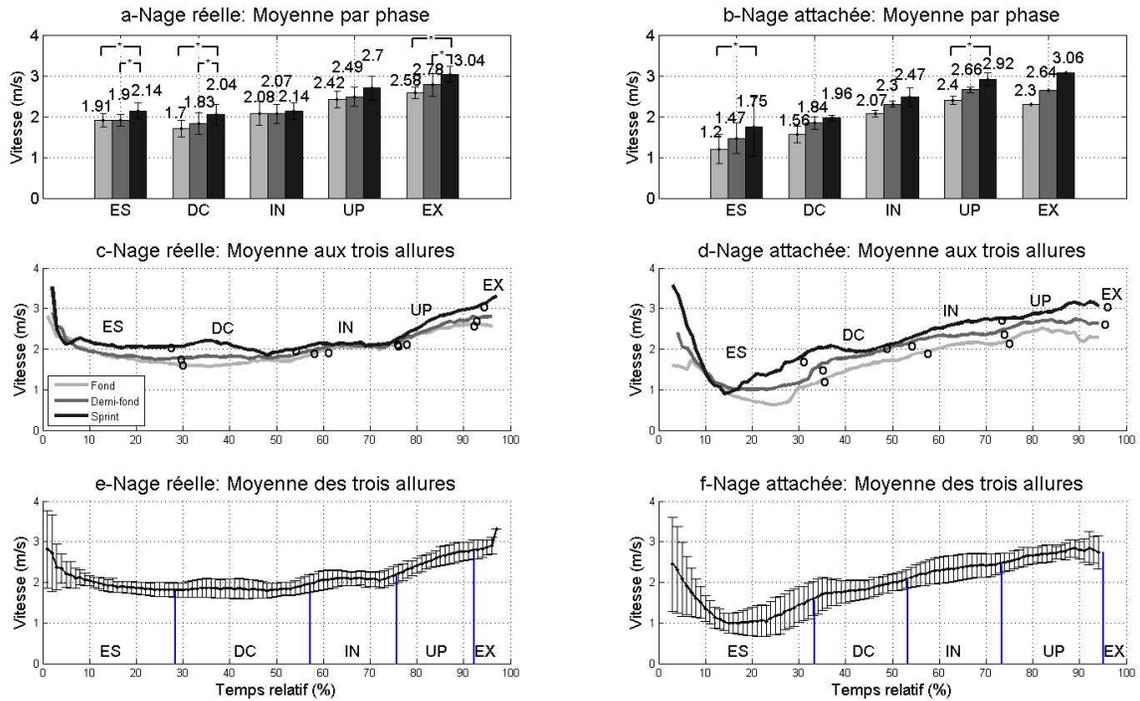


FIGURE 6.8 – Vitesse de la main dans \mathcal{R}_0 en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f). Les différences significatives entre les allures de nage sont indiquées par un *.

FIGURE 6.9 – Comparaison des moyennes de la vitesse de la main par phase, en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	1.91	1.20	-37.1	0,000*	1.90	1.47	-22.9	0.157	2.14	1.75	-18.2	0,027*
DC	1.70	1.56	-8.1	0.994	1.83	1.84	0.8	1.000	2.04	1.96	-3.8	0.997
IN	2.08	2.07	-0.4	1.000	2.07	2.30	11.3	0.863	2.14	2.47	15.5	0,019*
UP	2.42	2.40	-0.9	1.000	2.49	2.66	6.6	0.978	2.70	2.92	8.1	0.167
EX	2.58	2.30	-11.0	0.748	2.78	2.64	-4.9	0.998	3.04	3.06	0.8	1.000

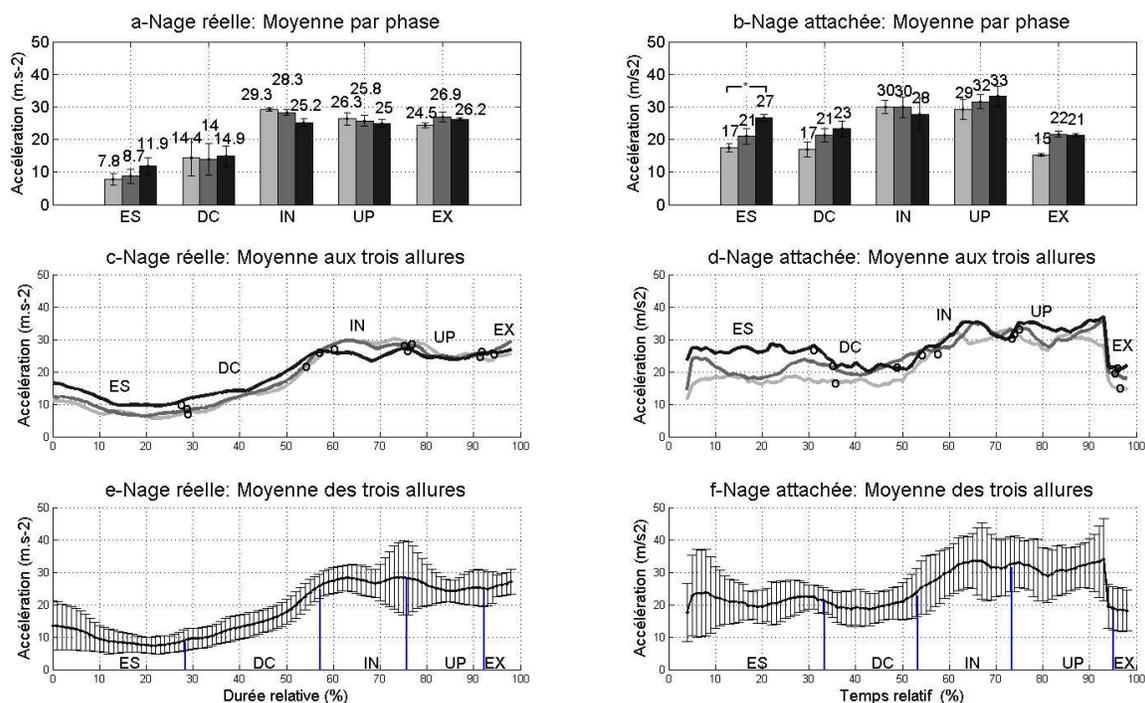


FIGURE 6.10 – Accélération de la main dans \mathcal{R}_0 en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).

Contrairement à la vitesse, il apparaît des différences significatives des valeurs d'accélération durant les phases d'ES et de DC (en sprint). Les écarts sont compris entre 18 % et 124.1 % (Figure 6.11). Ces différences sont moins importantes durant les phases d'IN et d'UP (entre 2 et 9.3 % et 11.1 et 24.8 % respectivement). L'accélération est toujours plus élevée en nage attachée qu'en nage réelle, sauf durant l'EX.

FIGURE 6.11 – Comparaison des moyennes de l'accélération de la main par phase, en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	7.8	17.5	124.1	0,017*	8.7	20.9	58.4	0,002*	11.9	26.7	55.5	0,000*
DC	14.4	17.0	18.0	0.964	14.0	21.4	34.5	0.127	14.9	23.2	35.8	0,057*
IN	29.3	30.0	2.3	1.000	28.3	29.9	5.3	1.000	25.2	27.8	9.3	0.982
UP	26.3	29.2	11.1	0.786	25.8	31.6	18.4	0.253	25.0	33.2	24.8	0.069
EX	24.5	15.3	-37.5	0.103	26.9	21.7	-24.2	0.867	26.2	21.3	-23.2	0.984

En conclusion, l'accélération de la main est donc supérieure en nage attachée par rapport à la nage réelle. Ces différences sont significatives durant les phases d'ES et de DC (en sprint), mais pas durant les phases d'IN et d'UP où seule une tendance à l'augmentation est constatée.

6.2.3 Comparaison des angles d'attaque et de sweepback

Angles d'attaque

Le profil général des valeurs des angles d'attaque, semblent de prime abord différents en nage réelle et en nage attachée (Figure 6.12 c à f). Les valeurs présentent d'ailleurs des différences significatives durant les phases d'ES et de DC (Figure 6.13).

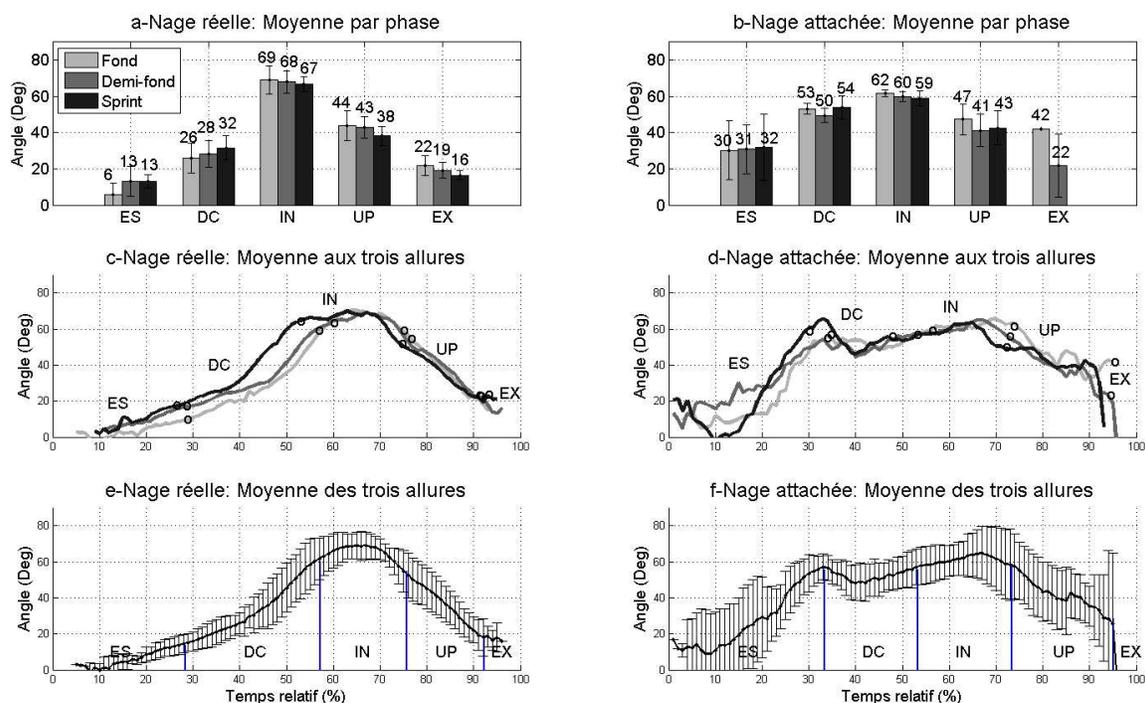


FIGURE 6.12 – Angles d'attaque, calculés à partir des mesures cinématiques de la main : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).

Cependant, durant les phases d'IN et UP, les valeurs des angles d'attaque sont, en moyenne, très proches en nage attachée et en nage réelle : 69° vs 62°, 68° vs 60° et 67° vs 59° pour l'IN respectivement en fond, demi-fond et sprint, et 44° vs 47°, 43° vs 41° et 38° vs 43° pour la phase d'UP (Figure 6.13).

FIGURE 6.13 – Comparaison des moyennes des angles d'attaque par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	6	30	405.0	0,001*	13	31	136.7	0.258	13	32	145.9	0,006*
DC	26	53	104.8	0,001*	28	50	77.0	0.146	32	54	66.5	0,005*
IN	69	62	-10.4	0.999	68	60	-11.7	1.000	67	59	-11.9	0.924
UP	44	47	7.9	0.532	43	41	-4.1	1.000	38	43	12.0	0.990
EX	22	42	90.9	0.119	19	22	14.8	1.000	16	-	-	-

En nage attachée, de la même façon qu'en nage réelle, il n'y pas de différences significatives entre les angles d'attaque, lorsque l'allure de nage change (Figure 6.12 b).

Ainsi, il n'y a pas de différences significatives dans les angles d'attaque, durant les phases d'IN et d'UP en fonction de l'allure. Ces angles sont en revanche toujours significativement supérieurs en nage attachée par rapport à la nage réelle, dans les phases d'ES et de DC.

Angles de sweepback

L'évolution des angles de sweepback suit une tendance similaire en nage attachée et en nage réelle (Figure 6.12 c à f) : l'eau arrive sur la main par le petit doigt, jusqu'à la fin du DC, puis brusquement au début de l'insweep, elle passe du petit doigt au poignet en passant par le majeur et le pouce. Il n'existe pas de différences significatives entre les angles de sweepback entre les

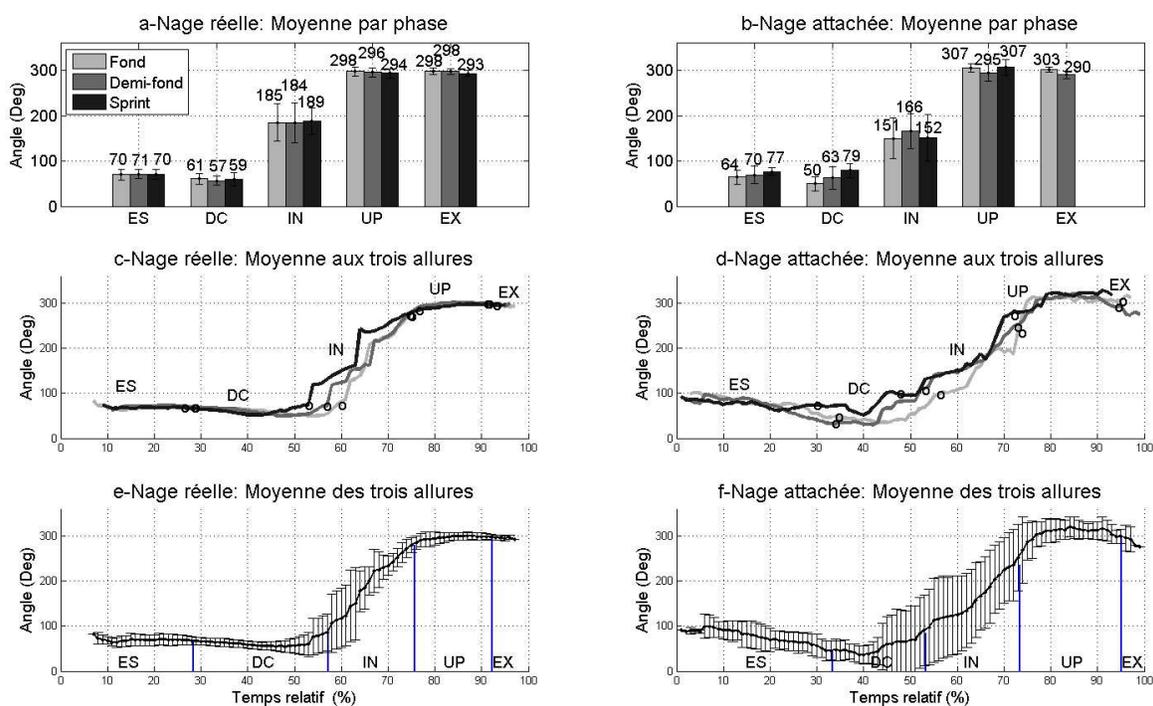


FIGURE 6.14 – Angles de sweepback, calculés à partir des mesures cinématiques de la main : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).

deux nages mis à part durant la phase d'IN à l'allure de fond (Figure 6.15).

FIGURE 6.15 – Comparaison des moyennes des angles de sweepback par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	70	64	-7.9	1.000	71	70	-2.0	1.000	70	77	9.4	1.000
DC	61	50	-18.0	1.000	57	63	9.9	1.000	59	79	34.3	0.993
IN	185	151	-18.6	0,050*	184	166	-9.7	0.781	189	152	-19.5	0.000
UP	298	307	2.8	1.000	296	295	-0.3	1.000	294	307	4.4	0.994
EX	298	303	1.6	1.000	298	290	-2.5	1.000	293	-	-	-

De la même façon qu'en nage réelle, il n'y pas de différences significatives entre les angles de sweepback, aux trois allures de nage (Figure 6.14 b).

En conclusion, la direction de l'écoulement sur la main au cours du temps, est donc proche, en nage attachée et en nage réelle. Les bords d'attaque seront sensiblement les mêmes, aux mêmes instants, durant les trajets aquatiques.

6.2.4 Comparaison de l'orientation de la main

Flexion de la main

Le profil général des valeurs de la flexion de la main semble, de prime abord, différent en nage réelle et en nage attachée (Figure 6.16 c à f). Comme pour les valeurs d'accélération et d'angle d'attaque, les valeurs sont supérieures durant les phases d'ES et de DC (Figure 6.16 b). Puis, en nage attachée, dès le début du DC (Figure 6.16 d), la flexion augmente rapidement pour se stabiliser, durant une longue période (50 % du trajet, de 40 % à 90 %), aux alentours de 100°, qui équivaut à une main proche de la perpendiculaire par rapport à l'axe d'avancement. Ainsi

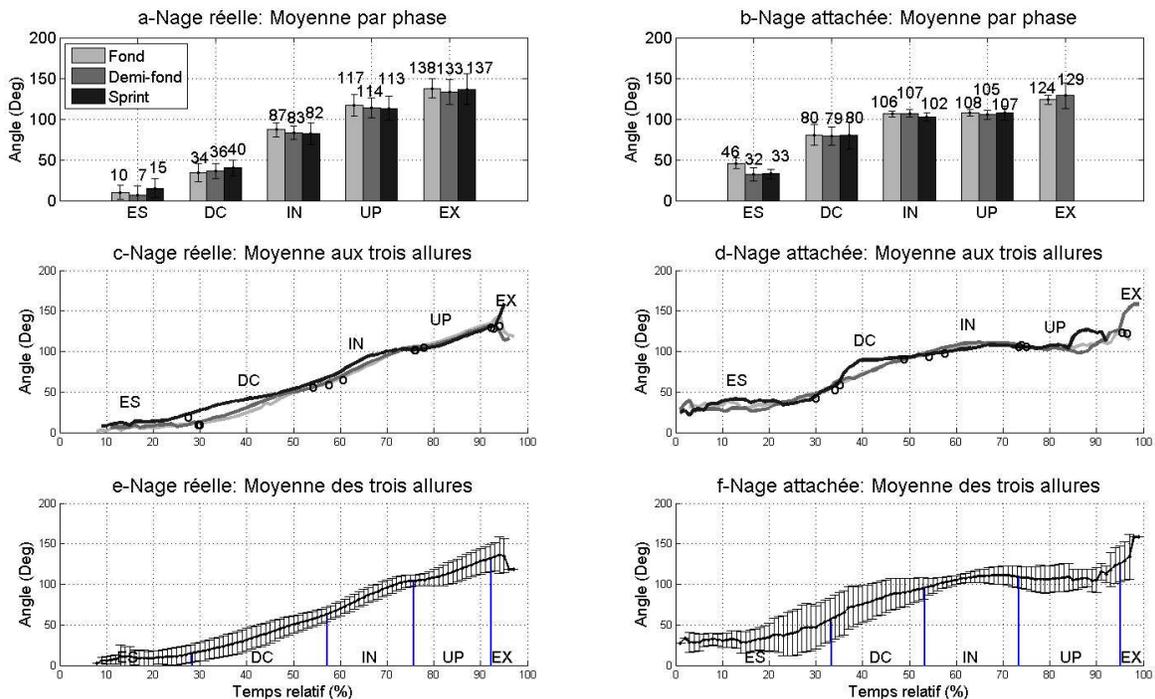


FIGURE 6.16 – Flexion de la main dans \mathcal{R}_0 : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).

la nage attachée se caractérise par une orientation de la main perpendiculaire à l'avancement, plus précocement et plus longtemps qu'en nage réelle. Il existe des différences très importantes durant l'ES et DC (entre 99.2 % et 388 %, Figure 6.17), et moins importante en IN (entre 22.1 % et 28.9 %, Figure 6.17). En revanche, les valeurs d'angles durant la phase d'UP sont très proches (entre -5.1 % et -8.1 %, Figure 6.17).

En nage attachée, de la même façon qu'en nage réelle, il n'y pas de différences significatives entre les angles de flexion, aux trois allures de nage (Figure 6.16 b).

FIGURE 6.17 – Comparaison des moyennes de la flexion de la main par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	10	46	358.6	0,000*	7	32	388.0	0.167	15	33	118.2	1.000
DC	34	80	138.9	0,000*	36	79	120.2	0,000*	40	80	99.2	1.000
IN	87	106	22.1	0.291	83	107	28.9	0.175	82	102	25.0	0.965
UP	117	108	-8.0	0.861	114	105	-8.1	0.982	113	107	-5.1	0.151
EX	138	124	-10.4	0.988	133	129	-3.2	1	137	-	-	-

Les angles de flexion en nage attachée sont donc supérieurs à la nage réelle sur la première moitié du trajet aquatique. Les nageurs, quelle que soit l'allure, orientent très tôt et pendant plus longtemps qu'en nage réelle, leur main perpendiculairement à la direction d'avancement. En conséquence, d'après les résultats du 5.4, les forces propulsives pourraient être plus importantes durant la première moitié du trajet. Cette technique semble être une adaptation à la condition statique de nage, afin d'orienter le plus tôt possible les surfaces propulsives dans la direction d'avancement.

Rotation de la main

La tendance générale de la courbe est proche en nage attachée et en nage réelle (Figure 6.18 c à f) : les angles de rotation ont des valeurs faibles, proches de 0 : la main est donc le plus souvent orientée en direction de l'axe d'avancement. En revanche, durant la nage réelle, il y a une légère

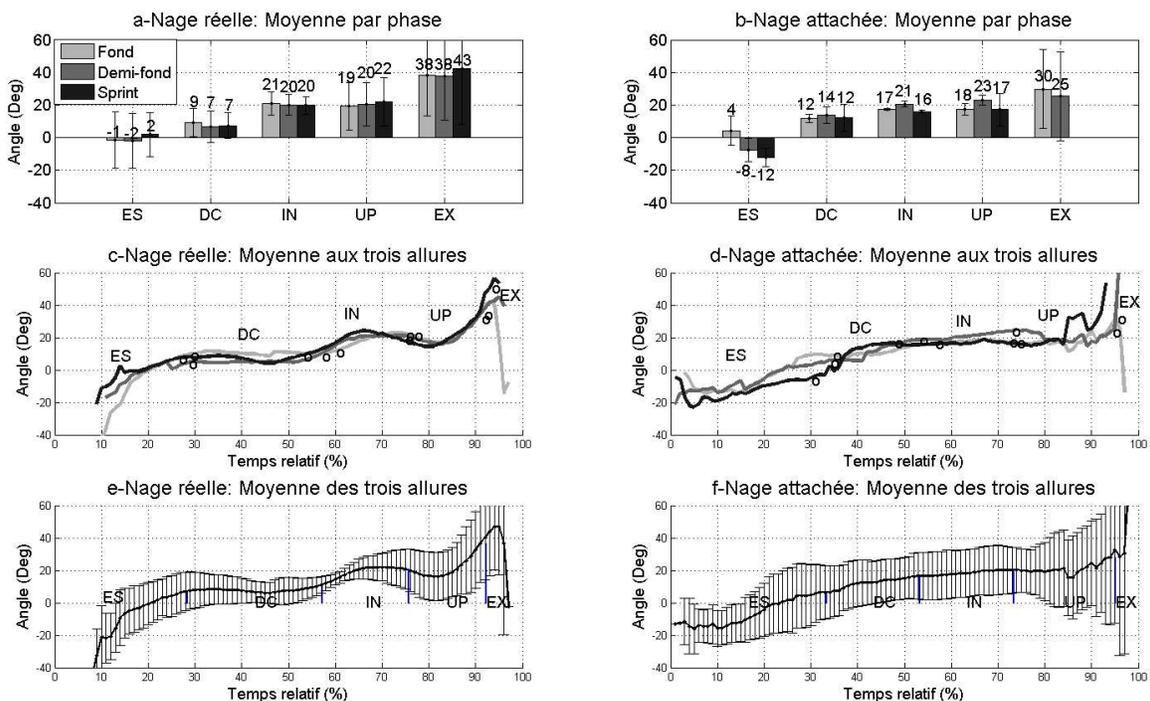


FIGURE 6.18 – Rotation de la main dans \mathcal{R}_0 : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).

inflexion durant la phase d'insweep qui oriente la paume légèrement vers l'intérieur (proche de 16°, Figure 6.18), qui ne se retrouve pas en nage attachée. L'angle reste à des valeurs proches de 20°, sans "bosse". Il existe des différences importantes en valeur relative, dans les phases d'ES et DC, mais assez peu en valeurs absolues. Dans les phases d'IN et d'UP, les différences sont comprises entre +3 % et -21.4 %, et on constate des différences significatives en sprint pour la phase d'UP entre l'allure du demi-fond et du sprint (Figure 6.19).

FIGURE 6.19 – Comparaison des moyennes de la rotation de la main par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	-1.0	4.4	-535.8	1.000	-2.0	-7.5	275.3	1.000	2.0	-12.2	950.0	0.285
DC	9.0	11.8	31.4	1.000	7.0	13.8	97.1	0.996	7.0	12.1	73.0	0.993
IN	21.0	17.4	-17.3	1.000	20.0	20.6	3.0	1.000	20.0	15.9	-20.7	0.996
UP	19.0	17.5	-7.8	1.000	20.0	23.0	14.9	1.000	22.0	17.3	-21.4	0,001*
EX	38.0	29.8	-21.5	0.9907	38.0	25.4	-33.3	0.9899	43.0	-	-	-

En nage attachée, de la même façon qu'en nage réelle, il n'y pas de différences significatives entre les angles de rotation, aux trois allures de nage (Figure 6.19).

En conclusion, il existe des écarts entre les angles de rotations entre la nage attachée et la nage réelle. Durant la phase d'insweep, où il y a une légère "inflexion" en nage réelle qui n'existe pas en nage attachée où l'angle reste presque constant au cours du temps.

Abduction de la main

Les deux courbes de l'angle d'abduction en nage réelle et nage attachée ont la même tendance (Figure 6.20 c à f) : une valeur proche de 30° à l'entrée de la main dans l'eau (bras à droite de l'axe de l'épaule), puis une diminution durant la phase d'ES et une stabilisation en DC. Puis une augmentation importante durant l'IN (mouvement de la main vers l'intérieur, un pic à 40° à t = 70 %, (Figure 6.20 c et d), puis vers l'extérieur durant l'UP.

Cependant, même si le profil général de la courbe est proche aux deux nages, nous constatons des différences significatives pour l'ensemble des phases pour chaque allure (sauf durant la phase d'ES à l'allure du fond). Les angles d'abduction sont très supérieurs durant la phase de DC (entre 100 % et 367 % de plus en nage attachée), et proche de 40 % (Figure 6.21).

En nage attachée, de la même façon qu'en nage réelle, il n'y pas de différences significatives entre les angles de rotation, aux trois allures de nage (Figure 6.20 b).

Ainsi, même si l'évolution au cours du temps de l'angle d'abduction, en nage réelle et attachée, est similaire, il existe des différences significatives de l'angle d'abduction : les valeurs sont plus importantes en nage attachée (sauf durant la phase d'UP), traduisant ainsi des trajets dans l'axe latéral plus importants.

6.2.5 Conclusion

Il existe des différences entre la nage réelle et la nage attachée : presque tous les paramètres cinématiques sont plus élevés en nage attachée qu'en nage réelle, et les différences les plus importantes ont lieu essentiellement durant les phases d'ES et de DC. Les durées de chaque

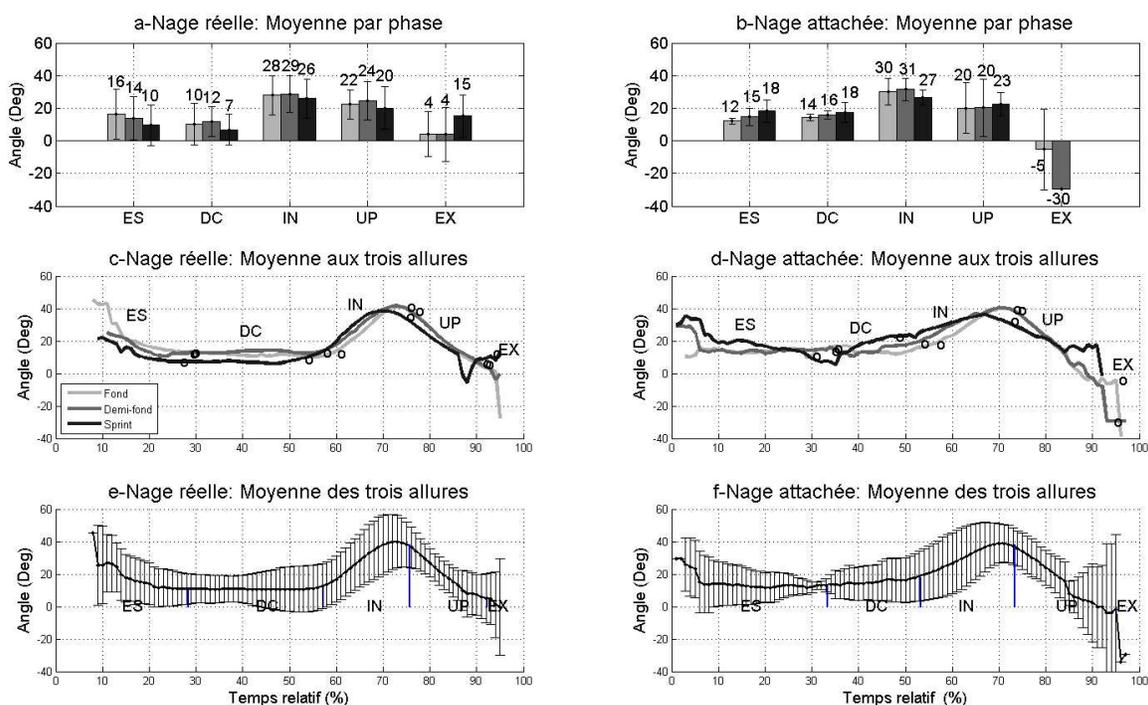


FIGURE 6.20 – Abduction de la main dans \mathcal{R}_0 : en nage réelle (a), (c), (e) et en nage attachée (b), (d), (f).

FIGURE 6.21 – Comparaison des moyennes de l'abduction de la main par phase : en nage réelle (R), et en nage attachée (A).

	Fond				Demi-fond				Sprint			
	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur	R	A	écart %	p valeur
ES	16.0	12.1	-24.5	1.000	14.0	14.7	5.0	1.000	10.0	18.2	45.1	1.000
DC	10.0	14.3	43.4	1.000	12.0	16.1	25.5	1.000	7.0	17.6	60.2	1.000
IN	28.0	30.2	7.8	1.000	29.0	31.5	7.9	1.000	26.0	26.5	2.0	1.000
UP	22.0	20.2	-8.2	1.000	24.0	20.4	-17.8	1.000	20.0	22.6	11.5	1.000
EX	4.0	-5.2	-228.9	0.9996	4.0	-29.5	113.5	0.3987	15.0	-	-	-

phase sont plus importantes en nage attachée (sauf durant la phase de DC) ce qui implique des fréquences de nage plus faibles, sans doute dues à la difficulté plus grande de s'équilibrer au début du trajet aquatique. Ces augmentations concernent essentiellement les phases d'ES et DC dont les différences sont significatives. Cela concerne dans une moindre mesure les phases d'IN et d'UP durant lesquelles il y a seulement des tendances à la hausse. La nage attachée semble donc adaptée à la mesure des forces, tout en gardant à l'esprit, au regard des résultats cinématiques, qu'elle aurait tendance à surestimer les forces propulsives par rapport au contexte de nage réelle, surtout durant la première moitié du trajet.

Cette hypothèse sera discutée dans la section 6.4, à partir de deux méthodes : dynamique inverse et simulation numérique. En outre, les résultats des forces en nage attachée seront comparés avec d'autres études de mesures d'efforts globales (Section 6.4.3).

Il convient maintenant de présenter les résultats mesurés et de les discuter au regard de la propulsion générée en nage attachée.

6.3 Mesures d'effort en nage attachée

Les résultats seront présentés et discutés pour les neuf nageurs.

6.3.1 Forces instantanées et moyennes

Les forces du câble mesurées représentent le bilan des forces hydrodynamiques propulsives produites par les segments corporels accélérés du nageur attaché dans la direction d'avancement (Eq. (6.8)). L'objectif est de comparer les résultats aux différentes fréquences de nage, qui sont représentatives des allures de fond, de demi-fond et de sprint.

Analyse instantanée des forces mesurées

- Analyse des signaux de forces aux trois allures de nage

Les signaux de forces, sur la figure 6.22, correspondent à la force mesurée par la balance durant 10 coups de bras, pour le nageur S1. Les résultats présentés sur cette figure sont représentatifs des mesures effectuées sur les autres nageurs.

D'après cette figure, à l'allure du fond, le signal revient plus souvent à zéro que pour les autres allures. Cela indique un relâchement du câble, qui est dû à une fréquence de bras faible (34.5 cycle/min pour ce nageur), donc un temps long entre deux coups de bras. Lorsque la fréquence de bras augmente, le câble reste plus souvent tendu et le signal revient très peu à zéro.

Cette constatation peut alors être quantifiée en calculant la durée, pour chaque nageur, des périodes durant lesquelles le signal mesuré est égale à zéro. Ces résultats sont résumés dans la figure 6.23. Ainsi il apparaît que plus le nageur diminue sa fréquence de nage et plus il y a de périodes durant lesquelles la force mesurée est égale à 0 : 2.8 s, 1.5 s et 0 s respectivement en fond, demi-fond et sprint. Cette tendance est validée pour l'ensemble des nageurs (Figure 6.23 a) : plus la fréquence de nage augmente, et plus la durée des phases durant lesquelles la force du câble est égale à zéro est petite (3 s, 1.6 s, 0.7 s respectivement en fond, demi-fond et sprint). On

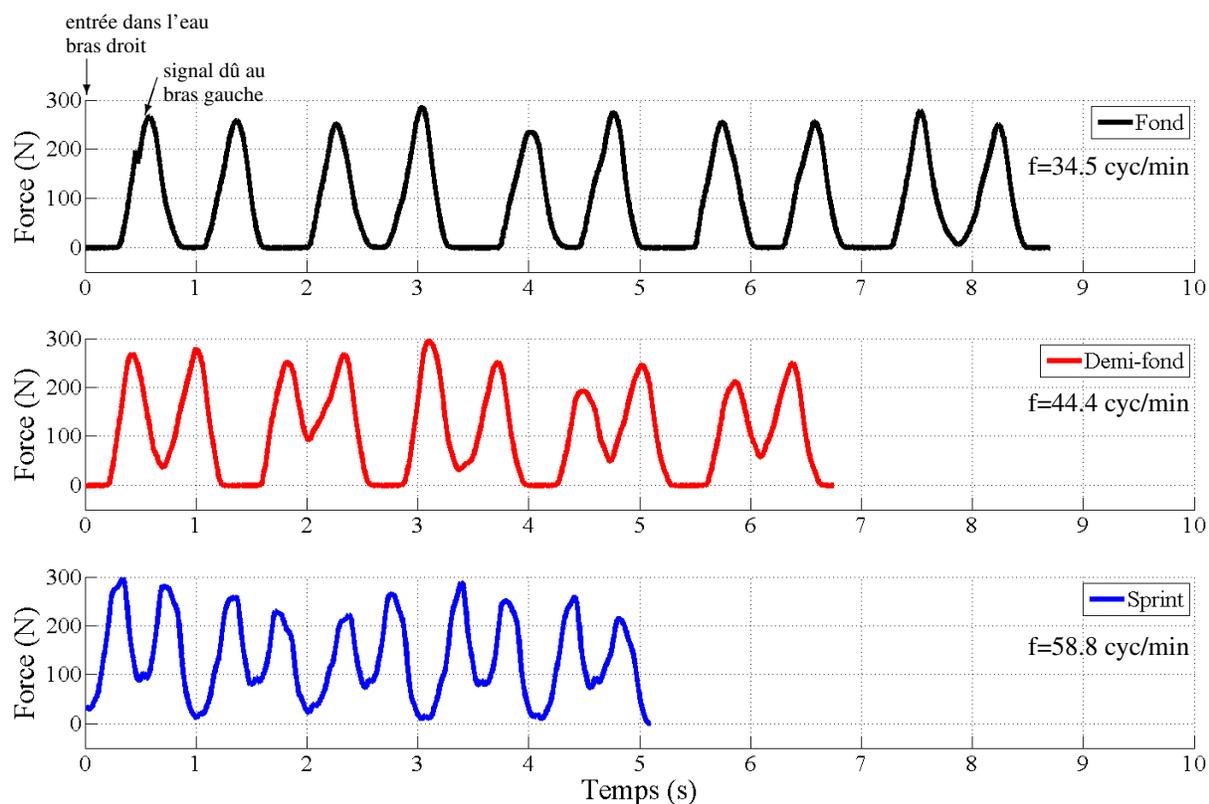


FIGURE 6.22 – Résultats de la force enregistrés par la balance dynamométrique, pour le nageur (S1) durant 10 coups de bras en nage attachée, aux trois allures de nage. La mesure commence, pour tous les nageurs, lorsque le bras droit rentre dans l'eau (à $t = 0$ s), mais le premier pic de force est généré par le bras gauche qui produit sa phase propulsive à cet instant.

RM %				(a) Durée où $F \approx 0$ (s)			(b) Durée où $F \neq 0$ (s)			(c) Durée totale (s)			(d) SF (cycle/min)		
				Fond	Demi-fond	Sprint	Fond	Demi-fond	Sprint	Fond	Demi-fond	Sprint	Fond	Demi-fond	Sprint
S1	M	E	86.2	2.8	1.5	0.0	5.9	5.3	5.1	8.7	6.8	5.1	34.5	44.4	58.8
S2	F	E	78.8	3.8	2.8	0.9	6.6	5.9	5.7	10.4	8.6	6.6	28.9	34.9	45.5
S3	F	E	82.5	4.8	1.3	0.6	6.9	6.0	6.0	11.6	7.3	6.6	25.9	41.1	45.5
S4	F	E	80.2	2.7	1.6	0.5	6.0	5.3	5.8	8.7	6.9	6.3	34.7	43.5	47.9
S5	F	E	86.1	0.6	0.1	0.0	6.6	6.3	5.4	7.2	6.4	5.4	42.0	46.9	56.1
S6	M	E	82.3	3.2	2.6	2.1	5.7	5.3	4.6	8.9	7.9	6.7	33.7	38.0	44.8
S7	F	E	86.7	3.7	2.8	1.5	5.1	4.7	5.1	8.8	7.5	6.6	34.1	40.0	45.5
S8	M	E	90.2	2.6	0.0	0.0	7.5	7.2	6.1	10.1	7.2	6.1	29.7	41.7	49.2
S9	M	NE	61.1	2.8	2.1	1.0	6.9	6.4	5.9	9.7	8.5	6.9	30.9	35.3	43.5
Moyenne				3.0	1.6	0.7	6.3	5.8	5.5	9.3	7.5	6.2	32.7	40.6	48.5
Ecart type				0.8	0.8	0.6	0.6	0.6	0.4	1.0	0.6	0.5	3.4	3.2	4.1

FIGURE 6.23 – Moyennes des durées du signal de force F_{cable}^M : (a) lorsque $F = 0$; (b) : $F \neq 0$; (c) : durée totale ; (d) : fréquence de nage. Moyenne calculée à partir de 10 coups de bras, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage, en nage attachée. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.

constate également que la durée durant laquelle le nageur génère des forces propulsives diminue lorsque l'allure augmente, mais dans des proportions moins importantes : 6.3 s, 5.8 s, et 5.5 s respectivement en en fond, demi-fond et sprint (Figure 6.23 b). Ainsi les durées effectives durant lesquelles le nageur produit des forces augmente assez peu lorsque la fréquence de bras diminue.

- Analyse des signaux de force en fonction des trajets aquatiques des bras

La figure 6.24 représente le signal de force du nageur S6. Ce changement de sujet s'explique par le fait que celui-ci était le nageur participant à la session appliquée du 33^{ème} congrès de l'ISBS [Samson *et al.*, 2015a]. Les résultats ont servi de support à la session appliquée, et nous les reprenons dans le cadre de cette étude. Les différentes phases du trajet du bras droit (ES, DC, IN, UP et EX), mais aussi les entrées et sorties de l'eau du bras gauche, sont indiquées sur la figure. Ce signal est représentatif des mesures effectuées sur les autres nageurs.

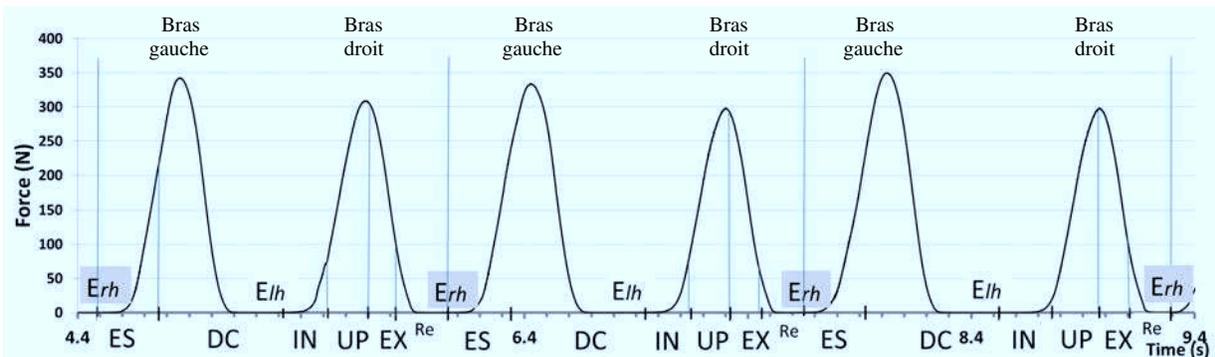


FIGURE 6.24 – Signal de $F(t)_{cable}$ mesuré pour le nageur S6 pendant 3 cycles de bras (3e, 4e et 5e) à l'allure de demi-fond. Erh définit l'entrée de la main droite dans l'eau ; Elh : l'entrée de la main gauche. ES, DC, IN, UP, EX et Re sont les différentes phases aquatiques du bras droit [Samson *et al.*, 2015a].

D'après la figure 6.24, nous constatons qu'il existe une grande corrélation entre les pics de force et les trajets aquatiques des bras. Chaque pic débute environ 0.1 s après le début de la phase d'IN. Les pics de forces sont donc essentiellement dus aux accélérations des bras, avec cependant une contribution des jambes. Il existe cependant un décalage temporel entre le signal de force et le trajet, dû à la déformation du baudrier. En effet, lorsqu'un bras termine son action propulsive (lorsqu'il sort de l'eau), le câble n'est plus en tension. Puis lorsque le bras opposé débute sa phase propulsive, le câble se remet en tension. Cette mise en tension peut entraîner une contrainte qui provoque un pic dans la mesure de force. En outre, la déformation du système de fixation sur le nageur (ceinture) amplifie cette mise en tension par la déformation de la ceinture et le déplacement du nageur par rapport à cette ceinture. La rigidité de la ceinture, ainsi que la fixation de la ceinture sur le corps faite avec des bandes adhésives limite toutefois cette déformation. Cet ensemble peut alors être assimilé à un ressort non linéaire qui engendre un amortissement et un déphasage dans la mesure des forces, entre le moment où les forces sont produites et celui où elles sont mesurées. Ce déphasage, au regard du signal et des phases du trajet (Figure 6.24) peut être estimé à 0.15 s. Cet amortissement et ce déphasage perturbent donc l'analyse temporelle

entre le trajet aquatique et le signal de force enregistré. Par ailleurs, la cinématique précise du bras opposé du nageur n'a pas été mesurée.

- Conclusion

Ainsi, d'après l'équation (6.1), nous n'avons pas tous les éléments pour mener une analyse instantanée cinématique-dynamique puisque nous ne possédons pas la cinématique précise de l'ensemble des segments du nageur. En revanche, la relation basée sur une moyenne de cycle (Eq. (6.6)), va nous permettre une analyse comparative des résultats aux trois allures de nage.

6.3.2 Force et fréquence de nage

Analyse de la force moyenne F_{cable}^M et de la force maximale $F_{cable-max}^M$

Il apparaît, d'après la figure 6.25 (a), que plus la fréquence de nage augmente et plus la force moyenne (F_{cable}^M) augmente : 66.8 ± 4.6 N, 89.2 ± 5.1 N et 105.1 ± 8 N, respectivement en fond, demi-fond et sprint.

				a - F_{cable}^M (N)						b - $F_{cable-max}^M$ (N)					
RM				Fond		Demi-fond		Sprint		Fond		Demi-fond		Sprint	
%				Moyenne	E-t	Moyenne	E-t	Moyenne	E-t	Moyenne	E-t	Moyenne	E-t	Moyenne	E-t
S1	M	E	86.2	80.9	2.7	105.2	9.4	135.2	9.7	260.1	12.1	250.5	20.8	256.1	21.7
S2	F	E	78.8	36.2	2.4	48.3	2.0	63.2	3.7	124.9	10.1	165.1	11.3	187.4	16.0
S3	F	E	82.5	43.0	3.6	71.2	4.5	82.7	5.4	130.3	13.2	200.8	14.6	206.2	21.3
S4	F	E	80.2	54.7	4.0	80.3	5.5	92.5	11.9	170.5	18.3	228.2	14.2	201.4	22.0
S5	F	E	86.1	78.5	7.7	87.8	6.6	105.0	11.6	195.6	16.0	182.5	15.8	152.8	14.4
S6	M	E	82.3	84.3	6.3	98.0	4.9	114.3	9.7	292.4	19.2	323.3	13.4	329.3	26.5
S7	F	E	86.7	86.9	4.4	108.5	2.9	119.9	4.4	324.6	21.8	334.3	17.2	291.8	16.4
S8	M	E	90.2	70.2	5.5	114.2	5.2	128.2	7.1	183.3	33.4	208.6	32.8	232.8	18.6
S9	M	NE	61.1	63.8	3.5	80.2	6.6	106.9	5.3	221.3	30.6	245.5	28.5	285.5	23.8
Moyenne				66.8	4.6	89.2	5.1	105.1	8.0	210.2	18.0	236.7	17.5	232.2	19.6

FIGURE 6.25 – Forces moyennes (a - F_{cable}^M) et forces maximales moyennes sur 10 coups de bras (b - $F_{cable-max}^M$), pour les neuf nageurs aux trois allures de nage, en nage attachée. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.

Analyse de la force moyenne (F_{cable}^M)

Cette tendance est vérifiée pour tous les nageurs, qu'ils soient experts (S1 à S8) ou non expert (S9) (Figure 6.26 a).

Donc, plus le nageur augmente sa fréquence de nage, et plus il crée, en moyenne, de forces propulsives. Forces et fréquences sont très corrélées pour chaque nageur (Figure 6.26 b) et une tendance est constatée lorsque l'on compare l'ensemble des résultats (Figure 6.26 a). Ces résultats sont en accord avec ceux de Akis et Orcan [2004].

Analyse de la force maximale moyenne ($F_{cable-max}^M$)

Nous constatons qu'il n'en est pas de même pour les valeurs de la force maximale moyenne $F_{cable-max}^M$. Il apparaît que, si en moyenne, $F_{cable-max}^M$ augmente de l'allure de fond à celle de

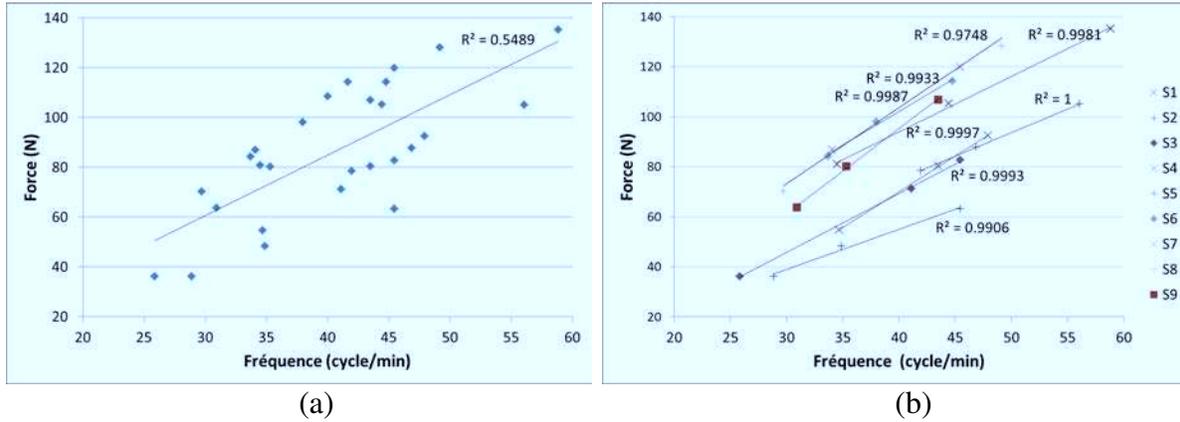


FIGURE 6.26 – Forces moyennes F_{cable}^M en fonction des fréquences de nage pour les 9 nageurs aux trois allures de nage, en nage attachée : (a) : corrélation calculée pour l'ensemble des nageurs ; (b) : corrélation pour chaque nageur.

demi-fond (210.2 N à 236.7 N, Figure 6.25 b), il n'en est pas de même entre le demi-fond et le sprint (236.7 N à 232.2 N, Figure 6.25 b). Certains nageurs ont même tendance à produire des $F_{cable-max}^M$ moins importantes lorsque l'allure augmente (S1, S4, S5 et S7). Ainsi la force maximale moyenne n'est pas un paramètre permettant de caractériser une allure de nage. Ces résultats sont en accord avec ceux de Yeater *et al.* [1981] et de Dopsaj *et al.* [2000].

Afin de mieux comprendre les différences entre les moyennes des forces propulsives aux trois allures, la période de chaque trajet aquatique est décomposée en une partie nommée $T_{F=0}$ durant laquelle la force propulsive est nulle, et une autre période $T_{F \neq 0}$ durant laquelle les forces propulsives sont différentes de 0. La somme des deux périodes est égale à T . Calculons alors la force propulsive moyenne, produite à chaque allure, lorsque $F \neq 0$. Cela correspond le plus souvent au moment où la main est la plus en avant de la trajectoire.

$$T = T_{F=0} + T_{F \neq 0} \quad (6.11)$$

$$F_{prop}^M = \frac{1}{T} \left[\underbrace{(T_{F=0}) \cdot (F_{=0}^M)}_{\approx 0} + (T_{F \neq 0}) \cdot (F_{\neq 0}^M) \right] \quad (6.12)$$

Soit,

$$F_{\neq 0}^M = \frac{T \cdot F_{prop}^M}{T_{F \neq 0}} \quad (6.13)$$

Ainsi, d'après l'éq. (6.13), et avec ${}^F T_{F=0} = 3 \text{ s}$ (Fond), ${}^{DF} T_{F=0} = 1.6 \text{ s}$ (Demi-fond), ${}^S T_{F=0} = 0.7 \text{ s}$ (Sprint) et ${}^F T_{F \neq 0} = 6.3 \text{ s}$, ${}^{DF} T_{F \neq 0} = 5.8 \text{ s}$, ${}^S T_{F \neq 0} = 5.5 \text{ s}$ (Figure 6.23), nous trouvons :

$${}^F F_{\neq 0}^M = 98.6 \text{ N} ; {}^{DF} F_{\neq 0}^M = 115.3 \text{ N} ; {}^S F_{\neq 0}^M = 118.5 \text{ N},$$

L'écart entre ${}^F F_{\neq 0}^M$ et ${}^{DF} F_{\neq 0}^M$ est de 18 %, et de 2.6 % entre ${}^{DF} F_{\neq 0}^M$ et ${}^S F_{\neq 0}^M$.

Lorsque $F \neq 0$, les forces propulsives sont alors très proches en demi-fond et en sprint. En revanche, elles sont moins proches (18 %) entre l'allure du fond et celle du demi-fond.

- Conclusion

Ainsi il apparaît que, en nage attachée, plus la fréquence de bras augmente et plus la force propulsive moyenne augmente. Cependant, les durées des phases propulsives et non propulsives jouent un rôle important dans les valeurs moyennes des forces. Ainsi, lorsque l'on compare uniquement les moyennes des forces lors des parties propulsives du trajet (à partir du moment où la main est la plus en avant de la trajectoire), on constate que les forces générées sont très proches en demi-fond et en sprint. En revanche, il subsiste un écart entre l'allure du fond et celle du demi-fond.

6.3.3 Force et niveau d'expertise des nageurs

Plusieurs études ont montré que F_{cable}^M permettait d'évaluer le niveau d'expertise des nageurs [Dopsaj *et al.*, 2003; Filho et Denadai, 2008; Keskinen, 1997; Morouço *et al.*, 2011; Yeater *et al.*, 1981]. Cependant ces études ont uniquement été réalisées à partir de nageurs experts. Il est alors pertinent de vérifier la validité de ces résultats sur un panel plus large de nageurs afin d'estimer s'il permet effectivement d'évaluer l'expertise d'un nageur quel que soit son niveau. Les résultats de F_{cable}^M sont alors présentés en fonction de l'expertise des nageurs, qui est évaluée à partir des vitesses des nageurs obtenues en compétition (Figure 6.5).

Forces moyennes F_{cable}^M et niveau d'expertise des nageurs

Afin de pouvoir comparer et discuter nos résultats par rapport à ces études, les résultats seront présentés selon deux niveaux : les nageurs experts (S1 à S8), puis avec un nageur non expert (S9).

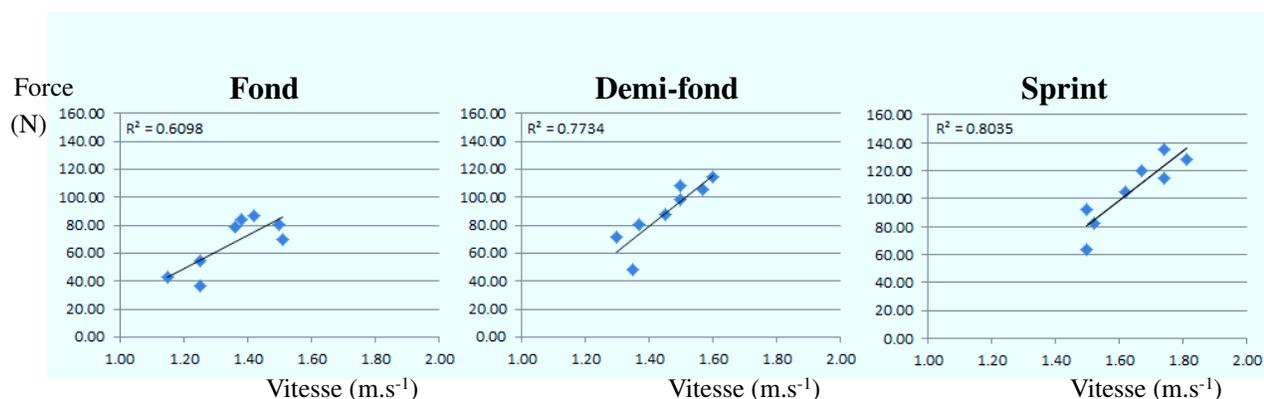


FIGURE 6.27 – Forces moyennes par coup de bras F_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour les huit nageurs experts.

D'après la figure 6.27, nous constatons qu'il existe une tendance à la corrélation (respectivement 0.61, 0.77 et 0.80 en fond, demi-fond et sprint), de la F_{cable}^M en fonction des vitesses de nage des nageurs experts. Cela semble montrer que plus le nageur est expert, et plus il est capable de générer des forces moyennes importantes par coup de bras. Ces résultats sont en accord avec ceux établis par Yeater *et al.* [1981].

Afin de savoir si cette tendance est aussi vérifiée pour des nageurs d'autres niveaux, les résultats d'un nageur non expert (entourés d'un cercle rouge sur la figure) sont ajoutés aux précédents.

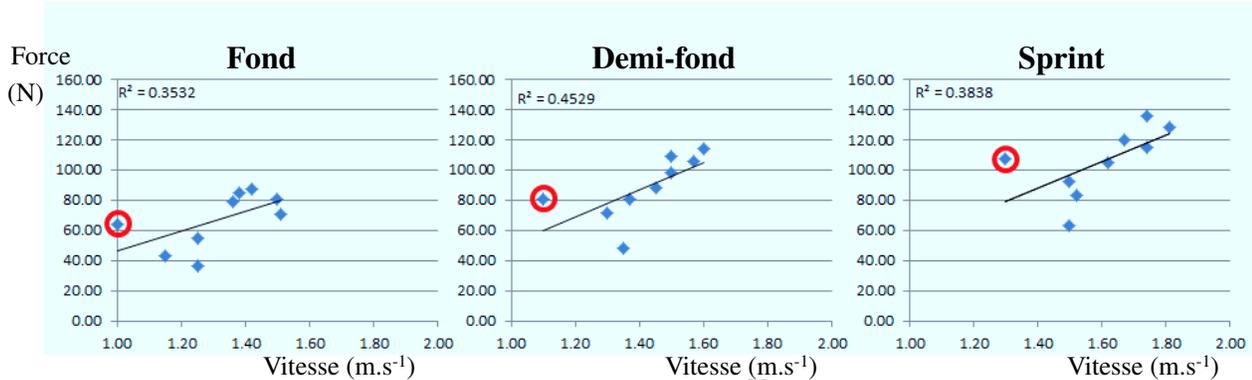


FIGURE 6.28 – Forces moyennes par coup de bras F_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour tous les nageurs. Les résultats du nageur non expert sont entourés d'un cercle rouge.

D'après la figure 6.25 (a), nous constatons que le nageur non expert (S9) génère des forces moyennes (63.8 ± 3.5 N, 80.2 ± 6.6 N, 106.9 ± 5.3 N respectivement en fond, demi-fond et sprint) qui sont proches de la moyenne des nageurs experts : 66.8 ± 4.6 N, 89.2 ± 5.1 N, 105.1 ± 8 N (Figure 6.25 a). Cependant sa vitesse de nage est très inférieure (Figure 6.28). Ainsi, la corrélation entre les forces moyennes et le niveau d'expertise est beaucoup moins affirmée ($R^2 = 0.35$, 0.45 et 0.38 respectivement en fond, demi-fond et sprint, Figure 6.28).

F_{cable}^M n'apparaît donc pas comme un paramètre pertinent pour évaluer l'expertise de tous les nageurs quels que soient leurs niveaux. Il convient maintenant d'en expliquer les raisons et d'étudier si un autre paramètre mécanique permettrait d'évaluer plus précisément le niveau d'expertise. Pour expliquer cette faible corrélation, la première hypothèse s'appuie sur le principe fondamental de la dynamique : la force mesurée est liée à la quantité d'accélération du centre de gravité du nageur (Eq. 1.1). À accélération égale du centre de gravité, plus la masse du nageur est importante et plus la force générée est importante. Comme il n'existe pas de corrélation entre la masse d'un nageur et son expertise, la masse serait l'élément permettant d'expliquer la faible corrélation entre le niveau et les forces mesurées. Il est alors proposé de diviser F_{cable}^M par la masse de chaque nageur (Equation (6.1)).

Forces moyennes divisées par la masse du nageur

Les résultats sont présentés à partir de deux graphiques : en haut les nageurs experts, en bas tous les nageurs.

Il apparaît, d'après la figure 6.29, autant pour les nageurs experts que non expert, que la corrélation est faible (entre 0.2 et 0.4, sauf pour l'allure de fond dont la corrélation est égale à 0.65). F_{cable}^M divisée par la masse du nageur n'est donc pas un paramètre pertinent pour évaluer le niveau d'expertise aux trois allures de nage. Ces résultats sont en accord avec ceux de Yeater *et al.* [1981], obtenus sur 17 nageurs experts.

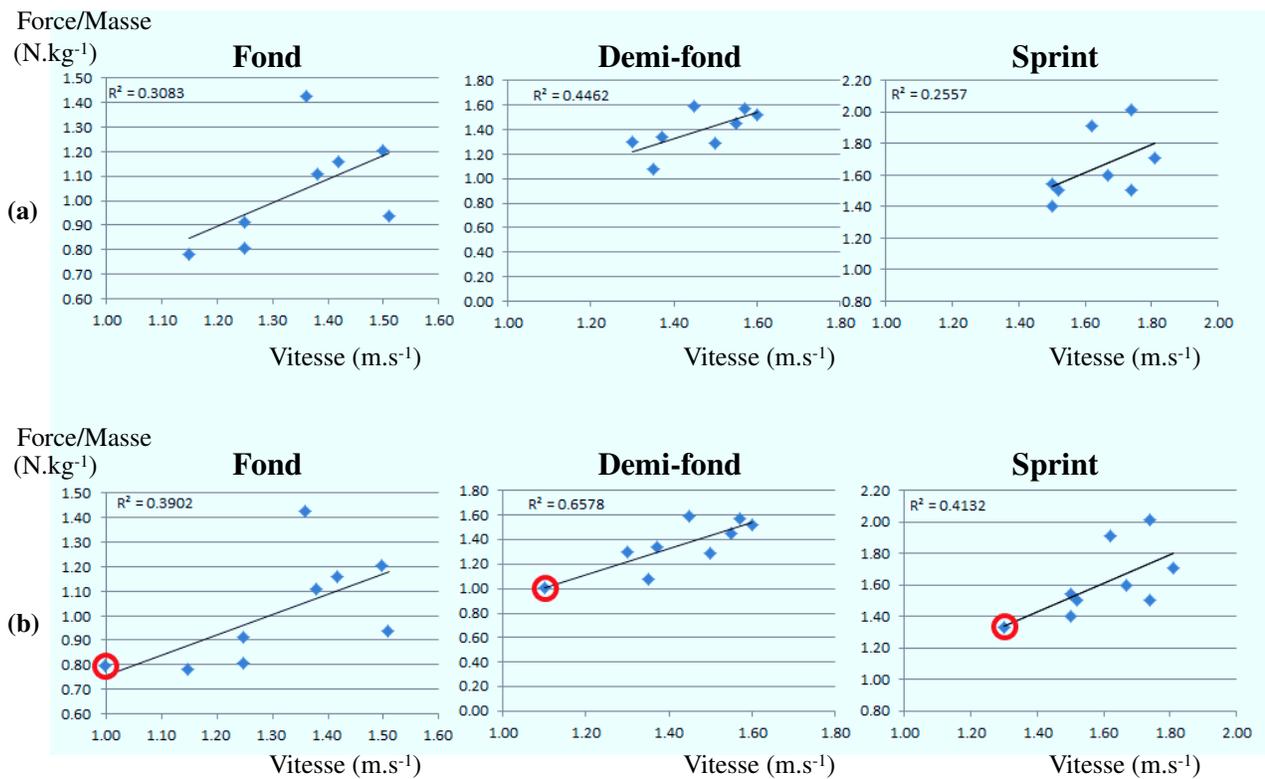


FIGURE 6.29 – Forces moyennes par coup de bras, divisées par la masse de chaque nageur, aux trois allures de nage, en fonction de la vitesse de nage établie en compétition : (a) pour les huit nageurs experts, (b) pour les nageurs experts et non expert. Les résultats du nageur non expert sont entourés d'un cercle rouge.

Une autre hypothèse explicative peut alors être avancée qui s'appuie sur la durée d'application des forces propulsives sur le nageur. Le calcul de F_{cable}^M ne prend pas en compte la durée durant laquelle les forces sont appliquées. En effet, d'après l'éq. (6.3), F_{cable}^{cycle} est la somme des $F(t)_{cable}$ divisée par la période d'un cycle de bras T . Or la durée d'application de ces forces joue un rôle majeur dans la propulsion puisque la variation de quantité de mouvement du nageur est égale au produit des forces propulsives par la durée d'application (nous le démontrerons dans la suite du raisonnement). Ainsi, deux nageurs peuvent avoir des moyennes de force identiques, mais avec des durées d'application différentes. Il s'agit maintenant de prendre en compte cette durée d'application pour analyser si elle permet davantage que la force d'évaluer l'expertise de tous les nageurs, quels que soient leurs niveaux.

6.3.4 Impulsion de force et niveau d'expertise des nageurs

Compte tenu de la réflexion précédente, il est fait le choix de porter maintenant l'analyse sur la notion d'impulsion mécanique afin de prendre dorénavant en compte la durée d'application des forces dans l'étude de corrélation entre le niveau d'expertise et les forces mesurées.

Définition de l'impulsion mécanique

L'impulsion mécanique est définie comme l'action de l'ensemble des forces extérieures agissant sur le nageur, intégré sur un intervalle de temps. Cette quantité peut se définir à partir de l'équation (6.1) :

$$F_{prop}(t) - F_{cable}(t) = Ma_{xG}(t) = m \frac{dV_{xG}(t)}{dt} \quad (6.14)$$

Si nous intégrons cette équation sur une durée $T = [t_i; t_f]$ correspondant à un cycle de bras (avec t_i et t_f instants de l'entrée de la main droite dans l'eau), nous obtenons :

$$\begin{aligned} \underbrace{\int_{t_i}^{t_f} F_{prop}(t) dt}_{I_{prop}^{cycle}} - \underbrace{\int_{t_i}^{t_f} F_{cable}(t) dt}_{I_{cable}^{cycle}} &= \int_{t_i}^{t_f} ma_{xG}(t) dt = m \int_{t_i}^{t_f} \frac{dV_{xG}(t)}{dt} dt \\ &= m \int_{V_i}^{V_f} dV_{xG}(t) \\ &= m \underbrace{[V_{xG}(t_f) - V_{xG}(t_i)]}_{\Delta P_{xG}^{cycle}} \end{aligned} \quad (6.15)$$

Ainsi, l'impulsion propulsive moins l'impulsion créée par le câble est égale à la variation de quantité de mouvement globale du nageur (ΔP_{xG}^{cycle}) sur cette même durée, dans la direction X_0 .

I_{prop}^{cycle} : Impulsion propulsive générée par les segments accélérés, sur un cycle de bras.

I_{cable}^{cycle} : Impulsion calculée à partir des forces mesurées par la balance, sur un cycle de bras.

$\Delta P_{x_G}^{cycle}$: Variation de quantité de mouvement du nageur entre les instants t_i et t_f , dans la direction X_0 , sur un cycle de bras. Cette variation de quantité de mouvement peut se décomposer en une partie positive $\Delta P_{x_G-prop}^{cycle}$ obtenue sous l'action des forces propulsives, et une partie négative $\Delta P_{x_G-resist}^{cycle}$ obtenue sous l'action des forces résistives (essentiellement le câble ici).

$$\Delta P_{x_G}^{cycle} = \Delta P_{x_G-prop}^{cycle} + \Delta P_{x_G-resist}^{cycle} \quad (6.16)$$

En retenant l'hypothèse que, en nage attachée, la vitesse du centre de gravité au début du cycle est égale à celle de la fin du cycle, nous pouvons conclure que la variation de quantité de mouvement $\Delta P_{x_G}^{cycle}$ est égale à 0.

Ainsi, l'équation (6.15) peut s'écrire :

$$\underbrace{\int_{t_i}^{t_f} F_{prop}(t) dt}_{I_{prop}^{cycle}} - \underbrace{\int_{t_i}^{t_f} F_{cable}(t) dt}_{I_{cable}^{cycle}} = 0 \quad (6.17)$$

Soit :

$$I_{prop}^{cycle} = I_{cable}^{cycle} \quad (6.18)$$

L'impulsion moyenne mesurée par cycle de bras peut donc être considérée comme égale à l'impulsion générée par les forces hydrodynamiques créées par tous les segments accélérés du nageur. Et ainsi nous pouvons écrire, en nous appuyant sur le même raisonnement que celui utilisé pour les forces :

$$I_{prop}^M = I_{cable}^M \quad (6.19)$$

L'impulsion propulsive moyenne par coup de bras, calculée sur 10 coups de bras, est égale à l'impulsion moyenne de F_{cable} .

Analyse de l'impulsion mécanique propulsive moyenne

Les résultats sont donnés pour les neufs nageurs (Figure 6.30).

Afin de discuter de la corrélation entre I_{cable}^M et le niveau d'expertise des nageurs, nous procédons avec la même méthodologie qu'avec F_{cable}^M , en calculant la corrélation entre les nageurs experts, puis avec l'ensemble des nageurs experts et non expert.

Il apparaît, d'après la figure 6.30, qu'il existe une différence entre l'impulsion moyenne à l'allure du fond et celle du demi-fond (respectivement 59.1 ± 4.1 N.s et 64.4 ± 3.6 N.s, soit une différence de 9 %). En revanche, il n'y a pas de différence entre l'impulsion propulsive moyenne (assimilée à I_{cable}^M , d'après l'éq. 6.18) générée en demi-fond et en sprint (respectivement 64.4 ± 3.6 N.s et 64.4 ± 4.8 N.s). Cela indique que les nageurs, en demi-fond et en sprint, génèrent les mêmes impulsions propulsives moyennes par coup de bras.

L'impulsion propulsive moyenne générée par coup de bras serait égale à la variation de quantité de mouvement moyenne du nageur, qui est égale à la variation moyenne de la vitesse du centre de gravité multipliée par sa masse, entre l'entrée de la main dans l'eau jusqu'à sa sortie. Ainsi, en demi-fond et en sprint, l'action simultanée des bras et des jambes crée des impulsions

				RM %	Fond		Demi-fond		Sprint	
					Moyenne (N.s)	E-t	Moyenne (N.s)	E-t	Moyenne (N.s)	E-t
S1	M	E	86.2	70.3	2.4	70.9	6.4	68.9	5.0	
S2	F	E	78.8	37.6	2.5	41.6	1.7	42.2	2.4	
S3	F	E	82.5	41.6	4.2	51.9	3.3	54.6	3.6	
S4	F	E	80.2	47.3	3.5	55.5	3.8	57.9	7.5	
S5	F	E	86.1	56.1	5.5	56.0	4.2	56.1	6.2	
S6	M	E	82.3	74.1	5.6	78.3	3.9	77.1	6.5	
S7	F	E	86.7	75.6	3.9	82.0	2.1	79.1	2.9	
S8	M	E	90.2	70.4	5.5	78.6	3.7	79.6	4.3	
S9	M	NE	61.1	61.8	3.4	68.1	5.6	73.8	3.6	
Moyenne				59.1	4.1	64.4	3.6	64.4	4.8	

FIGURE 6.30 – Impulsion propulsive moyenne I_{cable}^M , sur dix coups de bras, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.

égales, qui engendrent des variations de quantité de mouvement égales, et donc des variations de vitesse du centre de gravité qui sont égales. Cela est différent entre l'allure du fond et celle du demi-fond puisque l'impulsion est inférieure de 9 % à chaque coup de bras. Ces impulsions propulsives sont directement dépendantes de l'accélération des différents segments corporels (Eq. (6.1)).

Analysons maintenant la corrélation entre l'impulsion mécanique propulsive et le niveau d'expertise des nageurs.

- Impulsion mécanique propulsive et vitesse de nage des nageurs experts

La figure 6.31, permet de constater qu'il existe pour les nageurs experts, une tendance à la corrélation ($R^2 = 0.74$, 0.76 et 0.74 respectivement en fond, demi-fond et sprint) entre l'impulsion propulsive et le niveau des nageurs.

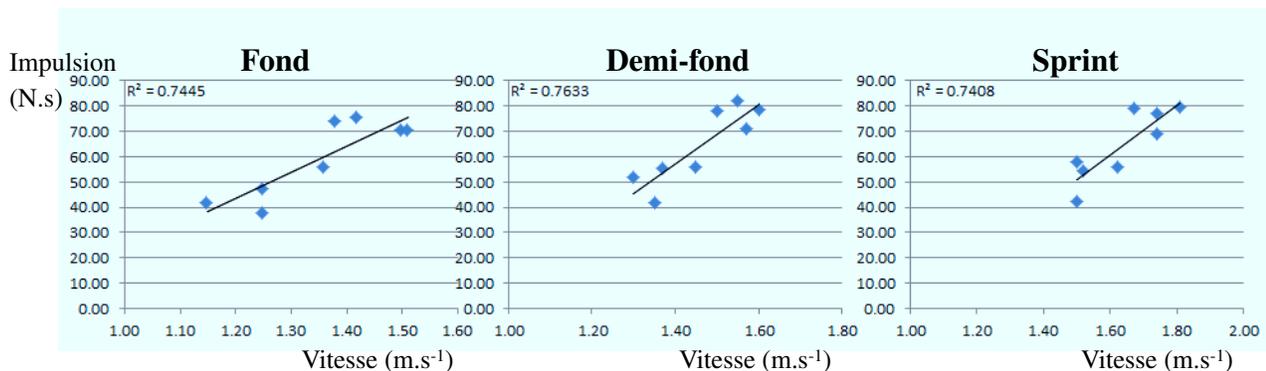


FIGURE 6.31 – Impulsions propulsives moyennes sur dix coups de bras I_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour les nageurs experts.

Les résultats du nageur non expert sont maintenant ajoutés et l'analyse de la corrélation est

de nouveau effectuée.

- Impulsion mécanique propulsive pour les nageurs experts et non expert

D'après la figure 6.32, il apparaît qu'il n'existe pas de corrélation entre I_{cable}^M et le niveau des nageurs.

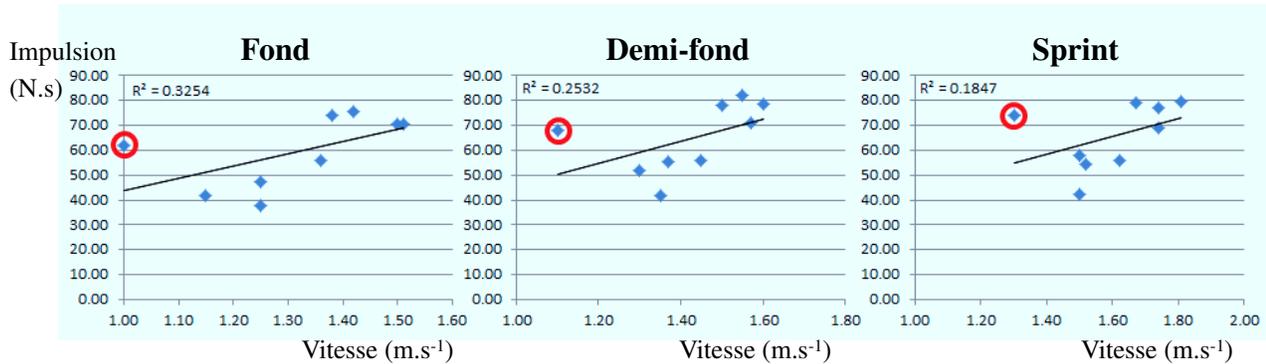


FIGURE 6.32 – Impulsions moyennes sur dix coups de bras I_{cable}^M , mesurées aux trois allures de nage (Fond, Demi-fond et Sprint), en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, pour tous les nageurs. Les résultats du nageur non expert sont entourés d'un cercle rouge.

L'impulsion propulsive moyenne ne permet donc pas de caractériser le niveau d'expertise de l'ensemble des nageurs. Comme précédemment, ce résultat peut s'expliquer par le fait que, l'impulsion de propulsion étant égale à la variation de quantité de mouvement du nageur dans la direction d'avancement, la masse du nageur joue un rôle important dans les résultats (éq. (6.14)). Or, la masse ne dépend pas du niveau d'expertise (répartition des masses). Comme, en définitive, le niveau d'expertise est égale à la vitesse moyenne du nageur sur l'épreuve, il convient, pour estimer cette performance, de diviser l'impulsion par la masse de chaque nageur, qui représente en définitive la variation de la vitesse du centre de gravité.

- Variation de vitesse du centre de gravité et niveau d'expertise des nageurs

L'impulsion propulsive divisée par la masse du nageur permet, d'après l'équation (6.15) de calculer les variations de vitesse positives ($\Delta v_{xG-prop}^{cycle}$) du centre de gravité par coup de bras.

La figure 6.33 montre que les variations de vitesse du centre de gravité, générées par les impulsions propulsives, sont égales en demi-fond et en sprint, respectivement $1.01 \pm 0.06 \text{ m.s}^{-1}$ et $1.01 \pm 0.08 \text{ m.s}^{-1}$. En revanche, il existe une différence de 9 % entre le fond et la demi-fond : $0.92 \pm 0.07 \text{ m.s}^{-1}$ et $1.01 \pm 0.06 \text{ m.s}^{-1}$ respectivement.

D'après la figure 6.34, nous constatons une tendance à la corrélation, pour l'ensemble des nageurs (experts et non expert), aux trois allures de nage ($R^2=0.72, 0.88$ et 0.81 respectivement en fond, demi-fond et sprint).

L'impulsion propulsive divisée par la masse de chaque nageur apparaît alors comme une grandeur mécanique permettant de discriminer le niveau des nageurs, quelle que soit leur expertise. Cette tendance demande à être confirmée sur une population plus importante de nageurs experts et non experts.

Ces résultats montrent qu'en demi-fond et en sprint, les variations de vitesse du centre de gravité moyennes sont très proches à chaque coup de bras. Le nageur produit donc à chaque

				RM %	Fond		Demi-fond		Sprint	
					Moyenne (m.s ⁻¹)	E-t	Moyenne (m.s ⁻¹)	E-t	Moyenne (m.s ⁻¹)	E-t
S1	M	E	86.2		1.05	0.04	1.06	0.09	1.03	0.07
S2	F	E	78.8		0.84	0.06	0.92	0.04	0.94	0.05
S3	F	E	82.5		0.76	0.08	0.94	0.06	0.99	0.06
S4	F	E	80.2		0.79	0.06	0.93	0.06	0.97	0.12
S5	F	E	86.1		1.02	0.10	1.02	0.08	1.02	0.11
S6	M	E	82.3		0.98	0.07	1.03	0.05	1.01	0.09
S7	F	E	86.7		1.01	0.05	1.09	0.03	1.05	0.04
S8	M	E	90.2		0.94	0.07	1.05	0.05	1.06	0.06
S9	M	NE	61.1		0.77	0.04	0.85	0.07	0.92	0.05
Moyenne					0.92	0.07	1.01	0.06	1.01	0.08

FIGURE 6.33 – Variations positives de vitesse moyennes ($\Delta P_{xG-prop}^{cycle}$) du centre de gravité de chaque nageur, sur dix coups de bras, pour les neuf nageurs aux trois allures de nage. E-t : écart-type, E : nageur expert, NE : nageur non expert, F : féminin, M : masculin.

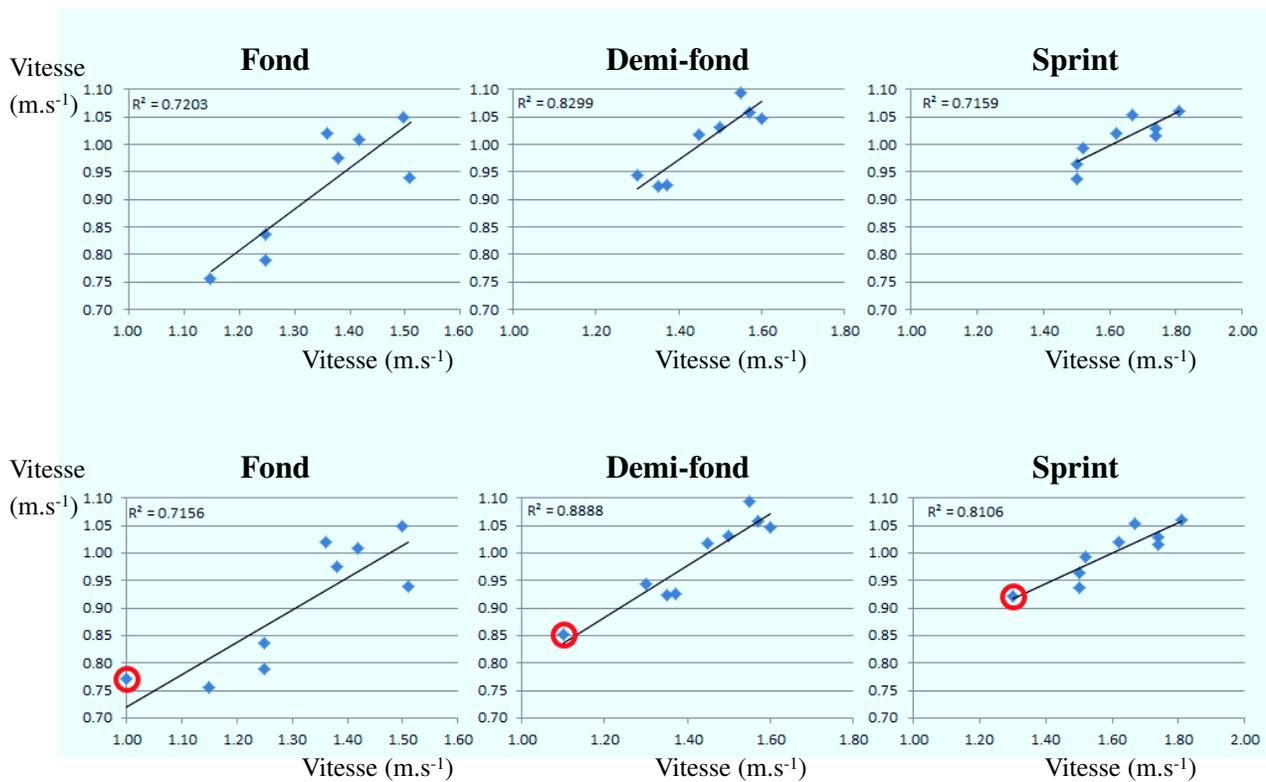


FIGURE 6.34 – Variations de vitesse positives ($\Delta P_{xG-prop}^{cycle}$) du centre de gravité par coup de bras pour chaque nageur, en fonction de la vitesse de nage établie en compétition, en nage attachée aux trois allures de nage : (a) pour les nageurs experts, (b) pour les nageurs experts et non expert.

coup de bras, une variation de vitesse du centre de gravité qui est égale en demi-fond et en sprint. Il produit une variation moyenne qui est inférieure de 9 % entre le demi-fond et le fond. Pourtant les fréquences de bras sont supérieures de 17 % (Figure 6.5 b) en sprint par rapport au demi-fond, et la vitesse de nage est en moyenne supérieure de 12.7 % (Figure 6.5 a). Ce résultat est discuté par la suite en fonction de l'allure de nage et en fonction du niveau d'expertise.

- Discussion en fonction de l'allure

En nage attachée, la fréquence de bras augmente de 25.4 % de l'allure du fond à celle du demi-fond, et 19 % de l'allure du demi-fond à celle du sprint (Figure 6.5 c), alors que dans le même temps l'impulsion propulsive moyenne n'augmente que de 9 % du fond au demi-fond et reste égale du demi-fond au sprint. Il n'y a donc pas de corrélation entre l'augmentation de la fréquence de nage et l'évolution de l'impulsion propulsive moyenne, alors qu'il y en avait entre la fréquence et la force moyenne (Figure 6.25). L'augmentation de la fréquence aurait donc un but différent que d'augmenter la propulsion par coup de bras. Elle servirait essentiellement à augmenter le nombre d'impulsions propulsives par unité de temps plutôt que d'augmenter la valeur de l'impulsion à chaque cycle.

- Discussion en fonction du niveau d'expertise

Les variations de vitesses positives du centre de gravité sont directement dépendantes des forces propulsives appliquées sur une durée, qui elles-mêmes dépendent des accélérations des segments corporels. Ceux-ci sont les bras et les jambes. L'efficacité des déplacements de ces segments est donc représentée par cette variation de vitesse positive du centre de gravité. C'est bien l'orientation des surfaces (main et avant-bras), les vitesses angulaires et de translation qui sont à l'origine de ces impulsions propulsives, puisque le fluide est au repos. On peut ainsi conclure que l'impulsion moyenne divisée par la masse, mesurée en nage attaché, est un paramètre mécanique pertinent pour évaluer la performance en nage réelle.

6.3.5 Conclusion

Ainsi il apparaît que :

- Plus la fréquence de nage augmente et plus la force propulsive moyenne créée par les bras augmente.

- Plus la fréquence de nage augmente et plus la durée des phases non propulsives diminue.

- La force moyenne produite durant les phases propulsives est très proche aux allures de demi-fond et de sprint. En revanche, il existe une différence entre les allures de fond et de demi-fond.

- La force moyenne n'est pas un indicateur suffisamment pertinent pour estimer l'expertise d'un nageur quel que soit son niveau, et il convient davantage d'utiliser l'impulsion mécanique propulsive divisée par la masse. Cette quantité, égale à la variation positive de la vitesse du centre de gravité du nageur, prend en effet en compte la durée d'application et l'intensité des forces propulsives, ainsi que la masse du nageur à déplacer.

Au regard de ces résultats, deux hypothèses sont alors formulées :

- Hypothèse 1 : l'augmentation de la propulsion, entre le demi-fond et le sprint, se ferait essentiellement par une augmentation de la fréquence de coups de bras, plutôt que par une aug-

mentation de la propulsion (traduite par l'impulsion) à chaque coup. En revanche, la différence de propulsion entre le fond et le demi-fond s'expliquerait par une augmentation conjointe de la fréquence de coups de bras et de l'impulsion à chaque coup de bras. Il n'est pas fait pour l'instant d'hypothèse concernant l'évolution des forces de résistance à l'avancement car nous ne disposons pas de résultats sur ces forces dans cette étude. On peut toutefois noter que cette résistance à l'avancement évolue proportionnellement à celle des forces propulsives : lorsque les forces propulsives augmentent, les forces résistives augmentent également.

- Hypothèse 2 : au regard des résultats cinématiques, qui présentent dans l'ensemble, des valeurs supérieures en nage attachée qu'en nage réelle (Section 6.2.5), il est fait l'hypothèse que les forces produites en nage attachée seraient supérieures à celles générées en nage réelle.

Ces deux hypothèses sont alors discutées dans la partie suivante, à partir des résultats des forces propulsives calculées à partir des méthodes de simulation numérique (Chapitre 5) et de dynamique inverse (Chapitre 4.4). Ces calculs se feront à partir des résultats cinématiques mesurés en nage attachée.

6.4 Calcul des forces en nage attachée par les méthodes de dynamique inverse et de simulation numérique

6.4.1 Force propulsive en nage attachée par la méthode de dynamique inverse

Les forces hydrodynamiques créées par la main sont calculées à partir des mesures moyennes des *paramètres cinématiques d'écoulement* (Section 6.2). Les coefficients hydrodynamiques sont calculés à partir des angles de sweepback et d'attaque, aux trois allures. Puis les forces hydrodynamiques sont calculées, dans le repère de la main, à partir des vitesses et accélérations de la main. Enfin, ces forces sont projetées dans le repère \mathcal{R}_0 à partir de l'orientation de la main. Les résultats sont présentés, aux trois allures, dans la figure 6.35.

Il apparaît que, plus l'allure de nage augmente et plus les forces propulsives moyennes augmentent (9.5 N, 11.1 N et 13.6 N respectivement en fond, demi-fond et sprint) sur l'ensemble du trajet aquatique. Ces résultats corroborent la tendance constatée en nage attachée pour les mesures effectuées avec la balance (Section 6.3.2).

- Discussion de l'hypothèse 1

On étudie maintenant plus attentivement ces résultats, en procédant avec la même méthodologie qu'à la section 6.3.2, c'est-à-dire en précisant les durées durant lesquelles les forces sont positives ($F \geq 0$), c'est-à-dire propulsives. D'après la figure 6.35, les durées durant lesquelles les forces sont propulsives, sont respectivement égales à $t^* = 0.79, 0.76$ et 0.72 en fond, demi-fond et sprint (temps relatif). En s'appuyant sur l'éq. (6.13), nous trouvons : 13.2 N, 14.6 N et 17.2 N, qui correspondent aux forces propulsives moyennes lorsque la main débute son action propulsive. Cela équivaut à des différences de 10 % entre le fond et le demi-fond et 17.8 % entre le demi-fond et le sprint. Ainsi ces résultats ne tendent pas à valider l'hypothèse émises précédemment.

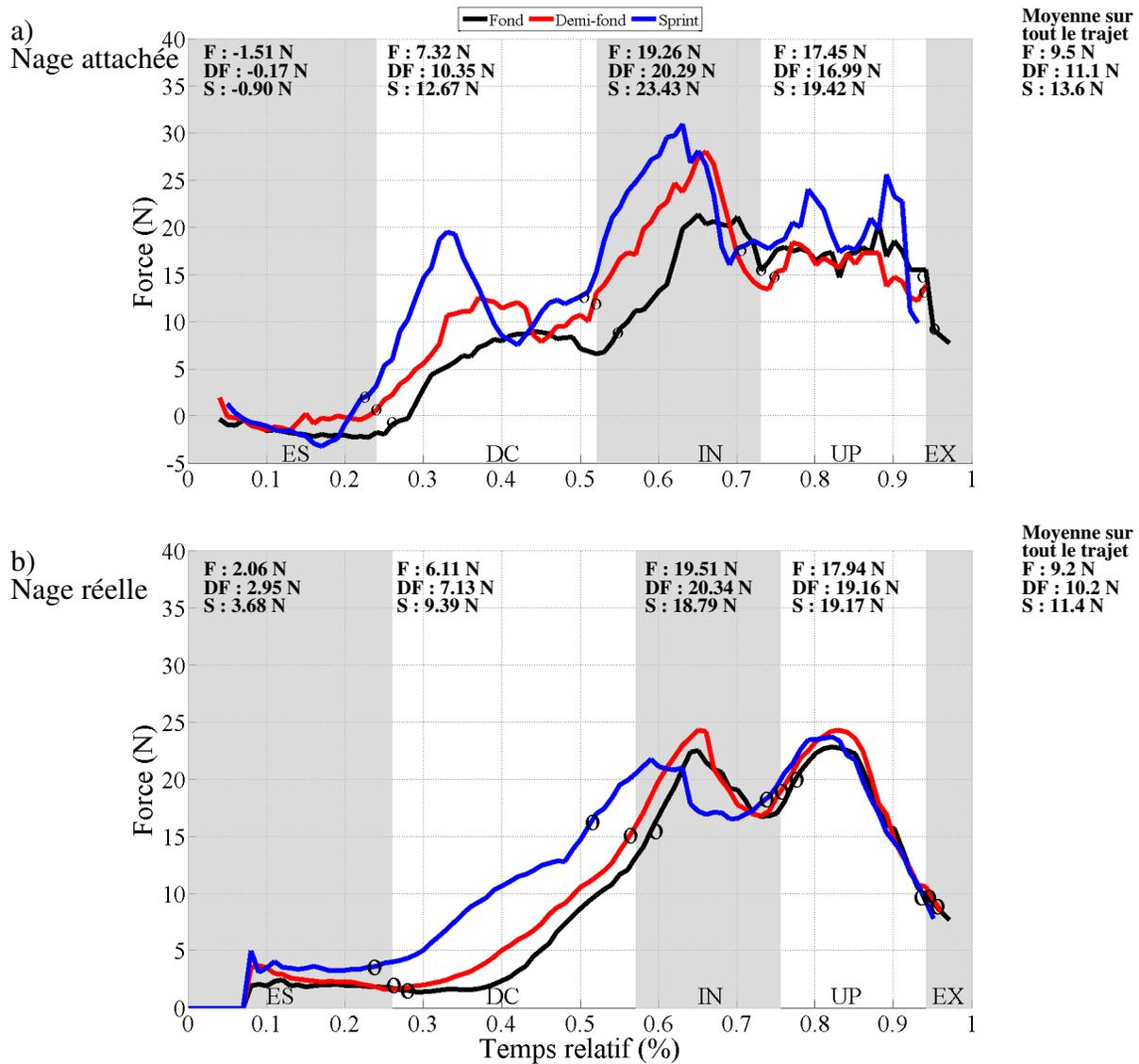


FIGURE 6.35 – Forces hydrodynamiques agissant sur la main, dans l’axe X_0 , calculées dans \mathcal{R}_0 par la méthode de dynamique inverse, à partir des mesures cinématiques effectuées : (a) en nage attachée, (b) en nage réelle. Les courbes noires représentent l’allure du fond, les courbes rouges le demi-fond et les courbes bleues le sprint. Les moyennes, pour chaque phase du trajet aquatique (ES, DC, IN, UP) sont indiquées en haut du graphique. Les moyennes totales, sur chaque trajet, sont indiquées en haut à droite des figures.

- Discussion de l'hypothèse 2

Il est intéressant de discuter l'hypothèse émise en conclusion de la section 6.2.5 sur le fait que la nage attachée aurait tendance à augmenter les forces propulsives par rapport à la nage réelle. Pour cela, nous comparons, avec la méthode de la dynamique inverse, les résultats obtenus en nage réelle (chapitre 4.4.2) et nage attachée. Ils sont présentés dans la figure 6.36.

	Fond (N)			Demi-fond (N)			Sprint (N)		
	R	A	Ecart %	R	A	Ecart %	R	A	Ecart %
ES	2.06	-1.51	-	2.95	-0.17	-	3.68	-0.90	-
DC	6.11	7.32	16.5	7.13	10.35	31.1	9.39	12.67	25.9
IN	19.51	19.26	-1.3	20.34	20.29	-0.2	18.79	23.43	19.8
UP	17.94	17.45	-2.8	19.16	16.99	-12.8	19.17	19.47	1.5
TOTAL	9.20	9.50	3.2	10.20	11.10	8.1	11.40	13.60	16.2

FIGURE 6.36 – Moyennes et comparaison des forces propulsives calculées dans \mathcal{R}_0 , entre la nage réelle et la nage attachée, par phase du trajet aquatique, par la méthode de dynamique inverse, aux trois allures de nage.

Pour les trois allures et pour chaque phase du trajet aquatique, les forces en nage attachée ont tendance à être supérieures à celles en nage réelle, sauf durant la phase d'insweep à l'allure du demi-fond. Cette tendance est confirmée sur l'ensemble du trajet : l'augmentation des forces est alors comprise entre 3.2 % pour le fond et 16.2 % pour le sprint.

Afin d'approfondir ces deux réflexions, une étude basée sur les mêmes données cinématiques moyennes est effectuée, à partir de la méthode de simulation numérique.

6.4.2 Force propulsive en nage attachée par la méthode de simulation numérique

La méthode utilisée est la même que dans le chapitre 5.1. Trois simulations sont faites, aux trois allures de nage, afin de pouvoir comparer, à la fois les calculs effectués par la méthode de dynamique inverse, mais aussi les calculs effectués en nage réelle en simulation numérique. Ces simulations sont effectuées à partir des moyennes des vitesses angulaires et de translation en nage attachée (Figure 6.37).

Il apparaît, là encore (Figure 6.38), que lorsque l'allure de nage augmente, les forces propulsives moyennes, agissant sur la main et l'avant-bras, augmentent : 27.6 N, 39.7 N et 43.8 N (respectivement en fond, demi-fond et sprint).

- Discussion de l'hypothèse 1

Nous nous basons de nouveau sur les phases durant lesquelles l'action propulsive débute réellement : ce sont les mêmes valeurs que pour la méthode de dynamique inverse puisque la cinématique est exactement la même : 0.79, 0.76 et 0.72 en fond, demi-fond et sprint. Ainsi, nous trouvons d'après l'éq. (6.13), sur ces phases propulsives, des forces moyennes égales à 38.3 N, 52.2 N, et 55.4 N respectivement en fond, demi-fond et sprint.

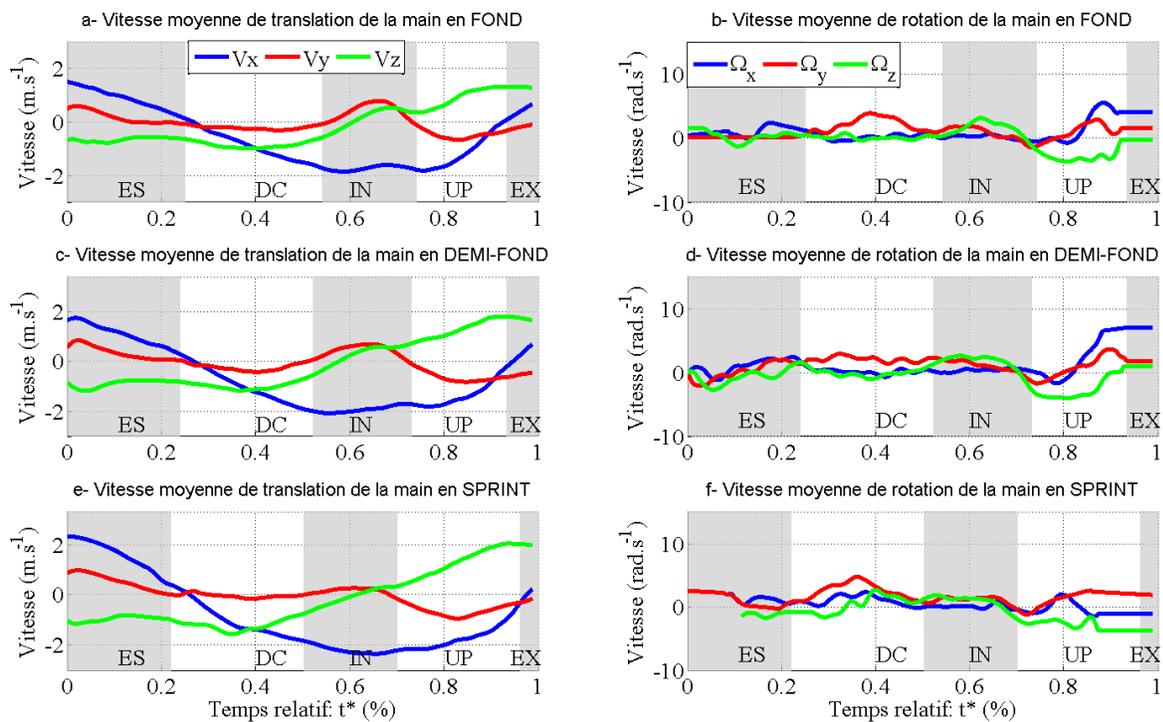


FIGURE 6.37 – Six paramètres cinématiques moyens de la main et de l’avant-bras aux trois allures de nage, en nage attachée : trois en translation (a-, c-, e-, respectivement en fond, demi-fond et sprint) et trois en rotation (b-, d-, f-, en sprint, demi-fond et sprint).

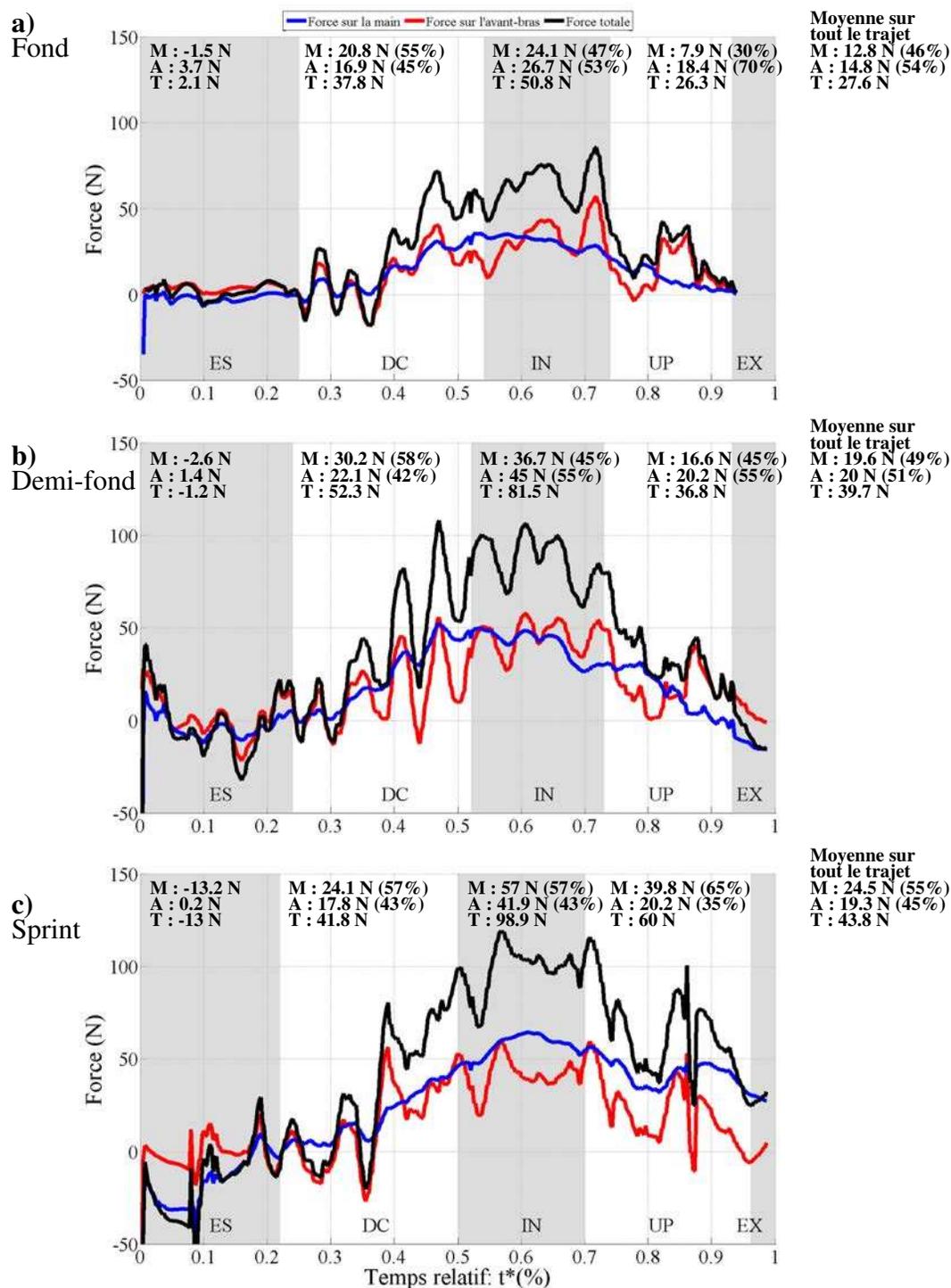


FIGURE 6.38 – Forces propulsives calculées par simulation numérique sur un trajet aquatique (en temps relatif), à partir des mesures cinématiques moyennes réalisées en nage attachée sur 8 nageurs experts : a) à l'allure du fond, b) en demi-fond, c) en sprint. Pour chaque allure, les moyennes des forces par phases sont indiquées en haut de la figure, pour la main (M), l'avant-bras (A) et au total (T). Les contributions de la main et de l'avant-bras par rapport à la force totale sont exprimées en %.

Dans ce cadre, les résultats obtenus en nage attachée (Section 6.3.2) sont confirmés par ceux obtenus par l'analyse numérique : les forces moyennes générées durant les phases propulsives sont très proches en demi-fond et en sprint. En revanche, il existe un écart entre l'allure du fond et du demi-fond (18 % mesuré par la balance et 26 % en simulation numérique).

- Discussion de l'hypothèse 2

La figure 6.39 montre les moyennes des forces propulsives calculées par simulation numérique, en nage attachée et en nage réelle.

	Fond (N)			Demi-fond (N)			Sprint (N)		
	A	R	Ecart %	A	R	Ecart %	A	R	Ecart %
ES	2.10	-10.20	-	-1.20	-10.50	-	-13.00	-9.10	-
DC	37.80	1.60	-2263	52.30	5.30	-887	41.80	19.80	-111
IN	50.80	41.70	-21.8	81.50	50.40	-61.7	98.90	48.60	-103
UP	26.30	14.90	-76.5	36.80	21.70	-69.6	60.00	32.60	-84.0
TOTAL	27.60	8.20	-237	39.70	12.30	-223	43.80	19.50	-125

FIGURE 6.39 – Moyennes et comparaison des forces propulsives calculées dans \mathcal{R}_0 , entre la nage réelle et la nage attachée, par phase du trajet aquatique, par la méthode de simulation numérique, aux trois allures de nage.

Les résultats montrent, que pour toutes les phases, les forces propulsives générées par la main et l'avant-bras du nageur, sont supérieures en nage attachée par rapport à la nage réelle (entre 21.8 % et 84 %). En nage attachée, les nageurs génèrent donc davantage de forces propulsives qu'en nage réelle.

- Bilan

Ainsi, il apparaît, au regard des résultats obtenus en dynamique inverse et en simulation numérique, que les hypothèses émises à l'issue de la discussion faites à partir de l'étude expérimentale, ont été confirmées. Il existe cependant des différences dans les gammes de valeurs entre les trois méthodes : balance, dynamique inverse et simulation numérique. Il convient maintenant de comparer ces valeurs et de les discuter. Afin d'enrichir l'analyse, des résultats d'autres études de forces propulsives seront intégrés.

6.4.3 Comparaisons des forces propulsives à partir de plusieurs méthodes

- Comparaison balance et autres méthodes de mesure

Les comparaisons s'effectuent à partir des trois méthodes globales de mesures de forces, présentées dans la partie bibliographie, au chapitre 3.3.2.

La majorité des études ont été faites à l'allure du sprint. Si l'on compare nos résultats avec ceux réalisés également en nage attachée (Figure 6.40), il apparaît des écarts de 11 % avec l'étude de *Morouço et al.* [2011], ce qui a tendance à confirmer la validité de la méthode. En sprint, ces écarts sont respectivement de 21 % et 29 % avec les systèmes MAD et ATM. Ces écarts sont plus importants, mais les méthodes sont différentes. Les résultats restent tout de même dans des gammes de mesure comparables. Si l'on compare l'allure du fond avec celle effectuée par

	Fond	Demi-fond	Sprint
Balance (nos mesures)	66.8 N ± 4.6 N	89.2 N ± 5.1 N	105.1 N ± 8 N
Balance			Morouço <i>et al.</i> [2011] : 92.8 N ± 33.7 N
MAD système		[Toussaint <i>et al.</i> , 2004] : 66.9 N	Formosa <i>et al.</i> [2012] : 82.3 N (de 74.0 N à 90.6 N)
ATM système			Formosa <i>et al.</i> [2012] : 148.3 N (de 127.5 N à 169.1 N)

FIGURE 6.40 – Forces propulsives mesurées par différentes méthodes, aux allures de fond, demi-fond et sprint.

Toussaint *et al.* [2004], nous trouvons un écart de 25 %, qui là permet de conclure à des résultats qui se situent dans des gammes les plus souvent trouvés pour ce type de mesure.

Ainsi, nous pouvons conclure que les mesures effectuées en nage attachée semblent valides compte tenu de leur proximité avec les résultats obtenus dans d'autres études. En revanche, ces écarts soulignent également la difficulté de mesurer les forces propulsives en contexte global de nage.

- Comparaison entre simulation numérique et dynamique inverse

Les forces mesurées à l'aide de la simulation numérique sont, aux trois allures, supérieures à celles calculées par la méthode de dynamique inverse (12.8 vs 9.5 N, 19.6 vs 11.1 N et 24.5 vs 13.6 N, figures 6.35 a) et 6.38) respectivement en fond, demi-fond et sprint. Les écarts sont compris entre 34 % (en fond) et 80 % (en sprint). Les valeurs inférieures constatées par la méthode de dynamique inverse s'expliquent essentiellement par le fait que cette méthode ne prend en compte que les effets de masse ajoutée [Sanders, 1999]. Ainsi, les effets dus aux variations angulaires, dont l'importance a été démontrée dans le chapitre 5, ne sont pas pris en compte par cette méthode. Ces différences seront ainsi justifiées plus particulièrement pour cette raison.

- Comparaison entre simulation numérique et balance

Les forces mesurées à l'aide de la balance sont, aux trois allures, supérieures à celles calculées par la simulation numérique (66.8 vs 27.6 N, 89.2 vs 39.7 N et 105.1 vs 43.8 N) respectivement en fond, demi-fond et sprint. Cependant, les mesures effectuées par la balance intègrent également l'action des jambes. Aussi, si l'on s'appuie sur la section 6.1.2, l'action des bras seuls peut être estimée en soustrayant entre 10 et 30 % aux forces moyennes.

Ainsi les valeurs des forces propulsives estimées (à l'aide de la balance), sont entre 50 et 80 % supérieures à celles obtenues en simulation numérique. L'explication de telles différences est complexe, mais peut s'ancre sur le fait que la simulation numérique calcule précisément les forces extérieures appliquées sur la main et l'avant-bras du nageur, tandis que la balance mesure

une force globale. Ainsi, même si on a pris le soin de soustraire un % de la valeur estimée de la contribution des jambes, il est difficile d'établir précisément que la force moyenne est bien l'effet unique de la main et de l'avant-bras. En outre, la déformation du système de fixation sur le nageur peut peut-être engendrer un effet d'accentuation des forces qui viendrait perturber quelque peu le signal.

- Comparaison de la contribution de la main et de l'avant-bras sur la force totale en nage attachée et en nage réelle

La nage attachée a tendance à augmenter la contribution de l'avant-bras dans la force totale par rapport à la nage réelle : respectivement 54 vs 30 %, 51 vs 35 %, 45 vs 40 % en fond, demi-fond et sprint en nage réelle et en nage attachée (Figure 6.38). Cela s'explique par le fait que le mouvement du bras, en nage attachée, s'effectue davantage en translation qu'en rotation : le coude se déplace davantage vers l'arrière, surtout durant la deuxième partie du trajet aquatique. L'angle de flexion, qui reste plus longtemps proche de 100° en nage attachée qu'en nage réelle en est une preuve.

6.5 Conclusion

Cette étude expérimentale couplée cinématique-dynamique, a permis de mesurer les forces propulsives globales en nage attachée qui sont censées représenter l'ensemble des forces extérieures appliquées sur le nageur dans la direction d'avancement. En outre, les mesures cinématiques ont permis d'obtenir les *paramètres cinématiques d'écoulement* aux trois allures de nage. Un certain nombre de conclusions peut alors être fourni.

- Paramètres cinématiques d'écoulement en nage attachée et en nage réelle

Dans l'ensemble, les *paramètres cinématiques d'écoulement* sont supérieurs en nage attachée par rapport à la nage réelle, notamment durant les phases d'ES et de DC. Certains paramètres cinématiques sont proches durant les phases d'IN et UP (angle d'attaque, flexion) et les vitesses et accélérations sont légèrement supérieures. Ainsi, la nage attachée, même si elle surestime les forces générées par rapport à la nage réelle durant les phases d'ES et de DC, semble permettre aux nageurs de reproduire des actions propulsives proches durant les phases d'insweep et d'upsweep.

La nage attachée apparaît alors comme un outil permettant d'évaluer les forces propulsives, mais ces forces sont supérieures à celles produites en nage réelle. Cette méthode semble adaptée pour estimer le niveau d'expertise des nageurs, en prenant soin d'utiliser l'impulsion propulsive divisée par la masse, comme paramètre mécanique de comparaison. En revanche, comme le soulignent Maglischo *et al.* [1984], cette méthode doit être utilisée avec prudence concernant l'entraînement, car elle modifie certains *paramètres cinématiques d'écoulement*, notamment la flexion de la main qui s'oriente bien plus tôt vers l'arrière durant le trajet, et se prolonge plus longtemps. Ce type de trajectoire, davantage "ramante" tend alors à augmenter la contribution de l'avant-bras dans les forces propulsives par rapport à la nage réelle. Cette technique, reprise en nage réelle, pourrait induire une augmentation des forces résistives durant la phase d'allongement, et une deuxième partie de trajet trop "ramante". La phase de prise d'appui (DC) apparaît comme la plus perturbée et pourrait, à terme si la nage attachée se répétait souvent, modifier

les sensations et perturber la technique en nage réelle. En revanche, même si les phases d'IN et d'UP durent plus longtemps en nage attachée, elles semblent tout de même très proches de la nage réelle (angle d'attaque, sweepback vitesse et accélération), ce qui produit des forces proches mais aussi des sensations d'écoulement proches, ce qui a été confirmé par les nageurs.

- Forces propulsives moyennes en nage attachée et en nage réelle

Ces différences cinématiques se traduisent par des différences dans les forces propulsives générées. Ainsi, le nageur en nage attaché produit davantage de forces propulsives qu'en nage réelle, notamment durant la première moitié du trajet aquatique. Ces différences sont d'autant plus grandes lorsque l'allure de nage augmente.

- Forces propulsives moyennes en nage attachée et allure de nage

Il apparaît qu'en nage attachée, plus la fréquence de nage augmente et plus la force propulsive moyenne augmente. Cependant cette moyenne augmente essentiellement sous l'influence des durées non propulsives qui sont bien plus grandes en fond, qu'en demi-fond et en sprint. Ainsi la force moyenne n'est pas un paramètre suffisamment pertinent pour estimer l'expertise d'un nageur quel que soit son niveau, et il convient davantage d'utiliser l'impulsion mécanique divisée par la masse. Cette quantité, égale à la variation positive de la vitesse du centre de gravité du nageur, prend en effet en compte la durée d'application et l'intensité des forces propulsives, ainsi que la masse du nageur à déplacer.

Ainsi, l'augmentation de la propulsion, entre le demi-fond et le sprint, se fait essentiellement par une augmentation de la fréquence de coups de bras, plutôt que par une augmentation de la propulsion (traduite par l'impulsion) à chaque coup. En revanche, la différence de propulsion entre le fond et le demi-fond s'expliquerait par une augmentation conjointe de la fréquence de coups de bras et de l'impulsion à chaque coup de bras.

- Analyse

Ainsi l'analyse réalisée à partir des mesures cinématique et dynamique en nage attachée, ont permis de montrer que cette méthode est un outil pertinent pour l'évaluation du niveau de performance des nageurs. Cependant, la nage est transformée, surtout dans la première moitié du trajet, et elle ne devrait donc pas être utilisée pour l'entraînement. En outre, le contexte de nage à vitesse nulle conduit les nageurs à produire des forces plus importantes qu'en nage réelle.

Conclusion générale

Sommaire

7.1 Synthèse	221
7.2 Perspectives	226

7.1 Synthèse

L'objet de ce travail était d'analyser l'organisation gestuelle de nageurs experts afin de mieux comprendre le rôle des bras dans leur propulsion ainsi que l'évolution de leurs coordinations lorsque l'allure de nage varie.

Pour cela des *paramètres cinématiques d'écoulement* (vitesse, accélération et orientation de la main, angles d'attaque et de sweepback) ont été définis, sur la base de ceux utilisés en mécanique des fluides instationnaires parce qu'ils relient le geste des nageurs à la propulsion générée. Cette démarche visait à rompre avec une étude cinématique classique, intéressante pour décrire le geste des nageurs experts, mais insuffisante pour expliquer les mécanismes à l'origine de la création des forces propulsives.

Pour mener à bien cette étude, l'investigation s'est appuyée sur différents outils numériques et expérimentaux adaptés à l'analyse en milieu aquatique. Deux approches complémentaires, cinématique et numérique, ont ainsi été définies selon une approche instationnaire. La première repose sur la mesure expérimentale des *paramètres cinématiques d'écoulement*. Un protocole de mesure optoélectronique a été conçu afin d'obtenir une mesure cinématique précise. Une étude de faisabilité a été réalisée car, à notre connaissance, aucune expérimentation de ce type n'avait été réalisée dans de telles conditions. Ces mesures expérimentales ont été réalisées à la fois en nage réelle, et à la fois en nage attachée, sur les mêmes nageurs, permettant ainsi une étude comparative détaillée, qui à notre connaissance, n'avait jamais été réalisée auparavant. Ce protocole de mesure a été validé et les incertitudes de mesure obtenues apparaissent comme parmi les plus précises des études actuelles en natation. Au-delà de la bonne précision de mesure,

le suivi automatique des marqueurs réfléchissants est un gain de temps considérable comparé au suivi manuel traditionnellement utilisé.

La seconde approche, dynamique, a été réalisée à partir de trois méthodes complémentaires : théorique (dynamique inverse), numérique (résolution numérique statistique instationnaire (URANS) des équations de Navier-Stokes par maillage mobile) et expérimentale (mesures en nage attachée à partir d'une balance dynamométrique instationnaire).

L'étude cinématique en nage réelle a montré qu'il n'y a pas de différences significatives des *paramètres cinématiques d'écoulement* aux trois allures de nage sur les phases d'IN et d'UP (seule une tendance à l'augmentation de la vitesse de la main a été constatée). En revanche, il existe des différences significatives concernant la durée absolue des phases d'ES et de DC, ainsi que de la vitesse de la main. Ainsi, la modification de l'allure de nage se traduit essentiellement par une modification des durées sur les phases d'ES et de DC (considérées comme les moins propulsives du trajet). Considérant ces *paramètres cinématiques d'écoulement* comme les fondements des mécanismes propulsifs, une hypothèse a été avancée : les efforts produits durant les phases d'IN et d'UP seraient alors proches aux trois allures de nage. Afin de discuter cette hypothèse, une étude théorique en dynamique inverse a été faite.

Les résultats obtenus par la méthode de dynamique inverse ont confirmé, dans une certaine mesure, l'hypothèse émise à partir des résultats cinématiques. Les efforts propulsifs générés par la main durant les phases d'IN et d'UP, sont globalement les mêmes aux trois allures de nage (avec une légère augmentation comprise entre 5 et 6 %). De plus il a été montré que plus l'allure de nage augmente, et plus les forces propulsives créées dans les phases de DC sont importantes (+15%). Ainsi, il apparaît que les nageurs, afin d'aller plus vite, réduisent la durée des phases les moins propulsives, tout en augmentant les forces produites durant la phase de DC. Cela se ferait notamment par une augmentation de la vitesse de la main, et une orientation de la main vers l'arrière plus précoce par rapport à la direction d'avancement en sprint qu'en demi-fond et fond.

Afin d'approfondir la discussion, une méthode par simulation numérique instationnaire par maillage mouvant, a été utilisée parce qu'elle prend davantage en compte l'ensemble des mécanismes instationnaires, et non plus seulement les effets dus à l'accélération linéaire, comme cela était le cas dans la méthode de dynamique inverse.

La méthode numérique instationnaire URANS a permis de mettre en relation les paramètres cinématiques (le mouvement du bras du nageur) avec les effets hydrodynamiques (les forces produites). La simulation a permis d'expliquer certains mécanismes instationnaires générés par les variations cinématiques de la main et de l'avant-bras tout au long du trajet aquatique.

Ainsi, d'un point de vue propulsif il apparaît que, aux trois allures de nage :

- la phase de propulsion débute durant la phase de DC, juste avant que la main n'atteigne le point le plus en avant du trajet.

- la phase d'appui semble être la combinaison d'une décélération horizontale de la main, suivie par une translation vers le bas et l'extérieur de la main et de l'avant-bras qui engendre une augmentation importante de l'angle d'attaque.

- les phases d'IN et d'UP sont les plus propulsives du trajet aquatique.

- le maximum de force propulsive est atteint au milieu de la phase d'IN, lorsque la main passe par le point le plus bas du trajet. Cela s'explique par le fait qu'à ce moment, les paramètres cinématiques sont les plus élevés : angle d'attaque, vitesse et accélération.

- Les forces propulsives créées durant la phase d'UP sont moins élevées que celles générées durant la phase d'IN. Cela s'explique notamment par une diminution de l'angle d'attaque, mais aussi parce que la main est moins orientée dans la direction d'avancement.

- le bord d'attaque (pouce ou petit doigt) a peu d'influence sur les forces propulsives.

Un certain nombre de mécanismes instationnaires ont été mis en évidence pour expliquer cette évolution des forces propulsives :

- La typologie de l'évolution des efforts est proche aux trois allures, avec les mêmes effets instationnaires constatés.

- Les forces ont majoritairement pour origine la pression. Cela s'explique par le fait que l'écoulement est turbulent : la contribution inertielle est donc très supérieure à la contribution visqueuse. Les forces sont ainsi la résultante des distributions de pression sur l'ensemble de la surface de la main et de l'avant-bras. Au regard des résultats, les dos de la main et de l'avant-bras sont essentiellement les lieux des zones dépressionnaires, et la paume de main ainsi que le dessous de la main sont des zones de surpression.

- Deux structures contra-rotatives se forment, durant la phase de DC, sur le dos de la main et de l'avant-bras juste avant le point le plus en avant du trajet. Ces deux structures tourbillonnaires génèrent des dépressions, localisées tout le long de la main et de l'avant-bras qui, alliées à des surpressions localisées sur la paume et le dessous de l'avant-bras, contribuent à une augmentation rapide des forces. Ce phénomène peut être associé à la notion de prise d'appui ("catch" en anglais), très souvent décrite en natation.

- Ces deux structures évoluent mais restent plus ou moins attachées (sur le dos de la main et de l'avant-bras), et agissent favorablement à la génération de forces propulsives jusqu'à la fin de la phase d'IN.

- Un écoulement transverse, prenant naissance au début de la phase d'insweep, favorise la création de dépressions importantes sur le dos de la main. En outre, cet écoulement transverse transporte les structures tourbillonnaires du coude vers la main et permet ainsi d'amplifier leur action dépressionnaire.

- Deux phases de pronation, situées durant les transitions DC-IN et IN-UP, contribuent favorablement à la génération de force ainsi qu'à une bonne orientation de la main.

A la vue de cette analyse, il apparaît que les *paramètres cinématiques d'écoulement* contribuant le plus à la génération de forces propulsives sont :

- Les angles d'attaque ainsi que l'orientation de la main par rapport à l'axe d'avancement. En effet, les forces propulsives sont les plus élevées lorsque l'angle d'attaque est compris entre 40 et 70°, et lorsque l'orientation de la main est proche de 90°, c'est-à-dire orientée perpendiculairement à la direction d'avancement. L'écoulement généré par les bras en crawl étant turbulent, la très grande majorité des forces proviennent de la composante de pression, normale aux surfaces. Il est ainsi logique que l'orientation des surfaces propulsives ait une grande importance dans les forces propulsives.

- les accélérations et les vitesses jouent également un rôle sur la production de forces mais leurs contributions ont été moins mises en évidence que les paramètres précédents, mise à part la décélération horizontale de la main juste avant le point le plus en avant du trajet.

La comparaison des forces propulsives calculées par simulation numérique fait apparaître, aux différentes allures de nage, que :

Plus l'allure de nage augmente et plus la propulsion débute tôt. L'augmentation des forces propulsives moyennes est alors prioritairement due à une augmentation des forces générées durant la phase de DC. La méthode numérique, contrairement à la méthode de dynamique inverse, montre une augmentation dans les valeurs de forces dans les phases d'IN et d'UP (5 % vs 19 % pour l'IN et 6 % vs 16 % pour l'UP respectivement en dynamique inverse et en simulation numérique).

Une méthode expérimentale de mesure de force a été effectuée afin de poursuivre la réflexion mais aussi de comparer les cinématiques en nage attachée et en nage réelle.

Dans l'ensemble, les *paramètres cinématiques d'écoulement* sont supérieurs en nage attachée par rapport à la nage réelle, notamment durant les phases d'ES et de DC. Certains paramètres cinématiques sont proches durant les phases d'IN et d'UP (angle d'attaque, flexion) et les vitesses et accélérations sont légèrement supérieures. Il apparaît alors qu'il existe des différences cinématiques entre la nage réelle et la nage attachée : presque tous les *paramètres cinématiques d'écoulement* sont plus élevés en nage attachée qu'en nage réelle, et les différences les plus importantes se situent durant les phases d'ES et de DC. Les durées de chaque phase sont plus importantes en nage attachée (sauf durant la phase de DC) ce qui implique des fréquences de nage plus faibles, sans doute dues à la difficulté plus grande de s'équilibrer au début du trajet aquatique. En revanche, il n'y a pas de différences significatives de ces données durant les phases d'IN et d'UP.

Les résultats des mesures de force en nage attachée ont fait apparaître que :

- Plus la fréquence de nage augmente et plus la durée des phases non propulsives diminue.
- Plus la fréquence de nage augmente et plus la force propulsive moyenne créée par les bras augmente. Cependant, si l'on ramène ces forces sur les durées réellement propulsives, on constate que la force moyenne produite durant ces phases est très proche aux allures de demi-fond et de sprint. En revanche, il existe une différence entre les allures de fond et de demi-fond (de 9 %).
- La force moyenne n'est pas un indicateur suffisamment pertinent pour estimer l'expertise d'un nageur quel que soit son niveau, et il convient davantage d'utiliser l'impulsion mécanique propulsive divisée par la masse. Cette quantité, égale à la variation positive de la vitesse du centre de gravité du nageur, prend en effet en compte la durée d'application et l'intensité des forces propulsives, ainsi que la masse du nageur à déplacer.

La nage attachée apparaît alors comme un outil permettant d'évaluer les forces propulsives, mais ces forces sont supérieures à celles produites en nage réelle. Cette méthode semble adaptée pour estimer le niveau d'expertise des nageurs, en prenant soin d'utiliser l'impulsion propulsive divisée par la masse, comme paramètre mécanique de comparaison. Cette méthode doit ainsi être utilisée avec prudence concernant l'entraînement, car elle modifie certains *paramètres cinématiques d'écoulement*, notamment la flexion de la main qui s'oriente bien plus tôt vers l'arrière

durant le trajet, et se prolonge plus longtemps. Ce type de trajectoire, davantage "ramante" tend alors à augmenter la contribution de l'avant-bras dans les forces propulsives par rapport à la nage réelle. Cette technique, reproduite en nage réelle, pourrait induire une augmentation des forces résistives durant la phase d'allongement, et une deuxième partie de trajet trop "ramante".

Ainsi, à la vue de l'ensemble de ces résultats cinématiques et dynamiques, il apparaît que les nageurs produisent des forces propulsives moyennes supérieures, sur la totalité du trajet aquatique, lorsque l'allure de nage augmente. Cette augmentation des forces moyennes se fait essentiellement en diminuant la durée des phases non propulsives, et en augmentant les forces durant la phase d'appui. En revanche, les phases d'IN et d'UP sont peu modifiées lorsque l'allure augmente, et les forces moyennes produites durant ces phases sont proches en demi-fond et sprint, et avec une légère augmentation entre le fond et le demi-fond. Ainsi, les impulsions propulsives moyennes sont très proches en demi-fond et sprint, et un peu inférieures en fond.

Cependant, ces résultats s'appuient uniquement sur une étude d'un bras, élément certes fondamental, mais pas unique, dans la réalisation d'une performance en crawl. En effet la coordination des deux bras entre également en compte dans cette performance. En outre, les jambes ont été peu prises en compte dans cette étude, mises à part en nage attachée. Or, celles-ci contribuent dans la propulsion, et d'autant plus que l'allure de nage augmente. Enfin, la performance dépend aussi grandement de la résistance à l'avancement de l'eau. Plus le nageur se déplace rapidement, et plus cette résistance à l'avancement totale est grande car elle évolue en fonction du carré de la vitesse, mais aussi des coefficients de résistance de pression, de frottement et de vague. Les coefficients de pression et de frottement évoluent très peu à ces nombres de Reynolds élevés lorsque la vitesse varie peu. En revanche, compte tenu des valeurs du nombre de Froude, le coefficient de résistance de vague varie beaucoup aux différentes vitesses de nage. Ce coefficient peut même diminuer lorsque la vitesse de nage est supérieure à la vitesse critique (longueur d'onde des vagues égale à la longueur du nageur), comme c'est le cas en sprint. Ainsi la résistance à l'avancement totale peut ne pas augmenter proportionnellement au carré de la vitesse lorsque l'allure de nage augmente. Le nageur n'aurait alors pas besoin d'augmenter proportionnellement les forces propulsives à l'augmentation de la vitesse d'avancement. Cette hypothèse pourrait expliquer les valeurs proches des forces propulsives constatées entre l'allure du demi-fond et du sprint.

Quelques pistes de réflexion concernant l'entraînement

Ces résultats peuvent avoir des conséquences sur la méthodologie de l'entraînement, car finalement il apparaît que l'organisation gestuelle des trajets aquatiques des bras ne semble pas fondamentalement différente aux trois allures caractéristiques de nage, hormis la diminution de la durée des phases non propulsives lorsque l'allure augmente. Ces résultats confirment dans une certaine mesure les travaux réalisés par McCabe [2008]. L'augmentation de la vitesse d'avancement, pour le nageur, serait moins due à la capacité à générer davantage d'impulsion propulsive à chaque coup de bras, plutôt qu'à la capacité à diminuer la durée non propulsive entre deux impulsions. Cela nécessite, pour le nageur, de synchroniser les trajets des bras pour générer des impulsions élevées, sur une durée de plus en plus courte lorsque l'allure augmente. En outre, cette capacité serait également liée aux ressources physiologiques que requiert chaque épreuve.

Les épreuves de sprint nécessitant des aptitudes anaérobies et les épreuves de fond et de demi-fond des aptitudes aérobies. Cependant ces conclusions ne s'appuient que sur une analyse de la propulsion faite à partir de la main et de l'avant-bras. La synchronisation des bras, le rôle des jambes et la résistance à l'avancement n'ont pas été pris en compte.

7.2 Perspectives

Le travail présenté dans cette thèse offre des perspectives ultérieures à plusieurs niveaux.

Le travail d'étude de l'écoulement autour des segments propulsifs doit être poursuivi. Dans ce cadre, la simulation numérique apparaît comme un outil très précieux car elle permet d'atteindre l'ensemble des données mécaniques sur l'ensemble du domaine fluide. Il faut alors se rapprocher davantage de la réalité du geste en modélisant les articulations des segments et en ajoutant des segments (haut du bras, tronc). Une modélisation avec deux bras pourrait être envisagée. En outre cette méthode aurait l'avantage de pouvoir s'inscrire dans une étude paramétrique permettant de hiérarchiser (en les faisant varier) les paramètres cinématiques d'écoulement dans leur rôle sur la propulsion.

Le rôle des jambes, abordé rapidement dans le cadre de cette étude, mériterait d'être davantage étudié puisqu'il semble jouer un rôle significatif dans la propulsion. Le dispositif opto-électronique serait alors adapté pour une étude cinématique précise des membres inférieurs. Ces mesures pourraient alors servir à une simulation numérique qui nous fournirait des informations sur les mécanismes propulsifs de ces segments, et leur contribution dans la propulsion globale.

Conjointement, et toujours afin de connaître davantage l'écoulement, à l'origine de la propulsion, des mesures de vitesse par la méthode PIV pourraient être envisagées afin de comparer avec les résultats obtenus en simulation numérique. Cette mesure de l'écoulement pourrait se faire, soit sur un bras robotisé qui permet une grande répétition de trajets identiques (mais seraient difficile à réaliser notamment pour reproduire précisément un geste), soit directement sur un nageur (mais peu de répétabilité, et difficulté de positionner la nappe laser à l'endroit voulu).

Parallèlement à ces études sur la propulsion, il serait intéressant, afin d'élargir la discussion sur un contexte d'analyse plus globale, d'effectuer des mesures de résistance à l'avancement aux trois allures de nage, notamment afin d'étudier la résistance de vague à des nombres de Froude différents. Une étude précise des vagues (amplitudes, longueurs d'onde), par des mesures couplées (balances et méthodes optiques) apporterait des réponses quant à la contribution des vagues sur la résistance totale à l'avancement.

Bibliographie

- AKIS T. et ORCAN Y. (2004). Experimental and analytical investigation of the mechanics of crawl stroke swimming. *Mechanics Research Communications*, 31(2): 243 – 261.
- ARELLANO R. et PARDILLO S. (2001). Teaching hydrodynamic concepts related to swimming propulsion using flow visualization techniques in the pool. *In Fifth National Symposium on Teaching Biomechanics in Sports*, San Francisco - USA.
- ARELLANO R., PARDILLO S. et GAVILAN A. (2002). Underwater undulatory swimming : Kinematic characteristics, vortex generation and application during the start, turn and swimming strokes. *In GIANIKELLIS K., éditeur : 20 International Symposium on Biomechanics in Sports*, Caceres, Spain.
- ARELLANO R., BROWN P., CAPPAERT J. et NELSON R. C. (1994). Analysis of 50-, 100-, and 200-m freestyle swimmers at the 1992 olympic games. *Journal of applied Biomechanics*, 10: 189–199.
- ARELLANO R. et GAVILAN P. (1999). Vortices and propulsion. *In Applied proceedings : Swimming. XVII International Symposium on Biomechanics in Sports*, pages 53–65.
- ARFAOUI A. et POLIDORI G. (2014). Swimming drafting simulation using a k-omega turbulence model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17: 156–157.
- BARBOSA T. M., FERNANDES R., KESKINEN K., COLAÇO P., CARDOSO C., SILVA J. et VILAS-BOAS J. (2006). Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *Int J Sports Med*, 27: 894 – 899.
- BARTHELS K. (1979). The mechanism for body propulsion in swimming. *In TERAUDS J. et BEDINGFIELD E., éditeurs : Swimming III, International Series on Sport Sciences*, volume 8, pages 45–54. University Park Press, Baltimore.
- BASU D., HAMED A. et DAS K. (2005). Des, hybrid rans/les and pans models for unsteady separated turbulent flow simulations. *In ASME 2005 Fluids Engineering Division Summer Meeting*, pages 683–688. American Society of Mechanical Engineers.

- BATTEN P., GOLDBERG U. et CHAKRAVARTHY S. (2002). Lns-an approach towards embedded les. *AIAA paper. 40th Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, Reno, Nevada.*, 427.
- BELOKOVSKY V. (1971). An analysis of pulling motion in the crawl arm stroke. In L. LEWILLIE J. C., éditeur : *Swimming 1*, pages 217–222. Universit Libre de Bruxelles.
- BENNETT L. (1970). Insect flight : lift and rate of change of incidence. *Science*, 167(3915): 177–179.
- BERGER M., HOLLANDER A. et de GROOT G. (1999). Determining propulsive force in front crawl swimming : A comparison of two methods. *Journal of Sports Sciences*, 17: 97–105.
- BERGER M. A., de GROOT G. et HOLLANDER A. (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics*, 28(2): 125 – 133.
- BILINAUSKAITE M., MANTHA V. R., ROUBOA A. I., ZILIUKAS P. et SILVA A. J. (2013). Computational fluid dynamic study of propulsion due to orientation effects of swimmer’s hand. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(6): 817–823.
- BIRCH J. M. et DICKINSON M. H. (2001). Spanwise flow and the attachment of the leading-edge vortex on insect wings. *Nature*, 412(6848): 729–733.
- BIRCH J. M. et DICKINSON M. H. (2003). The influence of wing–wake interactions on the production of aerodynamic forces in flapping flight. *Journal of Experimental Biology*, 206 (13): 2257–2272.
- BIXLER B. et SCHLODER M. (1996). Computational fluid dynamics : an analytical tool for the 21st century swimming scientist. *Journal of Swimming Research*, 11: 4–22.
- BIXLER B. et RIEWALD S. (2002). Analysis of a swimmer’s hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, 35(5): 713 – 717.
- BIXLER B. (1999). The bombastic bernoulli bandwagon (it’s time to step off). *American Swimming Magazine*, 4: 4–10.
- BOLLENS E., ANNEMANS L., VAES W. et CLARYS J. (1988). Peripheral emg comparison between fully tethered and free front crawl swimming. In B. E. Ungerechts, K. Wilke, & K. Reischle (Eds.), *Swimming science V. Champaign, IL : Human Kinetics.*, pages 173–181.
- BOMPHREY R. J., LAWSON N. J., HARDING N. J., TAYLOR G. K. et THOMAS A. L. (2005). The aerodynamics of manduca sexta : digital particle image velocimetry analysis of the leading-edge vortex. *Journal of Experimental Biology*, 208(6): 1079–1094.
- CANTWELL B. et COLES D. (1983). An experimental study of entrainment and transport in the turbulent near wake of a circular cylinder. *Journal of fluid mechanics*, 136: 321–374.
- CAPPAERT J. M. (1999). Biomechanics of swimming analysed by three-dimensional techniques. *Biomechanics and Medicine in Swimming*, 8: 141–145.

- CAPPAERT J., et VANHEEST J. (1998). Angular momentum and swimming economy in the freestyle. In KESKINEN K., KOMI P. et HOLLANDER A. P., éditeurs : *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII, Proceedings of the VIII International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*, pages 59–63. Jyväskylä (Finland), University of Jyväskylä Press.
- CAPPOZZO A., CATANI F. et LEARDINI A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*, 10(4): 171–178.
- CARDELLI C., CHOLLET D. et LERDA R. (1999). Analysis of the 100-m front crawl as a function of skill level in non-expert swimmers. *Journal of Human Movement Studies*, 36: 51–74.
- CASTRO F. et GUIMARAES A. (2006). Front crawl kinematics : breathing and pace acute effects. In VILAS-BOAS J., ALVES F. et MARQUES A., éditeurs : *International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming X*, pages 26–28. Porto, University of Porto.
- CECCON S., CESERACCIU E., SAWACHA Z., GATTA G., CORTESI M., COBELLI C. et FANTOZZI S. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying cast technique by means of automatic tracking. *Journal of Sports Sciences*, 31(3): 276–87.
- CESERACCIU E., SAWACHA Z., FANTOZZI S., CORTESI M., GATTA G., CORAZZA S. et COBELLI C. (2011). Markerless analysis of front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 44 (12): 2236 – 2242.
- CHIARI L., DELLA-CROCE U., LEARDINI A. et CAPPOZZO A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 2 : Instrumental errors. *Gait Posture*, 21(2) :: 197–211.
- CHOLLET D., CHALIES S. et CHATARD J. (2000). A new index of coordination for the crawl : Description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21: 54–59.
- CHOLLET D., PELAYO P., DELAPLACE C., TOURNY C. et SIDNEY M. (1997). Stroking characteristics variations in the 100-m freestyle for male swimmers of different skill. *Perceptual and Motor Skills*, 85: 167–177.
- COHEN R. C., CLEARY P. W., HARRISON S. M. et PEASE B. R. M. D. L. (2014). Pitching effects of buoyancy during four competitive swimming strokes. *Journal of Applied Biomechanics*, 30: 609–618.
- COHEN R. C., CLEARY P. W. et MASON B. (2009). Simulations of human swimming using smoothed particle hydrodynamics. In *7th International conference on CFD in the minerals and process industries, Melbourne, Australia*.
- COHEN R. C., CLEARY P. W. et MASON B. R. (2012). Simulations of dolphin kick swimming using smoothed particle hydrodynamics. *Human Movement Science*, 31(3): 604 – 619.

- COHEN R. C., CLEARY P. W., MASON B. R. et PEASE D. L. (2015). The role of the hand during freestyle swimming. *Journal of biomechanical engineering*, 137(11): 111007.
- COLWIN C. (2002). *Breakthrough swimming*. Human Kinetics Publishers.
- COMOLET R. (2006). *Mécanique expérimentales des fluides. Dynamique des fluides réels, turbomachines*. Sciences Sup, Dunod, 4me dition édition.
- COSTILL D., MAGLISCHO E. et RICHARDSON A. (1992). *Swimming*. London : Blackwell Scientific Publications.
- COUNSILMAN J. (1971). The application of bemoulli's principle to human propulsion in water. In L. LEWILLIE J. C., éditeur : *First International Symposium on Biomechanics of Swimming*, pages 59–71. Université Libre de Bruxelles.
- COUNSILMAN J. et WASILAK J. (1982). The importance of hand speed and hand acceleration. pages 41–55, Fort Lauderdale, Florida. 1981 ASCA World Clinic Yearbook, American Swimming Coaches Association.
- CRAIG A. et PENDERGAST D. (1979). Relationship of stroke rate, distance per stroke, and velocity on comptitive swimming. *Medicine and science in sports*, 11: 278–283.
- CURETON T. K. (1930). Mechanics and kinesiology of swimming. *Res Quart*, 1: 87–121.
- DABNICHKI P. (2011). Unsteady fluid mechanics effects in water based human locomotion. *Mathematics and Computers in Simulation*, 82(3): 471 – 482. 6th Vienna International Conference on Mathematical Modelling.
- DE LEVA P. (1996). Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of chandler's data. *J Biomech*, 29(9): 1231–1233.
- DELAPLACE C., TOURNY-CHOLLET C. et CHOLLET D. (2001). Characteristics stroking variation in long-distance freestyle for male and female swimmers with different skill capacities. *Journal of Human Movement Studies*, 41: 347–368.
- DEMENY G. (1902). *Les Bases scientifiques de l'éducation physique*. Paris.
- DEMENY G. (1904). *Mécanisme et éducation des mouvements*.
- DESCHODT V. (1996). *Paramètres cinématiques et niveau de performance en crawl*. Thèse de doctorat, Université de Lyon 1, Lyon, FRANCE.
- DESCHODT V., ARSAC L. et ROUARD A. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *Eur J Appl Physiol*, 80: 192–199.
- DESCHODT V. et ROUARD A. (1999). Influence du sexe sur les paramètres cinématiques de nage chez les crawleurs de haut niveau. *Science et Sports*, 14: 39–44.

- DICKINSON M. (1996). Unsteady mechanisms of force generation in aquatic and aerial locomotion. *Amer. Zool.*, 36: 537–554.
- DICKINSON M. H. et GOTZ K. G. (1993). Unsteady aerodynamic performance of model wings at low Reynolds numbers. *The Journal of Experimental Biology*, 174(1): 45–64.
- DICKINSON M. H., LEHMANN F.-O. et SANE S. P. (1999). Wing rotation and the aerodynamic basis of insect flight. *Science*, 284(5422): 1954–1960.
- DIGBY E. (1567). *De arte natandi*. London.
- DOPSAJ M., MATKOVIĆ I., THANOPOULOS V., OKIČIĆ T., DOPSAJ M., MATKOVIĆ I., THANOPOULOS V. et OKIČIĆ T. (2003). Reliability and validity of basic kinematics and mechanical characteristics of pulling force in swimmers measured by the method of tethered swimming with maximum intensity of 60 seconds. *Physical Education and Sport.*, 1 N°10: 11–22.
- DOPSAJ M., MATKOVIĆ I., ZDRAVKOVIĆ I., DOPSAJ M., MATKOVIĆ I. et ZDRAVKOVIĆ I. (2000). The relationship between 50m-freestyle results and characteristics of tethered forces in male sprint swimmers : A new approach to tethered swimming test. *Physical Education and Sport.*, 1, N° 7: 15–22.
- DU BOIS-REYMOND R. (1905). Zur physiologie des schwimmens. *Arch. Anat. Physiol.*, 29: 252–278.
- DUBOIS R., THIEL D. et JAMES D. (2012). Using image processing for biomechanics measures in swimming. *Procedia Eng*, 34: 807–812.
- DUPUIS R., ADRIAN M., YONEDA Y. et JACK M. (1979). Forces acting on the hand during swimming and their relationships to muscular, spatial, and temporal factors. In TERAUDS J. et BEDINGFIELD E., éditeurs : *Swimming III, International Series on Sport Sciences*, volume 8, pages 110–117. University Park Press, Baltimore.
- ELIPOT M. (2010). *BIOMECANIQUE ET CONTROLE MOTEUR EN NATATION COURSE : Application des nouvelles techniques de calibration de camra l'analyse cinématique en natation et identification des coordinations motrices lors de phases sous marines de départ chez des nageurs de haut niveau*. Thèse de doctorat, Université Paris Descartes ergonomie, comportement et interactions – LAMA (EA 4070) Département recherche de la FFN.
- ELIPOT M., HELLARD P., TAAR R., BOISSIRE E., REY J., LECAT S. et HOUEL N. (2009). Analysis of swimmers' velocity during the underwater gliding motion following grab start. *Journal of Biomechanics*, 42(9): 1367 – 1370.
- ELLINGTON C. P., VAN DEN BERG C., WILLMOTT A. P. et THOMAS A. L. (1996). Leading-edge vortices in insect flight.
- ELLINGTON C. (1984). The aerodynamics of hovering insect flight. i.-v. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Serie B, Biological Sciences*, 305(1122): 1–181.

- FADAI-GHOBTI A. (2007). *Modélisation de la turbulence en situation instationnaire par approches URANS et hybride RANS-LES. Prise en compte des effets de paroi par pondération elliptique*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- FILHO D. et DENADAI B. (2008). Mathematical basis for modelling swimmer power output in the front crawl tethered swimming : an application to aerobic evaluation. *The Open Sports Sciences Journal*, 1: 31–37.
- FISH F. E. (1994). Influence of hydrodynamic-design and propulsive mode on mammalian swimming energetics. *Australian Journal of Zoology*, 42(1): 79–101.
- FORMOSA D. P., MASON B. et BURKETT B. (2011). The force-time profile of elite front crawl swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 29(8): 811–819.
- FORMOSA D. P., TOUSSAINT H. M., MASON B. R. et BRENDAN B. (2012). Comparative analysis of active drag using the mad system and an assisted towing method in front crawl swimming. *J Appl Biomech*, 28(6): 746–50.
- GARDANO P. et DABNICHKI P. (2006). Application of boundary element method to modelling of added mass and its effect on hydrodynamic forces. *Computer Modeling in Engineering and Sciences*, 15(2): 87–98.
- GOURGOULIS V., AGGELOUSSIS N., KASIMATIS P., VEZOS N., BOLI A. et MAVROMATIS G. (2008). Reconstruction accuracy in underwater three-dimensional kinematic analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11: 90–95.
- GRAFTIEAUX L., MICHARD M. et GROSJEAN N. (2001). Combining piv, pod and vortex identification algorithms for the study of unsteady turbulent swirling flows. *Measurement Science and technology*, 12: 1422–1429.
- HAY J., LIU Q. et ANDREWS J. (1993). The influence of body roll on hand path in freestyle swimming : a computer simulation study. *J Appl Biomech*, 9: 227–237.
- HEDGES L., TRAVIN A. et SPALART P. (2002). Detached-eddy simulations over a simplified landing gear. *Journal of Fluids Engineering*, 124(2): 413–423.
- HOLLANDER A., DE GROOT G., van INGEN SCHENAU G., TOUSSAINT H., DE BEST H., PEETERS W., MEULEMANS A. et SCHREURS A. (1986). Measurement of active drag during crawl arm stroke swimming. *Journal of Sports Sciences*, 4(1): 21–30.
- HUANG R., WU J., JENG J. et CHEN R. (2001). Surface flow and vortex shedding of an impulsively started wing. *Journal of Fluid Mechanics*, 441: 265–292.
- HUNT J., WRAY A. et MOIN P. (1988). Eddies, stream, and convergence zones in turbulent flows. *Tech. Rep.. Center for Turbulence Research Report CTR-S88*.

- IACCARINO G., OOI A., DURBIN P. et BEHNIA M. (2003). Reynolds averaged simulation of unsteady separated flow. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 24(2): 147–156.
- ITO S. et OKUNO K. (2010). Visualization and motion analysis of swimming. *In Procedia Engineering 2 8th Conference of the International Sports Engineering Association (ISEA)*, pages 2851–2856. Elsevier Ltd.
- JAMES M., BANKS J., TURNOCK S. et HUDSON D. (2014). A validated assessment of a swimmer's passive wave resistance using cfd. *In MASON B., BARNES D., JUKES D. et VLAHOVICH N., éditeurs : Proceedings of the XIIth International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*, Canberra, Australia : Australian Institute of Sport.
- JARDIN T. (2009). *Analyse numérique et expérimentale de la sustentation par vol battu : Application aux micro-drones*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- JARDIN T. et DAVID L. (2014). Spanwise gradients in flow speed help stabilize leading-edge vortices on revolving wings. *Physical Review E*, 90(1): 013011.
- JARDIN T. et DAVID L. (2015). Coriolis effects enhance lift on revolving wings. *Physical Review E*, 91(3): 031001.
- JARDIN T., FARCY A. et DAVID L. (2012). Three-dimensional effects in hovering flapping flight. *Journal of Fluid Mechanics*, 702: 102–125.
- JEONG J. et HUSSAIN F. (1995). On the identification of a vortex. *Journal of fluid Mechanics*, 285: 69–94.
- JUNQUA A., LACOUTURE P. et DUBOY J. (1999). *Mcanique humaine. Eléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions*. EP&S Editions.
- KARPOVICH P. V. (1933). Water resistance in swimming. *Res Quart*, 4: 21–28.
- KESKINEN K. et KOMI P. (1993). Stroking characteristics of front crawl swimming during exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 9: 219–223.
- KESKINEN K. (1997). Evaluation of technique performances in freestyle swimming. *Kinesiology*, Vol. 2. No. 1: 30–38.
- KEYS M., LYTTLE A., BLANKSBY B. et CHENG L. (2010). A full body computational fluid dynamic analysis of the freestyle stroke of a previous sprint freestyle world record holder. *In XIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming*. Oslo, Norway.
- KJENDLIE P. et THORSVALD K. (2006). A tethered swimming test is highly reliable. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 6: 231–233.
- KOLMOGOROV S. et DUPLISHCHEVA O. (1992). Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force coefficient in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of biomechanics*, 25(3): 311–318.

- KORICHI A. et OUFER L. (2005). Numerical heat transfer in a rectangular channel with mounted obstacles on upper and lower walls. *International Journal of Thermal Sciences*, 44(7): 644–655.
- KRAMER V. M. (1932). Die zunahme des maximalauftriebes von tragflugeln bei plotzlicher anstellwinkelvergrosserung (boeneffekt). *Z. Flugtech. Motorluftschiff*, 23: 185–189.
- KUDO S. et LEE M. (2010). Prediction of propulsive force exerted by the hand in swimming. In KJENDLIE P. L., STALLMAN R. K. et CABRI J., éditeurs : *Biomechanics and Medicine in Swimming XI*, pages 112–114. Norwegian School of Sport Science, Oslo, Norway.
- KUDO S., SUJAE I. H. et JABBAR K. (2012). Application of pressure measures to predict propulsive forces exerted by the hand during swimming. In *ISBS*. Melbourne, 30th Annual Conference of Biomechanics in Sports.
- KUDO S., VENNEL R. et WILSON B. (2013). The effect of unsteady flow due to acceleration on hydrodynamic forces acting on the hand in swimming. *Journal of Biomechanics*, 46(10): 1697 – 1704.
- KUDO S., YANAI T., WILSON B., TAKAGI H. et VENNEL R. (2008). Prediction of fluid forces acting on a hand model in unsteady flow conditions. *Journal of Biomechanics*, 41: 1131–1136.
- LARDEAU S. et LESCHZINER M. (2005). Unsteady rans modelling of wake-blade interaction : computational requirements and limitations. *Computers & fluids*, 34(1): 3–21.
- LAUDER M., DABNICHKI P. et BARTLETT R. (1998). Three-dimensional reconstruction accuracy within a calibrated volume. In *Proceedings of the 2nd International Conference on the Engineering of Sport*. Blackwell Science, New York.
- LAUDER M., DABNICHKI P., BARTLETT R. et ARITAN S. (1996). The accuracy of kinematic data collected from underwater three dimensional analysis. *The engineering of sport*. In : Haake S (ed). A A Balkema, Rotterdam, pages 303–312.
- LAUDER M. et DABNICHKI P. (2005). Estimating propulsive forces sink or swim ? *Journal of Biomechanics*, 38(10): 1984 – 1990.
- LAUDER M., DABNICHKI P. et BARTLETT R. (2001). Improved accuracy and reliability of sweepback angle, pitch angle and hand velocity calculations in swimming. *Journal of Biomechanics*, 34(1): 31 – 39.
- LAUNDER B. E. (1989). Second-moment closure : present . . . and future ? *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 10(4): 282–300.
- LECRIVAIN G., PAYTON C., SLAOUTI A. et KENNEDY I. (2010). Effect of body roll amplitude and arm rotation speed on propulsion of arm amputee swimmers. *Journal of Biomechanics*, 43(6): 1111 – 1117.

- LECRIVAIN G., SLAOUTI A., PAYTON C. et KENNEDY I. (2008). Using reverse engineering and computational fluid dynamics to investigate a lower arm amputee swimmer's performance. *Journal of Biomechanics*, 41: 2855–2859.
- LIGHTHILL M. (1973). On the weis-fogh mechanism of lift generation. *Journal of Fluid Mechanics*, 60(01): 1–17.
- LIU Q., HAY J. G. et ANDREWS J. G. (1993). Body roll and handpath in freestyle swimming : an experimental study. *J Appl Biomech*, 9: 238–253.
- LOEBBECKE A. V. et MITTAL R. (2009). Propulsive efficiency of the underwater dolphin kick in humans. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131: 054504–1–054504–4.
- LUTTGES M. W. Accomplished insect fliers. In *Frontiers in experimental fluid mechanics*, pages 429–456. Springer, 1989.
- MAGLISCHO C. W., MAGLISCHO E. W., SHARP R. L., ZIER D. J. et KATZ A. (1984). Tethered and nontethered crawl swimming. In TERAUDS J., BARTHEL K., KREIGHBAUM E., MANN R. et CRAKES J., éditeurs : *2me International Symposium on Biomechanics in Sports*, Colorado Springs, USA.
- MAGLISCHO E. W. (1982). *Swimming faster : a comprehensive guide to the science of swimming*. WCB/McGraw-Hill.
- MAGLISCHO E. W. (1993). *Swimming even faster*. McGraw-Hill Humanities, Social Sciences & World Languages.
- MAGLISCHO E. W. (2003). *Swimming fastest*. Human Kinetics.
- MAGLISCHO E. (1999). Biomechanics. *NEWSLETTER of the World Swimming Coaches Association*, pages 1–2.
- MAKARENKO L. P. (1975). *Technical Skills for Swimmers*.
- MANCEAU R. (2011). *Modélisation de la turbulence. Habilitation à Diriger des Recherches*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- MANEN J. V. et RIJKEN H. (1975). Dynamic measurement techniques on swimming bodies at the netherlands ship model basin. In LEWILLIE L. et CLARYS J., éditeurs : *Swimming II, International Series on Sport Sciences*, volume 2, pages 70–79. University Park Press Baltimore.
- MAREY E. J. (1890). *Le vol des oiseaux*.
- MAREY E. J. (1893a). Le mouvement des liquides étudié par la chronophotographie. *La Nature*, 1040.
- MAREY E. J. (1893b). Mouvements de natation de la raie. *La Nature*, 1029.

- MARTIN R., YEATER R. et WHITE M. (1981). A simple analytical model for the crawl stroke. *Journal of Biomechanics*, 14: 539–548.
- MASON B., SACILOTTO G. et MENZIES T. (2011). Estimation of active drag using an assisted tow of higher than max swim velocity that allows fluctuating velocity and varying tow force. *In ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- MASON B. R., FRANCO R., SACILOTTO G. et HAZRATI P. (2014). Characteristics of elite swim start performances. *In ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- MATSUUCHI K., MIWA T., NOMURA T., SAKAKIBARA J., SHINTANI H. et UNGERECHEITS B. (2009). Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming. *Journal of Biomechanics*, 42(1): 42 – 47.
- MAXWORTHY T. (1979). Experiments on the weis-fogh mechanism of lift generation by insects in hovering flight. part 1. dynamics of the fling. *Journal of Fluid Mechanics*, 93(01): 47–63.
- MCCABE C. B. (2008). *Effects of 50m and 400m Race Paces on Three-Dimensional Kinematics and Linear Kinetics of Sprint and Distance Front Crawl Swimmers*. Thèse de doctorat, The University of Edinburgh.
- MCCABE C. B., SANDERS R. H. et PSYCHARAKIS S. G. (2015). Upper limb kinematic differences between breathing and non-breathing conditions in front crawl sprint swimming. *Journal of Biomechanics*, pages –.
- MILLET G., CHOLLET D., CHALIES S. et CHATARD J. (2002). Coordination in frontcrawl in elite triathletes and elite swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 23: 99–104.
- MINETTI A. E., MACHTSIRAS G. et MASTERS J. C. (2009). The optimum finger spacing in human swimming. *Journal of Biomechanics*, 42(13): 2188 – 2190.
- MITTAL R. et IACCARINO G. (2005). Immersed boundary method. *Annu. Rev. Fluid Mech*, 37: 239–261.
- MONNET T., SAMSON M., BERNARD A., DAVID L. et LACOUTURE P. (2014). Measurement of three-dimensional hand kinematics during swimming with a motion capture system : a feasibility study. *Sports Engineering*, 17(3): 171–181.
- MOROUÇO P., KESKINEN K., VILAS-BOAS J. et FERNANDES R. (2011). Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 27: 161–169.
- MOUY P. (1944). *Logique et philosophie des sciences. Cours de philosophie, publié sous la direction de MG Davy*. Numéro 249 pp. Librairie Hachette.
- NAKASHIMA M., MAEDA S., MIW T. et ICHIKAWA H. (2012). Optimizing simulation of the arm stroke in crawl swimming considering muscle strength characteristics of athlete swimmers. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 7 n°2: 102–117.

- NEMESSURI M. et VADAY M. (1971). Breaststroke motor pattern. *In* et J. P. CLARYS L. L., éditeur : *Swimming science I*, pages 161–166. Brussels : Universit libre de Bruxelles.
- NOMURA T. et SHIMOYAMA Y. (2002). The relationship between stroke parameters and physiological responses at the various swim speeds. *In* CHATARD J., éditeur : *Biomechanics and Medicine in Swimming*.
- OPPENHEIM F. (1977). *L'histoire de la natation mondiale et française*. Paris.
- PAI Y.-C. et HAY J. G. (1988). A hydrodynamic study of the oscillation motion in swimming. *International Journal of sport biomechanics*, 4: 21–37.
- PAYTON C. et BARTLETT R. (1995). Estimating propulsive forces in swimming from three-dimensional kinematic data. *Journal of Sports Sciences*, 13 :6: 447–454.
- PAYTON C., BARTLETT R., BALZOPOULOS V. et COOMBS R. (1999). Upper extremity kinematics and body roll during preferred-side breathing and breathholding front crawl swimming. *Journal of Sports Sciences*, 17: 689–695.
- PEASE D. (1999). Spotting technique faults below et above the water. *In 17th International Conference on Biomechanics in Sport*, Perth, Australia.
- PELAYO P. (2010). De l'art de nager à la science de la natation : évolution des conceptions biomécaniques, techniques et pédagogiques. *La revue pour l'histoire du CNRS*, 26: 1–30.
- PELAYO P., MAILLARD D., ROZIER D. et CHOLLET D. (1999). *De la natation au collège et au lycée*. Ed. Revue EP. S.
- PELAYO P., SIDNEY M., KHERIF T., CHOLLET D. et TOURNY C. (1996). Stroking characteristics in freestyle swimming and relationships with anthropometric characteristics. *Journal of applied biomechanics*, 12: 197–206.
- PENDERGAST D., ZAMPARO P., di PRAMPERO P., CAPELLI C., CERRETELLI P., TERMIN A., JR A. C., BUSHNELL D., PASCHKE D. et MOLLENDORF J. (2003). Energy balance of human locomotion in water. *Eur J Appl Physiol*, 90: 377–386.
- POPA C. V., ARFAOUI A., FOHANNO S., TAARA R. et POLIDORI G. (2014). Influence of a postural change of the swimmer's head in hydrodynamic performances using 3d cfd. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 :4: 344–351.
- POSTIAU T. *et al.* (2004). *Génération et parallélisation des équations du mouvement de systèmes multicorps par l'approche symbolique*. Thèse de doctorat, UCL.
- PSYCHARAKIS S. G. et SANDERS R. H. (2009). Validity of the use of a fixed point for intracycle velocity calculations in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(2): 262–265.
- RAMASAMY M., LEISHMAN J. G. et SINGH B. (2005). Wake structure diagnostics of a flapping wing mav. *SAE transactions*, 114(1): 907–919.

- REYNOLDS W. et HUSSAIN A. (1972). The mechanics of an organized wave in turbulent shear flow. part 3. theoretical models and comparisons with experiments. *Journal of Fluid Mechanics*, 54(02): 263–288.
- ROUBOA A., SILVA A., LEAL L., ROCHA J. et ALVES F. (2006). The effect of swimmer's hand/forearm acceleration on propulsive forces generation using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, 39(7): 1239 – 1248.
- RUSHALL B., SPRIGINGS E., HOLT L. et CAPPAERT J. (1994). A reevaluation of forces in swimming. *Journal of swimming research*, 10: 6–30.
- SAMSON M., BERNARD A. et DAVID L. (2012). Experimental and computational studies of the front crawl swimming, at the end of the entry-and-stretch phase. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 15(S1): 224–226.
- SAMSON M., MONNET T., BERNARD A., LACOUTURE P. et DAVID L. (2014). Unsteady computational fluid dynamics in front crawl swimming. *In Poster session. Proceedings of the XIIth International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming*, Canberra, Australia : Australian Institute of Sport.
- SAMSON M., MONNET T., BERNARD A., LACOUTURE P. et DAVID L. (2015a). Kinematic and dynamic coupled measurements in tethered front crawl swimming. *In 33rd International Conference on Biomechanics in Sports*, Poitiers.
- SAMSON M., MONNET T., BERNARD A., LACOUTURE P. et DAVID L. (2015b). Kinematic hand parameters in front crawl at different paces of swimming. *Journal of biomechanics*, 48: 3743–3750.
- SANDERS R. (1999). Hydrodynamics characteristics of a swimmer's hand. *Journal of applied biomechanics*, 15: 3–26.
- SANDERS R. et COWAN E. Lift or drag ? let's get skeptical about freestyle propulsion. University of Perth, Australia, 2001.
- SANDERS R., RUSHALL B., TOUSSAINT H., STAGER J. et TAKAGI H. (2001). Bodysuit yourself : but first think about it. *American Swimming Magazine*, 5: 23–32.
- SATO Y. et HINO T. (2013). A computational fluid dynamics analysis of hydrodynamic force acting on a swimmer's hand in a swimming competition. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12: 679–689.
- SCHLEIHAUF R. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. *Swimming III. University Park Press, Baltimore*, pages 70–109.
- SCHLEIHAUF R. (1986). Swimming skill : a review of basic theory. *The journal of swimming research*, 2, n°2: 11–20.

- SCHLEIHAUF R., GRAY L. et DEROSE J. (1983). Three-dimensional analysis of hand propulsion in the sprint front crawl stroke. *In Biomechanics and medicine in swimming. In : Hollander P, Huijing P, de Groot G (eds). Human Kinetics, Champaign, pages 173–183.*
- SEDOV L. *Two-dimensional problems in hydrodynamics and aerodynamics*, pages 20–30. New York Interscience Publishers, 1965.
- SEIFERT L. (2010). Inter-limb coordination in swimming. *In XIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming, Oslo, 16th -19th June 2010*, pages 35–39. Norway.
- SEIFERT L., CHOLLET D. et BARDY B. (2004). Effect of swimming velocity on arm coordination in the front crawl : a dynamic analysis. *Journal of Sports Sciences*, 22: 651–660.
- SEIFERT L., SCHNITZLER C., ALBERTY M., CHOLLET D. et TOUSSAINT H. (2010). Arm coordination, active drag and propelling efficiency in front crawl. *In Biomechanics and Medicine in Swimming XI*.
- SEIFERT L., CHOLLET D. et ROUARD A. (2007). Swimming constraints and arm coordination. *Human Movement Science*, 26(1): 68 – 86.
- SIDELNIK N. et YOUNG B. (2006). Optimising the freestyle swimming stroke : the effect of finger spread. *Sports Engineering*, 9, Issue 3: 129–135.
- SILVATTI A. P., DIAS F. A. S., CERVERI P. et BARROS R. M. (2012a). Comparison of different camera calibration approaches for underwater applications. *Journal of Biomechanics*, 45: 1112–1116.
- SILVATTI A., SARRO K., CERVERI P., BARONI G. et BARROS R. (2012b). A 3d kinematic analysis of breathing patterns in competitive swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 30 :14: 1551–1560.
- SPALART P. R. (2000). Strategies for turbulence modelling and simulations. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 21(3): 252–263.
- SPEZIALE C. (1998). Turbulence modeling for time-dependent rans and vles : a review. *AIAA journal*, 36(2): 173–184.
- SPEZIALE C. G. (1989). Discussion of turbulence modelling : past and future. *NASA Tech. report 89-58, NASA Langley Research Center*.
- STRAWN R. C., KENWRIGHT D. N. et AHMAD J. (1999). Computer visualization of vortex wake systems. *AIAA journal*, 37(4): 511–512.
- SUN M. et TANG J. (2002). Unsteady aerodynamic force generation by a model fruit fly wing in flapping motion. *Journal of Experimental Biology*, 205(1): 55–70.
- SVEC O. (1982). Biofeedback for pulling efficiency. *Swimming Technique*, 19: 38–46.

- TAKAGI H. et WILSON B. (1999). Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. In KESKINEN K., KOMI P. et HOLLANDER A., éditeurs : *Biomechanics and Medicine in Swimming*, volume VIII, pages 101–106, University of Jyväskylä, Finland.
- TAKAGI H., NAKASHIMA M., OZAKI T. et MATSUUCHI K. (2013). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. *Journal of Biomechanics*, 46: 1825–1832.
- TAKAGI H., NAKASHIMA M., OZAKI T. et MATSUUCHI K. (2014). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic arm and its flow field : Application to the crawl stroke. *Journal of Biomechanics*, 47: 1401–1408.
- TAKAGI H. et SANDERS R. (2002). *Measurement of propulsion by the hand during competitive swimming*. Blackwell Publishing, ujjhashi, s and haake, s.j. édition.
- TAKAGI H., SHIMIZU Y., KURASHIMA A. et SANDERS R. (2001). Effect of thumb abduction and adduction on hydrodynamic characteristics of a model of the human hand. In *Proceedings of swim sessions of the XIX international symposium on biomechanics in sports*, pages 122–126.
- THAYER A. (1990). *Hand pressures as predictors of resultant and propulsive hand forces in swimming*. Thèse de doctorat, University of Iowa, Iowa City, Iowa.
- TOUSSAINT H. (2002a). Biomechanics of propulsion and drag in front crawl swimming. In *ISBS*, pages 13–22. Cáceres, Extremadura, Spain.
- TOUSSAINT H. et BEEK P. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports medicine*, 13: 8–24.
- TOUSSAINT H. et TRUIJENS M. (2005). Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Animal Biology*, 55(1): 17–40.
- TOUSSAINT H. M. (2002b). The fastskin body suit : Hip, hype, but does it reduce drag during front crawl swimming. In *20th International Symposium on Biomechanics in Sports Swimming (Cáceres Spain)*.
- TOUSSAINT H. M., BERG C. V. D. et BEEK W. J. (2002). "pumped-up propulsion" during front crawl swimming. *Medicine and science in sports and exercise*, pages 314–319.
- TOUSSAINT H. M., HOLLANDER A. P., BERG C. V. D. et VORONTSOV A. (2000). Biomechanics of swimming. *Exercise and Sport Science*, pages 639–660.
- TOUSSAINT H. M., ROOS P. E. et KOLMOGOROV S. (2004). The determination of drag in front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 37(11): 1655 – 1663.
- TRONCHIN T. (2013). *Caractérisation expérimentale et numérique des mécanismes tourbillonnaires de génération de portance sur une aile en mouvement couplé de battement et tangage*. Thèse de doctorat, ISAE-ENSMA Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et d'Aérotechnique-Poitiers.

- TUCK E. (1987). Wave resistance of thin ships and catamarans. *Report T8701, Applied Mathematics Department, The University of Adelaide.*
- VAN DEN BERG C. et ELLINGTON C. P. (1997). The three-dimensional leading-edge vortex of a hovering model hawkmoth. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B : Biological Sciences*, 352(1351): 329–340.
- VENNELL R., PEASE D. et WILSON B. (2006). Wave drag on human swimmers. *Journal of Biomechanics*, 39(4): 664 – 671.
- VIGARELLO G. (1988). *Techniques d'hier et d'aujourd'hui, Une histoire culturelle du sport.*
- VORONTSOV A. et RUMYANTSEV V. (2000). Propulsive forces in swimming. *Biomechanics in sport : Performance, enhancement and injury prevention*, pages 205 – 231.
- WANG Z. (2000). Vortex shedding and frequency selection in flapping flight. *Journal of Fluid Mechanics*, 410: 323–341.
- WILKE K. (1992). Analysis of sprint swimming : The 50m freestyle. *Biomechanics and medicine in swimming VI. Edited by D. McLaren, T. Reilly, and A. Lees*, pages 33–46.
- WU G., van der HELM F. C., VEEGER H. D., MAKHSOUS M., ROY P. V., ANGLIN C., NAGELS J., KARDUNA A. R., MCQUADE K., WANG X., WERNER F. W. et BUCHHOLZM 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: 981–992.
- WU J. et SUN M. (2004). Unsteady aerodynamic forces of a flapping wing. *Journal of Experimental Biology*, 207: 1137–1150.
- XIN-FENG W., LIAN-ZE W., WEI-XING Y., DE-JIAN L. et XIONG S. (2007). A new device for estimating active drag in swimming at maximal velocity. *Journal of sports sciences*, 25(4): 375–379.
- YANAI T. (2004). Buoyancy is the primary source of generating bodyroll in front-crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 37(5): 605 – 612.
- YANAI T., HAY J. G. et GEROT J. T. (1996). Three-dimensional videography of swimming with panning periscopes. *Journal of biomechanics*, 29: 673–678.
- YEATER R. A., MARTIN R., WHITE M. K. et GILSON K. H. (1981). Tethered swimming forces in the crawl, breast and back strokes and their relationship to competitive performance. *Journal of Biomechanics*, 14(8): 527 – 537.
- ZAÏDI H., FOHANNO S., TAÏAR R. et POLIDORI G. (2010). Turbulence model choice for the calculation of drag forces when using the cfd method. *Journal of Biomechanics*, 43: 405–411.
- ZAÏDI H. (2008). *Contribution à l'étude des écoulements tourbillonnaires en biomécanique du geste sportif.* Thèse de doctorat, Université de Reims-Champagne-Ardenne.