



U.F.R. des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives



Partie 2

Pour l'obtention de l'Habilitation à Diriger des Recherches

NOTE DE SYNTHÈSE

**Coordination motrice et expertise : Pour une approche complexe du contrôle moteur
dans les activités physiques et sportives**

Par
Ludovic SEIFERT

Composition du Jury :

Prof. Blandine BRIL, Ecole des Hautes Etudes en Sciences Sociales, Paris, France, Rapporteur

Prof. Keith DAVIDS, School of Human Movement Studies, Queensland University of Technology, Australie, Rapporteur

Prof. Benoit BARDY, Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique, Université Montpellier I, France, Rapporteur

Prof. Carole SEVE, Faculté des Sciences du Sport, Université de Nantes, France, Rapporteur

Prof. Didier DELIGNIERES, Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique, Université Montpellier I, France, Examineur

Prof. Huub TOUSSAINT, Faculty of Human Movement Sciences, Move Institute, VU University Amsterdam, Netherlands, Examineur

Prof. João Paulo VILAS-BOAS, Faculty of Sport, Porto University, Portugal, Examineur

Prof. Didier CHOLLET, Faculté des Sciences du Sport, Université de Rouen, France, Examineur

Soutenue publiquement le 7 décembre 2010

Remerciements

A mes parents pour m'avoir toujours soutenu dans mes études.

Merci de votre écoute et de votre compréhension pour les longs moments que j'ai passé à travailler à vos côtés, « en étant là mais sans être vraiment là ».

A Mailou avec qui je partage ma vie et tout ce que ça comprend.

Ton soutien et ton attention sont infaillibles.

A mes collègues de la Faculté des Sciences du Sport de Rouen pour nos discussions et nos échanges, tant sur le plan scientifique que sur le plan humain.

Aux rapporteurs de ce travail et plus largement aux membres du jury pour avoir expertisé cette note de synthèse. Le choix de ce jury n'est pas anodin et j'accorde une attention particulière à chacun des membres qui le compose.

Dans son ouvrage *Théorème de la peur*, l'alpiniste Greg Child (1993) écrivait « *Vingt ans passés à me faire peur et à observer les autres se faire peur au nom de l'escalade m'ont appris que ce sentiment est relatif, avec des degrés et des paliers différents pour chacun de nous. Tous les jours nous affrontons de petites peurs, des peurs d'enfants comme la peur des araignées, du noir. Des peurs plus importantes comme les phobies ou les traumatismes psychologiques qui se dissimulent dans les profondeurs de notre psychisme. Se tenir au pied de cette masse d'énergie en perpétuel mouvement qu'est la montagne, devrait pousser tout citadin à fuir...les grimpeurs recherchent et cultivent les situations de peur. Ils essaient de les maîtriser et de les dompter comme on dresse un cheval sauvage, à peine capturés au lasso* ».

Je crois que ma pratique de l'alpinisme a contaminé mon esprit et ma façon de faire de la recherche scientifique. Je me nourris des problématiques de terrain, je questionne chaque jour l'évidence et les résultats établis la veille, j'opère un va et vient entre la fouille des données et l'analyse de la littérature, procédant souvent à des retours en arrière. Bref, je conçois la recherche scientifique comme une quête, où règnent des incertitudes que j'essaie partiellement d'approcher, de contrôler et de tester ; si bien que ma démarche expérimentale d'enseignant-chercheur s'apparente à l'ascension d'une montagne : c'est une aventure intérieure où le chemin parcouru compte autant que l'atteinte du sommet.

Sommaire

Introduction	6
Partie 1. Positionnement ontologique : de la biomécanique aux sciences de la complexité et à la théorie des systèmes dynamiques – Vers une vision macroscopique de la motricité.	12
1. Approche biomécanique de la motricité : Etat des lieux et analyse critique.....	12
2. La motricité comme système complexe	16
3. La motricité comme système dynamique.....	23
Partie 2. La motricité dans les activités physiques et sportives vue comme un système complexe – Etude de la coordination motrice.....	28
1. La coordination inter-segmentaire pour analyser la motricité en natation selon les sciences de la complexité	29
1.1. Coordination inter-bras en crawl.....	31
1.2. Coordination inter-bras en dos	34
1.3. Coordination bras-jambes en papillon.....	35
1.4. Coordination bras-jambes en brasse.....	38
1.5. Avantages et inconvénients des écarts temporels pour quantifier la coordination motrice en natation	43
1.6. La phase relative continue comme paramètre d'ordre de la coordination motrice en natation	45
2. La coordination inter- et intra-segmentaire pour analyser la motricité en hockey.....	47
3. La coordination inter-segmentaire pour analyser la motricité en escalade sur glace...	48
4. Conclusion.....	51
Partie 3. La « constraints-led approach » et la « pédagogie non-linéaire ».....	54
1. Trois types de contraintes en interaction.....	55
2. L'émergence du comportement sous l'interaction de contraintes en natation	57
2.1. Les contraintes de l'environnement	57
2.1.1. Effet des contraintes environnementales sur la coordination des bras en crawl ...	58
2.1.2. Effet des contraintes environnementales sur la coordination bras-jambes en brasse	60
2.2. Les contraintes de tâche	61
2.3. Les contraintes de l'organisme.....	64
3. La « constraints-led approach », aussi appelée « pédagogie non-linéaire ».....	68
4. La « constraints-led approach » en natation : exemple d'intervention	70
Partie 4. Coordination, Performance et Efficience.....	72
1. Existe-t-il une coordination experte pour une performance experte ?	72

2. Variabilité inter-individuelle : pour un modèle de l'expertise sous forme de « sablier »	77
2.1. Variabilité inter-individuelle chez le nageur élite en crawl	78
2.2. Variabilité inter-individuelle en brasse: élite, expert et non-expert	81
3. Efficience, économie et coordination motrice.....	92
Partie 5. Conclusion et Perspectives : Modélisation de la dynamique comportementale, Approche mixte de l'activité humaine	99
1. Modélisation de la dynamique comportementale.....	99
2. Approche mixte de l'activité humaine	104
Bibliographie.....	116

Introduction

Dans le sport de haut niveau, l'expertise représente la meilleure performance possible. Néanmoins, il convient de distinguer l'expertise comme étant la performance, le résultat, le produit d'une action finalisée, et l'expertise comme étant le moyen, le processus amenant à ce résultat, car la courbe d'apprentissage d'une habileté n'est pas toujours en phase avec la courbe des performances (pour un exemple sur simulateur de ski, Nourrit et al., 2003).

Selon Ericsson et Lehmann (1996), l'expertise peut être comprise comme un haut niveau de performance répété dans le temps ; ces auteurs définissent un expert comme une personne ayant 10 ans de pratique délibérée à haut niveau. Deux caractéristiques sont à retenir : une durée de pratique suffisamment longue et une pratique délibérée, c'est-à-dire que l'expertise fait suite à un engagement répété, motivé, nécessitant des efforts et de la concentration, n'étant pas lié au talent (Ericsson & Lehmann, 1996). Cette théorie de l'expertise fondée sur la pratique délibérée a reçu un certain nombre de critiques relatives à l'effet de l'âge, du contexte socio-culturel, des aspects génétiques, du degré de spécificité de l'activité pratiquée, de la motivation et plus largement de l'implication des processus cognitifs (Abernethy et al., 2003 ; Beek et al., 2003 ; Sternberg, 1996 ; Ward et al., 2004). Si l'expertise ne peut s'atteindre qu'au prix d'un effort conscient et renouvelé du pratiquant, le traitement de l'information et l'attention lié à un acte volontaire représentent un coût non négligeable, et une limite des processus cognitifs (Abernethy et al., 2003). En référence aux approches écologiques et dynamiques du contrôle moteur, Beek et al. (2003) indiquent que la nature du couplage « sujet-environnement », « perception-action » ne peut pas être la même entre un non-expert et un expert, l'expert étant davantage capable d'exploiter l'information en relation avec les contraintes de tâche pour s'organiser. Par ailleurs, la perspective cognitive met au centre l'apprentissage explicite pour atteindre l'expertise, minorant les apports d'un apprentissage incident (*i.e.*, par observation) (Bandura, 1971 ; Horn & Williams, 2004) et implicite (*i.e.*, par exploration) (Masters, 2000 ; Masters & Maxwell, 2004). Un apprentissage explicite consiste à donner une série de consignes verbales sur les moyens pour atteindre le but ; le sujet traduisant ces consignes en connaissances procédurales, stockées en mémoire et mobilisées sous formes d'algorithmes de réponses, sans tenir compte du couplage que le sujet a avec l'environnement, du rôle fonctionnel (*i.e.*, adaptatif) de la variabilité (Davids et al., 2006). En critique à l'apprentissage explicite, il est suggéré que l'expertise et l'accès à cet expertise serait plutôt tâche-dépendant, sujet-dépendant et environnement-dépendant (Newell, 1986 ; Davids et al., 2008).

Conscient des apports mais aussi des limites des approches cognitivistes, nous présenterons une synthèse de nos travaux de recherche en nous appuyant sur une approche complexe du contrôle moteur afin d'analyser (i) l'expertise, non pas en terme de performance mais plutôt en considérant l'habileté motrice menant à cette performance, et (ii) l'accès à cette expertise.

Défendant une approche complexe du contrôle moteur, nous montrerons comment la biomécanique et la théorie des systèmes dynamiques sont complémentaires et permettent d'aller vers une analyse macroscopique du comportement, notamment à travers l'étude des coordinations motrices. Ainsi, nous montrerons que la coordination motrice peut être évaluée par une variable collective, macroscopique, résumant le comportement, ou en tous cas les éléments essentiels de ce comportement qui sont en interaction, et qui définissent une « coordination ». De fait, la première question que nous soulevons dans cette note de synthèse est celle du choix d'étudier la coordination motrice, et celle du choix des éléments en interaction pour résumer cette coordination motrice, comme variable permettant d'analyser l'expertise.

La deuxième question fondamentale est de savoir s'il y a un mode de coordination motrice dit « expert » qu'il faudrait imiter ? Selon la perspective cognitive du contrôle moteur et plus particulièrement avec la théorie du traitement de l'information (Schmidt, 1975, 1982), un haut niveau d'expertise est la capacité à reproduire un comportement à l'identique et à augmenter la part automatisée du mouvement. En effet, en considérant que le système nerveux central est un organisateur et un prescripteur de programmes moteurs et de plans d'action pour le système effecteur, si l'information d'entrée dans le programme moteur est identique d'un essai à l'autre, alors la réponse devrait être elle aussi identique. Dans ce cadre, l'accès à l'expertise se fait par réduction d'écart, en modifiant les paramètres du programme moteur d'entrée jusqu'à réaliser le comportement expert.

Cette approche cognitive du contrôle et de l'apprentissage moteur trouve un écho favorable dans les textes officiels d'éducation physique et sportive en France, notamment en 1985, 1996 et encore actuellement, traduisant les paramètres du programme moteur en connaissances déclaratives, procédurales et méta-connaissances que l'élève doit intégrer pour agir. Néanmoins, avec Bernstein (1967), Gibson (1966, 1979), Kelso (1984, 1995), Kugler et Turvey (1987), Turvey (1992, 2004, 2007), Newell (1986, 1991) une alternative regroupant l'approche écologique et la théorie des systèmes dynamiques a ouvert un nouveau cadre épistémologique pour étudier et comprendre le contrôle et l'apprentissage moteur. Dans ce

cadre, il ne semble pas y avoir un seul mode de coordination motrice « idéal » dans l'absolu mais une coordination motrice émergente de l'interaction de contraintes: les contraintes de tâches, de l'organisme et de l'environnement (Davids et al., 2004, 2008 ; Glazier & Davids, 2009 ; Newell, 1986). Ainsi, les contraintes ne s'opposent pas aux ressources, mais donnent une direction et restreignent l'étendue des possibles. L'expertise serait donc la capacité à interagir avec les contraintes pour les exploiter aux mieux. En ce sens, les approches écologique et dynamique n'accordent pas de primauté au système nerveux central comme organisateur du mouvement, se questionnant sur la possibilité de programmer de nombreux degré de liberté, *i.e.* les 800 muscles et 100 articulations du corps humain (Bernstein, 1967). En fait, la motricité humaine s'apparenterait à un système complexe où différents éléments (musculo-squelettiques), à différents niveaux (moteur, neuronal, hormonal, etc), interagissent temporairement dans l'organisation de la réponse. Il n'y aurait pas une causalité linéaire entre perception et action telle que l'envisagent les approches cognitivistes (identification du stimulus sensoriel, sélection et programmation de la réponse par le système nerveux central, réalisation de la réponse motrice par le système effecteur périphérique ; Schmidt, 1975, 1982) mais plutôt une causalité circulaire (Kelso, 1995 ; Turvey, 2004, 2007), un couplage « perception-action » pour l'approche écologique et « sujet-environnement » pour la théorie des systèmes dynamiques, où l'information est dans le couplage que le sujet construit en interagissant avec l'environnement. Dans ce cadre, l'expertise serait l'adaptation continue de la coordination à un ensemble de contraintes plutôt que l'imitation d'un mode de coordination unique, dit « expert ». Davids et al. (2004, 2008) préconisent une « constraints-led approach » où le pédagogue est invité à manipuler l'ensemble des contraintes permettant de faire émerger le comportement souhaité, c'est-à-dire utiliser une forme d'apprentissage implicite respectant la particularité de chaque apprenant, plutôt qu'un apprentissage explicite énumérant un ensemble de principes et de règles d'action permettant de paramétrer un programme moteur (Masters, 2000 ; Masters & Maxwell, 2004).

La troisième question que soulève cette note de synthèse est la relation entre coordination, performance et efficacité. Si nous assumons les présupposés de la théorie des systèmes dynamiques, notamment que la réponse motrice émerge (et non pas programmée) de l'interaction de contraintes (de l'organisme, de l'environnement et de la tâche), une même performance pourrait être atteinte de plusieurs façons. Autrement dit, l'expertise n'est pas contenue exclusivement dans la capacité à reproduire mais dans celle à s'adapter aux contraintes. De fait, les différences de comportement pour une même tâche prescrite et/ou

pour un même niveau de performance ne sont pas vues comme un écart au comportement expert, puisque la pédagogie utilisée n'est pas celle de l'imitation et de la reproduction, mais celle de l'exploration ; ce qui n'empêche nullement l'enseignant ou l'entraîneur de guider le sujet. Aussi, dans l'étude des relations entre « coordination » et « performance », nous revisitons la question de la variabilité, postulant que la variabilité intra- et inter-individuelle n'est pas à considérer tacitement comme une erreur ou une déviance à réduire mais comme une source potentielle d'adaptation individuelle à la situation (Bartlett et al., 2007 ; Davids et al., 2003 ; Hamill et al., 2000 ; Newell et al., 2006). Ce positionnement épistémologique redonne une place à chaque sujet qui n'est plus assimilé à un ordinateur traitant de l'information ; les analyses statistiques ne reposent plus sur la loi des grands nombres, au comparaisons de groupes (*i.e.*, comparaison de moyenne) avec vocation de généralisation, mais renvoient plutôt à des méthodes analysant par exemple les profils de coordination, la dynamique comportementale dans le temps, et procédant à la classification des sujets ou des différents essais.

L'étude des relations entre « coordination » et « efficacité » analyse le coût d'une coordination, dans le but d'explorer ce qu'est un comportement efficace à moindre coût, notamment à travers l'étude des relations entre la coordination motrice et le coût énergétique, le coût mécanique et des indicateurs d'efficacité.

En définitive, notre note de synthèse comportera cinq parties :

- (i) Premièrement, nous présentons une réflexion sur notre positionnement ontologique, considérant la motricité humaine comme un **système complexe**, à l'interface entre la **biomécanique** et le **contrôle moteur**, **l'approche des systèmes dynamiques** nous permettant de comprendre la complexité de la motricité humaine en dépassant une analyse purement mécanique et cognitive du comportement.

Dans les trois parties suivantes, nous présenterons notre contribution personnelle auprès de la communauté scientifique, qui a fait l'objet de projets financés de recherche et de publications, de collaborations nationales et internationales, de co-directions de Master et de Thèse, de conférences invitées et/ou de communications orales et/ou affichées dans des congrès. Néanmoins, plus qu'une présentation de nos principaux résultats, nous justifierons le choix et l'apport du cadre théorique des systèmes dynamiques pour la réalisation de ces études :

- (ii) L'analyse de la motricité comme système complexe et dynamique, en ce sens qu'analyser la complexité ne semble possible qu'en la résumant par une variable essentielle dite variable collective ou macroscopique.
- (iii) La manipulation de différentes contraintes pour faire émerger le comportement attendu – ce que Davids et al. (2008) ont appelé la « constraints-led approach » pour aller vers une pédagogie non-linéaire (Chow et al., 2006, 2007b ; Davids, 2010).
- (iv) La relation entre coordination et performance (efficacité) ou plus largement le problème de l'expertise, notamment à travers la question de la variabilité intra- et inter-individuelle, dégageant ainsi l'opportunité de dresser des profils de coordination. Notre contribution défend l'idée d'un modèle de l'expertise sous forme de sablier. Puis nous avons aussi investigué l'efficacité (efficacité à moindre coût, notamment à travers l'étude du coût énergétique et mécanique) du comportement pour rattacher l'évolution de la coordination motrice à l'efficacité propulsive lorsque des contraintes de tâche, d'environnement et/ou de l'organisme sont modifiées. Nous avons également commencé à explorer le coût d'un mode de coordination (en accord avec des travaux princeps sur la locomotion du cheval, Hoyt & Taylor, 1981 ; puis ceux développés par Sparrow, 1983, 2000).

Enfin, une cinquième partie, plus prospective, concerne nos orientations de recherches en cours, nos perspectives de collaborations et nos projets de recherche pour l'avenir :

- (v) Nos perspectives vont dans deux directions : la modélisation de la dynamique du comportement selon les sciences de la complexité ; une approche mixte de l'activité humaine.

Au-delà de l'apprentissage et de l'optimisation de la coordination pour des finalités de performance et d'efficacité, le recours à la modélisation d'une coordination motrice comme système complexe permettra d'apporter des connaissances sur la motricité en général. La modélisation permettra d'identifier des états stables dans la motricité, de caractériser la variabilité/stabilité de ces états stables lorsque des contraintes sont manipulées, de catégoriser des individus. En d'autres termes, la modélisation de la motricité permettra de créer une véritable « carte d'identité » motrice pour chaque individu et d'assigner cet individu à une catégorie d'individus semblables. Evidemment la catégorisation des individus n'est pas réalisée dans un but discriminatoire, mais fonctionnel. Il s'agit de mettre

en relation la carte d'identité motrice individuelle avec l'interaction des contraintes (tâches, environnement, organisme) qui ont amené l'émergence de comportement. Par ailleurs, les études biomécanique et du contrôle moteur nous semblent insuffisantes pour appréhender la complexité de l'activité humaine, une deuxième perspective est l'analyse de l'expertise à plusieurs niveaux en croisant l'approche dynamiques des coordinations motrices et une entrée centrée « activité », à travers le cadre théorique du cours d'action, permettant de rendre compte du vécu des utilisateurs (*e.g.* sensations, les perceptions, les focalisations, les préoccupations, les émotions, les pensées et interprétations ; Theureau, 1992, 2004, 2006). Cette approche mixte de l'activité humaine reste dans une approche écologique de l'activité, croisant les programmes de recherche des systèmes dynamiques et du cours d'action.

Partie 1. Positionnement ontologique : de la biomécanique aux sciences de la complexité et à la théorie des systèmes dynamiques – Vers une vision macroscopique de la motricité.

Lors de notre soutenance de thèse en 2003, le jury était composé pour moitié de biomécaniciens et pour moitié de spécialistes du contrôle moteur, si bien qu'il nous a été demandé dans quel domaine se situait notre travail. Après 7 ans de recherche et la lecture de nombreux articles et ouvrages, nous situons le cadre de nos recherches à l'interface entre la biomécanique et le contrôle moteur, considérant la motricité humaine comme un **système complexe** que la théorie des **systèmes dynamiques** nous aide à comprendre. Aussi, il nous revient de préciser comment s'est opéré ce rapprochement entre biomécanique et contrôle moteur, en particulier en référence à la théorie des systèmes dynamiques et plus largement aux sciences de la complexité.

1. Approche biomécanique de la motricité : Etat des lieux et analyse critique

Hay (1980, 1993) définit la biomécanique comme la science examinant les forces intérieures et extérieures agissant sur un corps humain et les effets produits par celles-ci. La biomécanique « moderne » (Allard & Blanchi, 2000) dépasse les cadres de la mécanique et de la biologie humaine traditionnelle et est considérée comme étant « *l'application de la physique à l'étude de tout organisme vivant, à l'étude des forces générées ou subies par l'organisme et de leurs effets sur son mouvement ou ses déformations* » (Fig. 1).

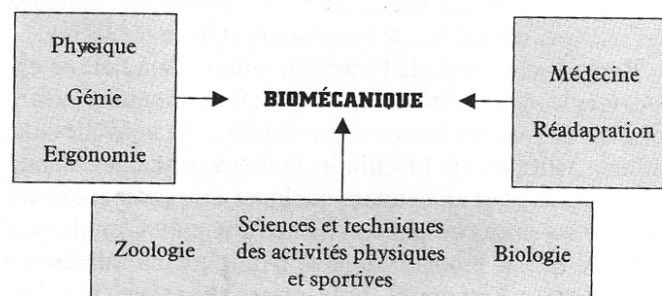


Figure 1. La biomécanique est « au croisement des sciences exactes et appliquées, médicales et naturelles » (Allard & Blanchi, 2000).

Les buts principaux de la biomécanique sont l'optimisation de la performance, la réduction des blessures et l'adaptation de matériel à l'humain (Allard & Blanchi, 2000 ; Bartlett, 2005, 2007 ; Elliott, 1999). Concernant l'optimisation de la performance, la

biomécanique l'analyse traditionnellement par un modèle hiérarchique, présentant des mécanismes de causalité entre les différents niveaux et éléments de la performance (Fig. 2 pour un exemple en natation).

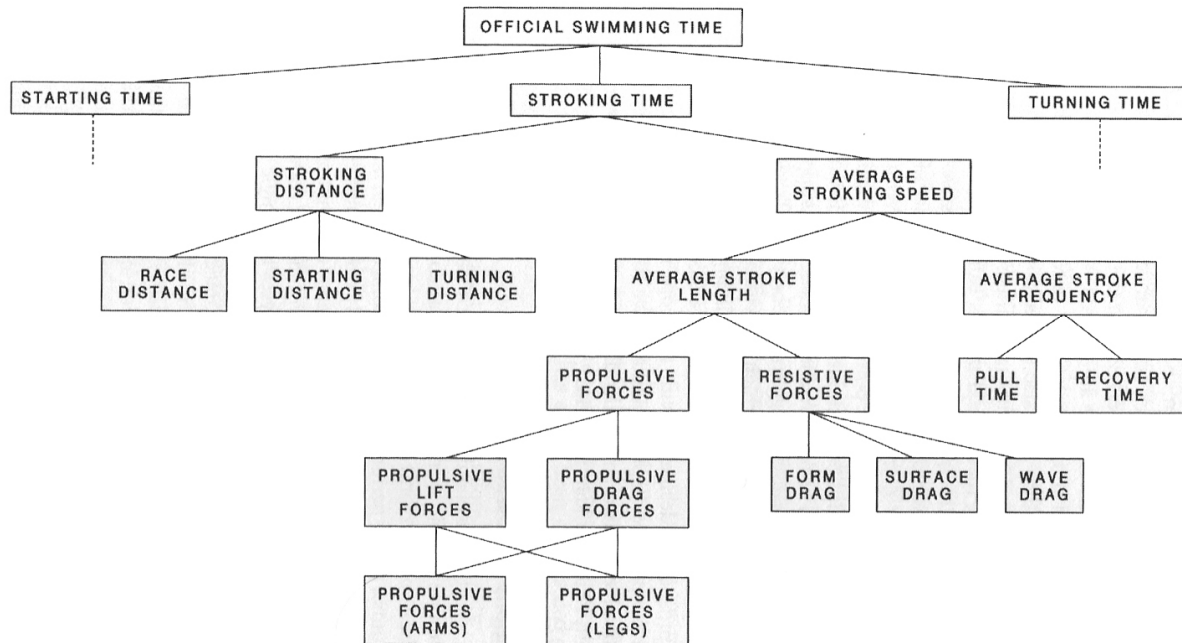


Figure 2. Modèle hiérarchique de la performance en natation (Hay, 1993).

Cependant, une des critiques récurrentes adressée à la biomécanique est son aspect trop descriptif ; d'autant qu'elle segmente les éléments de la performance en utilisant un modèle hiérarchique et déterministe plutôt que de considérer les interactions entre les éléments afin d'aborder des aspects plus explicatifs et fonctionnels du mouvement (Elliott, 1999 ; Glazier & Davids, 2009 ; Glazier et al., 2006). La lecture de plusieurs études récentes et d'articles de synthèse sur la biomécanique (Bartlett, 2005, 2007 ; Bartlett et al., 2007 ; Glazier et al., 2006 ; Hamill et al., 2000) nous invite à dépasser la définition de la biomécanique moderne et l'usage d'un modèle hiérarchique, pour rapprocher la biomécanique du contrôle moteur (Enoka, 2004). Par exemple, dans son ouvrage *Sports Biomechanics: Reducing injury and improving performance*, Bartlett (2005) introduit le chapitre 5 « *Aspects of biomechanical analysis of sports performance* » en expliquant brièvement le contrôle du mouvement ; il aborde le problème de la coordination des mouvements en se référant à Bernstein (1967) (p. 149), puis il évoque la théorie du schéma de Schmidt (1975) et le couplage perception-action en citant Kelso (1984) et Williams et al. (1998) (p. 150 à 152). Dans son ouvrage *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*, Bartlett (2007) introduit le premier chapitre « *Movement patterns: the essence of sports*

biomechanics » en parlant d'une « *novel approach to sports biomechanics...considering the constraints-led approach to studying human movements* » (p. XIX) alors que dans le même temps, Davids et al. (2008) publient un ouvrage sur le contrôle et l'apprentissage moteur intitulé « *Dynamics of skill acquisition : A constraints-led approach* » montrant que l'approche par les contraintes (initiée par Newell, 1986) est utilisée à la fois en biomécanique et en contrôle moteur.

Un second exemple, concernant le rôle de la variabilité, indique le même rapprochement entre biomécanique et contrôle moteur. Dans un article de synthèse intitulé « *Is movement variability important for sports biomechanics?* » du journal *Sports Biomechanics*, Bartlett et al. (2007) synthétisent un ensemble d'études sur la variabilité du mouvement, en dépassant les analyses cinématiques et cinétiques pour aborder le problème du contrôle moteur, en s'appuyant sur les théories écologiques et des systèmes dynamiques. D'ailleurs, parmi les mots clés de l'article, nous pouvons retrouver : « *constraints, coordination, movement variability* » qui sont plus communément cités dans les articles ayant attiré au contrôle moteur. Dans cette direction, Hamill et al. (2000) publient une revue de synthèse intitulée « *Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective* » dans *Journal of Applied Biomechanics*, montrant que la barrière entre biomécanique et contrôle moteur s'estompe. Enfin, dans l'ouvrage collectif *Movement system variability* coordonné par Davids, Bennett et Newell (2006), reconnus comme des chercheurs de renom sur le contrôle moteur, Glazier et al. (2006) écrivent un chapitre qui rompt une fois pour toute la frontière entre biomécanique et contrôle moteur : « *The interface of biomechanics and motor control : Dynamic systems theory and the functional role of movement variability* ».

Sur la problématique de la variabilité, Glazier et al. (2006) indiquent cinq raisons pour lesquelles la biomécanique a ignoré jusqu'à récemment le contrôle moteur dans l'analyse de la performance : (i) la performance est souvent analysée à partir d'un essai ou du meilleur essai et non pas de la variabilité inter-essai, (ii) une haute performance sous-entend une invariance motrice ; dans ce cadre, la variabilité inter-essai n'a que peu d'intérêt alors qu'elle prend un aspect fonctionnel dans les approches écologiques du contrôle moteur, (iii) l'utilisation de modèle hiérarchique amène une approche réductionniste (plutôt que systémique) qui n'indique pas d'information sur les modes de coordination sous-tendant à la performance, (iv) les biomécaniciens font souvent le postulat qu'il existe une solution motrice optimale, si bien qu'ils rassemblent les données pour analyser un groupe de sujets, ce qui gomme les différences inter-individuelles, (v) enfin, les analyses se font souvent à un moment

donné plutôt qu'à travers une dynamique temporelle, ce qui gomme la variabilité de performance qui pourrait être liée à des événements extérieurs.

Depuis une dizaine d'années la plupart des divergences précédentes commencent à être prises en compte, rapprochant la biomécanique, de la physiologie et de la bioénergétique (donnant lieu à une nouvelle appellation : la biophysique ; pour une application en natation, voir Barbosa et al., 2010 ; Pendergast et al., 2006), des neurosciences et de la psychologie (Beek et al., 1995 ; Fig. 3), si bien que de nouvelles méthodes s'intéressent à la variabilité inter- et intra-individuelle (Button et al., 2006 ; Rein et al., 2010), aux séries temporelles de données et à leur dimension fractale (Delignières, 2009 ; Delignières & Torre, 2009 ; Molenaar & Newell, 2010), à la nature stochastique ou déterministe de ces séries de données (Riley & Turvey, 2002 ; Stergiou, 2004). Dans cette collaboration entre la biomécanique et les autres domaines de recherche, Delignières (2009) souligne que « *l'approche dynamique des coordinations motrices se situe au carrefour de disciplines telles que la psychologie, la biomécanique, l'anatomie et la physiologie* » (p. 49). Comme le précisent Beek et al. (1995), si l'approche des systèmes dynamiques est au carrefour des autres domaines, cela ne signifie pas qu'elle est centrale, mais qu'elle offre un point de rencontre interdisciplinaire, issue de la synergétique (Haken, 1983), car elle permet de comprendre comment le mouvement émerge de l'échange des flux de matière, de force/énergie et d'information avec l'environnement. L'information concerne le domaine de la psychologie, la biomécanique étudie les forces et l'énergie, tandis que l'anatomie et la physiologie s'intéressent à la matière (en l'occurrence les composants structurels d'un système).

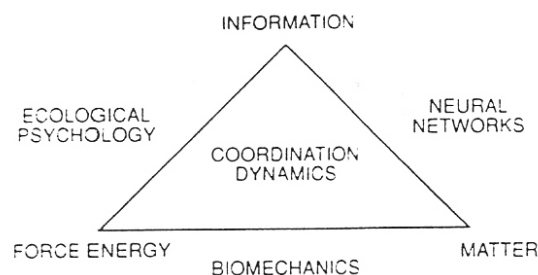


Figure 3. Position interdisciplinaire de l'approche dynamique des coordinations (Beek et al., 1995).

Pour autant, la théorie des systèmes dynamiques est à replacer dans un contexte plus large que sont les sciences de la complexité.

2. La motricité comme système complexe

Les sciences de la complexité (von Neumann, 1966), de l'auto-organisation (von Foerster, 1962) et de la thermodynamique (Schrödinger) ont pris naissance dans les années 60, cherchant à dépasser les théories des systèmes (von Bertalanffy), de l'information (Hartley, Shannon & Weaver), de la communication, de la cybernétique (Wiener, Ashby) qui ont posé les bases de la complexité dans les années 40-50. La question initiale était de savoir si on pouvait contenir, réduire, simplifier l'information (de nature qualitative) dans une unité simple (de nature quantitative : binary digit ou bit, qui revient à coder l'information de façon binaire par 1 ou 0) permettant des calculs et des programmes par ordinateur. Zwirn (2006) situe cette étape initiale autour de 1936 avec les travaux de Turing, Church, Post et Gödel, dont la thèse fut de résumer en une fonction récursive la liste des opérations à effectuer pour réaliser un calcul, et donnant lieu à la machine de Turing. L'enjeu fut de concevoir des machines de Turing, puis des ordinateurs assez puissants pour réaliser l'ensemble des calculs à traiter. Néanmoins, lorsque le calcul à accomplir demande un grand nombre d'opérations séquentielles, Varela (1989a) évoque le « goulot d'étranglement de von Neumann », parlant d'une limitation du nombre d'opérations traitables par l'ordinateur.

Dans ce cadre, assimiler le système nerveux central à un ordinateur et considérer que ce système nerveux central pilote l'ensemble des degrés de liberté du corps humain soulève au moins deux questions : (i) Peut-on réduire l'information à des symboles, des codes permettant des calculs par un ordinateur ? (ii) En considérant que le système nerveux central est cet ordinateur qui traite de l'information et envoie des programmes moteurs au système effecteur, peut-on concevoir que le système nerveux central programme toutes les opérations séquentielles permettant de réaliser le mouvement ?

Un léger détour pour résumer les conceptions des **approches cognitivistes** et plus particulièrement de la théorie du traitement de l'information et de la théorie du schéma (Schmidt, 1975, 1982) est nécessaire. Schmidt (1975, 1982) postule que la motricité est gouvernée par le système nerveux central, ce dernier étant assimilé à un ordinateur traitant de l'information. L'information suit un chemin hiérarchique allant de la périphérie (muscles, tendons, articulations, surface cutanée, etc) jusqu'au système nerveux central puis retourne à la périphérie pour exécuter la réponse motrice. Le traitement de l'information est fondé sur des règles appliquées séquentiellement. En effet, sur la base d'informations antérieures stockées en mémoire, le système nerveux central identifie le stimulus, sélectionne un

programme moteur général et spécifie les paramètres de ce programme moteur général. En fait, les informations antérieures (conditions initiales, résultats antérieurs, spécifications antérieures des paramètres) servent à construire des représentations du mouvement, des connaissances procédurales et des méta-connaissances permettant l'élaboration de schéma de rappel (Schmidt, 1975, 1982). Sur la base des conséquences sensorielles antérieures et de la programmation des conséquences sensorielles attendues, le système nerveux central élabore un schéma de reconnaissance comparant ce qui est produit avec ce qui est attendu (Schmidt, 1975, 1982). Dans cette théorie du schéma, on peut s'attendre à ce que les mêmes conditions initiales alimentent le même schéma de rappel et amènent une réponse unique et identique entre les essais. De la même manière, l'apprentissage se ferait par réduction d'écart, grâce au schéma de reconnaissance qui permet la correction progressive des erreurs signalés par le comparateur. Dans ce cadre, le stade final de l'apprentissage (stade autonome) que décrit Schmidt (1975, 1982) consiste en une automatisation du comportement ; un haut niveau d'expertise étant la capacité à reproduire un comportement à l'identique et à augmenter la part automatisée du mouvement. Les pédagogues utilisent souvent un modèle expert à imiter et ont recours à un apprentissage explicite à partir d'une série de consignes verbales.

Si l'on tient compte des apports des sciences de la complexité, il semble que cette vision soit limitée. En effet, von Neumann inscrit le paradoxe dans la différence entre la machine vivante (*e.g.*, le corps humain) et la machine artefact (*e.g.*, l'ordinateur), montrant que la machine vivante est constituée d'éléments peu fiables, se dégradant, se régénérant et se renouvelant, qu'on ne peut pas assimiler à un ordinateur. Il est critiqué le fait de traiter de l'information comme programmer une somme d'opérations séquentielles suivant une causalité linéaire, en pointant l'intérêt de considérer l'auto-organisation et l'émergence d'une réponse liée aux interactions des éléments.

Aussi, deux raisons nous ont amené à analyser la motricité comme un système complexe. Premièrement, avoir une approche **systemique et holiste**, dans ce sens nous avons favorisé une analyse globale de la motricité, vue dans son ensemble (*i.e.*, les éléments et leurs interactions), plutôt que s'attacher aux propriétés de tous les éléments la constituant. Par exemple, une analyse purement biomécanique nous aurait permis d'étudier les aspects cinématique, cinétique, électro-myographique, la dynamique inverse. Pour autant, la *gestalt* théorie souligne que le tout est plus que la somme des parties. Ce n'est donc pas la somme des parties et surtout pas en multipliant ces parties (les types de mesures et de variables) qu'il nous semblait possible de comprendre la motricité. Nous nous sommes plutôt intéressé à

caractériser la motricité par un petit nombre de variables, mais des variables essentielles résumant le comportement, même si une limite que Morin (2005) assigne à l'approche systémique est que « *trop d'abstraction générale détache du concret et n'arrive pas à former un modèle* ». Dans *Le macroscopie*, de Rosnay (1977) résume bien les différents niveaux d'observation qui s'offrent à l'homme ; il indique que le télescope permet d'observer l'infiniment grand, le microscope permet d'observer l'infiniment petit et le macroscopie permet d'observer l'infiniment complexe. Aussi, nos recherches ont tenté d'appréhender la complexité de la motricité en repérant la variable essentielle (*i.e.*, le paramètre d'ordre) permettant de capturer le comportement d'un point de vue « macroscopique », notamment en considérant l'organisation des différents degrés de liberté en une unité fonctionnelle où les éléments interagissent temporairement, appelée « coordination ». Kelso (2009) montre que l'étude des coordinations est contexte-dépendant, pouvant s'intéresser à la coordination (i) à l'intérieur d'un système (*e.g.*, les neurones dans une partie du cerveau), (ii) entre les différents éléments d'un système (*e.g.*, différentes parties du corps) et (iii) entre différents types de systèmes (*e.g.*, le couplage organisme-environnement, la coordination inter-personnelle, Araujo et al., 2004).

Deuxièmement, la motricité humaine concerne un organisme vivant en perpétuel mouvement où les conditions initiales d'exercice physique changent sans cesse. Aussi, la deuxième raison pour considérer la motricité comme un système complexe est qu'elle correspond à une **machine vivante ouverte** sur l'environnement et non pas à une machine artefact ou artificielle. En effet, une machine artificielle agissant en vase clos a un fonctionnement relativement prévisible qui est plutôt compliqué que complexe. Atlan (1979) définit un système compliqué comme un système que l'on peut comprendre en le décomposant en éléments simples afin de les analyser séparément. Par exemple, un engrenage est compliqué car il contient plusieurs rouages, mais la connaissance du mouvement de chacun des éléments le constituant permet d'en comprendre le tout. Dans cette approche réductionniste, le degré de complication est mesuré par le temps de calcul d'ordinateur nécessaire pour réaliser un programme pour décomposer l'ensemble.

Le paragraphe qui suit propose une définition de la motricité comme système complexe et en détaille plusieurs caractéristiques. Un système est dit complexe quand « *un grand nombre de constituants interagissent de manière non triviale, c'est-à-dire non linéaire ou avec des boucles de rétroaction* » (p. 19) (Zwirn, 2006). Aussi, penser la complexité

revient à se détacher de la pensée réductionniste et simplifiante qui isole ce qu'elle sépare, et occulte tout ce qui relie, interagit, interfère. La pensée complexe aspire à la connaissance multidimensionnelle en sachant que la connaissance complète est impossible ; de fait, Morin (2005) souligne qu'il ne faut pas confondre « complexité » et « complétude ». Dans ce sens, Atlan (1979) définit la complexité comme « *la quantité d'information qu'il nous manque, l'incertitude sur le système* » (p. 74). Alors, accepter qu'on ne peut avoir qu'une connaissance incomplète des choses nous invite à avoir une vision globale, macroscopique, si bien que Zwirn (2006) donne comme première caractéristique d'un système complexe : le **holisme**.

La deuxième caractéristique d'un système complexe est sa capacité d'**auto-organisation** et d'**émergence** (Atlan, 1979 ; Davids et al., 2008 ; Delignières, 2009 ; Haken, 1983 ; Morin, 2005 ; Zwirn, 2006). L'auto-organisation est la capacité d'une machine à organiser ses propres constituants en un tout ordonné (Atlan, 1979). En effet, un système complexe dévoile au niveau global des propriétés nouvelles qui ne sont pas présentes dans les éléments qui le composent (Clergue, 1997). On parle de propriétés d'émergence qui sont souvent pertinentes au niveau global mais qui sont dépourvues de sens au niveau individuel des constituants. En fait, Delignières (2009) ajoute qu'au-delà des interactions entre les éléments, il faut considérer la relation éléments-système à double sens : « *L'élément est premier, et les propriétés du tout apparaissent comme la conséquence des propriétés des éléments et de leurs interrelations. En retour, le système affecte les éléments qui le constituent si bien que les éléments sont porteurs d'informations qui les dépassent et qui concernent la totalité à laquelle ils contribuent* » (p. 46-47). Autrement dit, il y a une causalité circulaire signifiant que le système est à la fois « organisé » par les éléments et leur interaction et « organisant » car il exerce en retour une contrainte sur les éléments. Haken (1983) et Kelso (1995) parlent de **principe d'asservissement ou d'esclavage**.

Dans ce cadre, nous nous sommes intéressés à la motricité à travers l'étude de la coordination inter- et intra-segmentaire car il nous semblait avoir accès à la fois aux propriétés des segments eux-mêmes et en même temps à leur couplage spatio-temporel. Par exemple, le nageur de brasse a de nombreuses façons d'organiser les mouvements de bras et de jambes d'une part et leur couplage d'autres part, permettant de repérer une bi-stabilité chez le débutant (deux modes de coordination : la superposition des propulsions bras et jambes, caractérisée par un mouvement d'« essuie-glace » ; des superpositions de phases contradictoires : chevauchement partiel ou total de la propulsion d'un train pendant que l'autre train effectue son retour, ressemblant à un mouvement d'« accordéon », Fig. 4) (Leblanc et al., 2009 ; Seifert & Chollet, 2008 ; Seifert et al., 2010e).



Figure 4. Mode de coordination bras-jambes du débutant en brasse ressemblant au mouvement d'un accordéon.

Chez le débutant les mouvements des bras et des jambes peuvent être analysés indépendamment, en observant par exemple le temps accordé à la propulsion, à la glisse et au retour sous marin. Néanmoins, ces phases peuvent être bien réalisées sans pour autant préjuger d'une bonne ou mauvaise coordination bras-jambes. Par ailleurs, l'analyse séparée du mouvement des bras et des jambes n'indique rien des raisons de nager comme un « essuie-glace » ou comme un « accordéon », alors qu'une analyse de la coordination bras-jambes permet de comprendre que ces deux modes de coordination sont les plus simples à utiliser : l'« accordéon » revient à faire des flexions simultanées (et des extensions simultanées) renvoyant au principe d'iso-contraction tandis que l'« essuie-glace » revient à faire une flexion d'un train pendant une extension de l'autre train, mais surtout un mouvement vers l'avant simultanément avec les bras et les jambes, ou vers l'arrière simultanément avec les bras et les jambes, renvoyant au principe d'iso-direction (Baldissera et al., 1982, 1991 ; Swinnen et al., 1997).

La troisième caractéristique est le **couplage système-environnement**, faisant qu'on distingue un système ouvert d'un système clos. Morin (2005) parle de système « auto-organisé » pour une machine vivante dont les éléments sont peu fiables c'est-à-dire qui se dégradent et interagissent temporairement. Ensuite, Morin (2005) définit un système d'« auto-éco-organisé » quand il est ouvert (*vs.* clos), c'est-à-dire qu'il entretient des relations riches avec l'environnement. En fait, en opposition aux machines artefacts ou artificielles (*e.g.*, automates cellulaires) dites non-adaptatives, Gell-Mann (1997), Zwirn (2006) distinguent les systèmes complexes adaptatifs (organismes vivants comme le cerveau ou les sociétés humaines). Les travaux issus de la synergetique (Haken, 1983) et de la thermodynamique (Prigogine & Stengers, 1979) caractérisent les systèmes ouverts comme étant des systèmes

dissipatifs où s'effectuent des échanges constants de flux de matière, de force/énergie et d'information avec l'environnement. Ces échanges de flux éloignent le système de l'équilibre, si bien qu'il acquiert de l'énergie potentielle qu'il va dissiper vers l'extérieur pour maintenir sa stabilité. Lorsque le système ne peut plus conserver sa stabilité par dissipation d'énergie, il va bifurquer de façon non-linéaire vers un nouvel état stable, ce qui se traduira par une diminution d'énergie dans le système. Au final, au-delà de la relation éléments-système, il convient d'observer la relation système-environnement, si bien que Kelso (1995) propose de considérer un schéma tripartite pour comprendre la coordination: (i) les paramètres agissant sur le système, correspondant à l'interaction de contraintes, « boundary constraints », (ii) le paramètre d'ordre caractérisant les états stables du système qui émergent des contraintes, et (iii) les éléments eux-mêmes en interaction.

Ceci nous amène à la caractéristique **d'adaptabilité** des systèmes complexes. Les systèmes complexes ne répondent pas passivement aux évènements externes, mais ils peuvent modifier leur structure interne pour devenir plus performant dans leur environnement, donc mieux adaptés. En natation, le nageur doit à la fois organiser les propriétés musculosquelettiques des membres en mouvement, mais aussi interagir avec l'environnement aquatique, dans la mesure où il doit s'organiser pour flotter (relation entre poussée d'Archimède et gravité), s'équilibrer (contrôle des mouvements de translation et de rotation) et se propulser (loi de Newton sur l'action-réaction et de Bernouilli sur la portance) ; il a donc des contraintes internes et externes à gérer en un tout ordonné, sachant que rien n'est acquis puisque tout mouvement du corps et de ses segments a des conséquences sur le mouvement suivant. L'adaptabilité d'un système peut se traduire par davantage de complexité, dont Arthur et al. (1997) ont décrit trois moyens: (i) la diversité résultant de la coévolution, (ii) la sophistication des structures, et (iii) la capture de programmes.

De plus, cette adaptabilité est source de potentielle **non-linéarité** du système, liée au fait que les différents éléments peuvent agir dans plusieurs directions (Davids et al., 2008). Le changement d'un système est dit linéaire quand une modification des conditions initiales ou d'un des paramètres du système amène un changement progressif et proportionnel du comportement ; ce changement est dit non-linéaire quand une modification d'un des paramètres du système amène un changement qualitatif ou quantitatif important d'une des propriétés, voire du comportement total du système. Ce changement brutal et important, sans passage par un état intermédiaire, est appelé bifurcation ou transition (Kelso, 1995, 2009 ;

Zwirn, 2006). La transition de comportement est une adaptation non-linéaire du système aux contraintes. Par exemple, nous avons vu précédemment que les nageurs experts en brasse présentaient un état stable comportemental, notamment une alternance des propulsions des bras et des jambes, et synchronisation des retours de bras et jambes ; cette organisation motrice représente un mode de coordination en « continuité » des phases propulsives (Maglischo, 2003). Pour autant, ces experts sont capables d'adaptabilité en variant les modes de coordination bras-jambes selon les contraintes environnementales (*e.g.*, la vitesse de nage, les résistances à l'avancement), ce que les débutants semblent incapables de faire (Leblanc et al., 2005 ; 2009 ; Seifert et al., 2010e). Ainsi, à vitesse lente, les brasseurs experts utilisent un mode de coordination en « glisse », avec un temps mort entre la propulsion des jambes et des bras, où le corps est en complète extension (Maglischo, 2003). A vitesse intermédiaire, la glisse disparaît laissant place à une « continuité » des propulsions, et à vitesse rapide, ces nageurs transitent vers un mode de coordination en « superposition », n'attendant pas la fin de propulsion des jambes pour débiter la propulsion des bras (Chollet et al., 2004 ; Maglischo, 2003 ; Seifert & Chollet, 2005). Comme nous l'évoquerons dans la partie 3, l'importance (aspect quantitatif) et la nature (aspect qualitatif) des contraintes environnementales changent et provoquent une transition de mode de coordination. Par ailleurs, il est important de noter que ce mode de coordination en « superposition » est aussi présent chez le débutant mais pour une autre raison que l'expert : tandis que l'expert tente de maintenir une haute vitesse moyenne de nage par une reprise anticipée de la propulsion des bras, le débutant superpose ses propulsions (le corps formant un « X » ; Fig. 5) dans le but de toujours exercer une force vers le bas afin de rester en surface (Seifert & Chollet, 2008).



Figure 5. Position en « X » due à une superposition des propulsions des bras et des jambes.

La cinquième caractéristique est le fait qu'un système complexe est composé de **plusieurs niveaux** ou sous-systèmes, comme les système nerveux, hormonal, respiratoire, biomécanique (Davids et al., 2008 ; Jantzen et al., 2008 ; Kelso, 2009 ; Morin, 2005 ; Schöner

& Kelso, 1988). Les caractéristiques précédentes peuvent donc s'observer au niveau des différents sous-systèmes. Dans nos travaux, et donc dans notre note de synthèse, nous nous sommes intéressés uniquement à un système : le système musculo-squelettique.

3. La motricité comme système dynamique

Les approches écologiques (courant de la perception directe, Gibson, 1966, 1979 ; Turvey, 2007 ; théorie des systèmes dynamiques, Bernstein, 1967 ; Kelso, 1995) s'inscrivent dans les caractéristiques précédentes concernant les systèmes complexes (auto-organisation, émergence, non linéarité, système/méta-système/sub-système, etc), si bien que nous n'allons pas reprendre ces éléments, mais les spécifier quand nécessaire. Dans le courant de la perception directe, **l'information** est le fruit d'un **couplage circulaire** « **perception-action** », signifiant qu'il faut « *percevoir pour bouger, mais aussi bouger pour percevoir* » (Gibson, 1979). Gibson (1979) définit la perception comme « *the active pick-up of information by the observer* ». Warren (1984) insiste en indiquant qu'au-delà d'un lien entre perception et action, les deux sont intégrés: « *Perceptual information is constrained within the organism-environment synergy and cannot be considered apart from the potential to act. What we perceived depends on the kind of act we are engaged in, as well as on our ability to perform that act. Vice versa, how we act depends on what we perceive* ». Quant à lui, Turvey (2004) parle d'une relation continue entre « *perception degrees of constraint and action degrees of freedom* », c'est-à-dire pour Bardy et Mantel (2006) d'une « *dépendance mutuelle entre les forces internes produites par le sujet et les flux informationnels, à la fois conséquences et causes du mouvement. Conséquences car le déplacement de le sujet produit une transformation unique de la configuration optique, qui peut exprimer par la relation : Flux = f(Force). Causes car les forces à produire sont souvent calibrées, en direction ou intensité, en fonction de ce flux optique [Force = g(Flux)]* ». Au final, il s'agit bien d'un couplage circulaire et non-linéaire, sans primat d'un élément sur l'autre ; le concept **d'affordance** est au centre de ce couplage « perception-action », et représente les possibilités d'action disponibles pour le sujet (Gibson, 1979).

Pour la théorie des systèmes dynamiques, l'information définit la nature du couplage « **sujet-environnement** » non pas dans le sens d'affordance mais de **structures de coordination** (Beek & Meijer, 1988 ; Kelso, 1995). De plus, l'information ne résulte pas d'un code binaire qui définit simplement un état, mais elle définit la **coexistence d'états** (*i.e.*,

métastabilité) et son évolution en fonction du contexte et du temps (Jirsa & Kelso, 2004 ; Kelso & Engstrom, 2006). En effet, Jirsa et Kelso (2004) indiquent que « *the notion of a state must be extended to that of a transient state, or, even better, to the notion of coexisting tendencies. These tendencies are for the parts to retain their autonomy or independence (i.e., diverging tendency), and the simultaneous tendency for the parts to coordinate together (i.e., converging tendency)* ». Ces auteurs ajoutent que « *the stability of information over time is guaranteed by the coupling between component parts and processes* ». Ce principe de coexistence d'états est appelé principe de « **In-Between** » par Kelso et Engstrom (2006) et revient à dépasser l'opposition entre deux états mais leur complémentarité (« The Complementarity Nature »).

Aussi, une autre caractéristique des systèmes dynamiques est d'étudier les **changements d'états** dans le temps plutôt que de s'intéresser aux aspects structurels d'un système en situation statique (Davids et al., 2008 ; Kelso, 1995). Il s'agit d'étudier les états stables (*i.e.*, les attracteurs) vers lesquels le système converge naturellement et ses changements d'états (*i.e.*, les transitions) lorsque les paramètres de contrôle du système sont modifiés graduellement. Les états stables correspondent à différentes valeurs du paramètre d'ordre ; ce dernier étant un paramètre spécifique qui permet de capturer d'un point de vue qualitatif et macroscopique la dynamique du système (Delignières, 2004 ; Kelso, 1995 ; Temprado & Montagne, 2001). Les paramètres de contrôle correspondent à des paramètres non-spécifiques du système, c'est-à-dire qu'ils influencent son changement sans le définir (Delignières, 2004 ; Kelso, 1995 ; Temprado & Montagne, 2001). Dans les études princeps de Haken et al. (1985) et Kelso (1984) concernant la coordination bi-manuelle, le paramètre d'ordre capturant le couplage articulaire entre l'index de la main droite et l'index de la main gauche était la phase relative (PR) (calculée à partir de l'activation musculaire (signal EMG) des index ou de la position et vitesse angulaire des index). Deux états stables (*i.e.*, bi-stabilité), correspondant à deux valeurs de phase relative, étaient observés pour un faible niveau de contrainte : un mode en in-phase (PR=0°) correspondant à une iso-contraction des index (*e.g.*, flexions simultanées) et un mode en anti-phase (PR=180°) correspondant à des contractions simultanée des muscles non-homologues (flexion d'un doigt avec l'extension de l'autre doigt) (Haken et al., 1985 ; Kelso, 1984). L'augmentation progressive du paramètre de contrôle (*e.g.*, la fréquence d'oscillation) amène un changement dans le paysage des attracteurs ; le sujet transitait d'une bi-stabilité (in- et anti-phase) à une mono-stabilité (in-phase). En plus de l'analyse des transitions, les changements du système peuvent être appréhendés sous deux formes : sa **stabilité** (adaptation à une perturbation) et sa **variabilité**

(flexibilité entre les états stables) (Hamill et al., 2000 ; Kelso, 1994, 1995 ; Li et al., 2005 ; Newell & Corcos, 1993).

La **variabilité** est régulièrement analysée à travers l'étude des **fluctuations critiques** (Kelso et al., 1986 ; Schöner et al., 1986), du **temps de changement** (Kelso et al., 1988 ; Scholz et al., 1987 ; Schöner et al., 1986) et de **l'hystérésis** (Kelso, 1994, 1995). Les fluctuations critiques correspondent aux variations d'écart-type de la valeur du paramètre d'ordre (Kelso et al., 1986 ; Schöner et al., 1986). Ces fluctuations sont faibles et constantes pendant l'état stable, mais elles augmentent significativement avant la transition, annonçant une bifurcation du paramètre d'ordre. Les fluctuations critiques sont maximales pendant la phase de transition, puis elles diminuent jusqu'à un niveau constant lorsque le nouvel état stable est établi, et jusqu'à la prochaine transition. Le temps de changement correspond au temps de transition ; plus il est long, moins le système est variable et résiste au changement (Scholz et al., 1987 ; Schöner et al., 1986). Bien que le temps de changement dépende des propriétés du système, une intention peut modifier la dynamique de coordination (Kelso et al., 1988 ; Scholz & Kelso, 1990). L'hystérésis correspond à la sensibilité du système à son histoire (Kelso, 1994, 1995). Quand le paramètre de contrôle d'un système change de direction, le comportement peut rester dans son nouvel état et retourner en retard ou en avance à l'état précédent. Cette adaptation différenciée dans le temps met en avant les capacités d'auto-organisation du système face à la contrainte et à son passé (augmentation ou diminution des contraintes).

La **stabilité** peut être étudiée par le calcul du **temps de relaxation** (Schöner et al., 1986 ; Scholz et al., 1987 ; Scholz & Kelso, 1989). Le temps de relaxation correspond au temps mis par le système à retrouver son état de départ après une perturbation. Ce retour est d'autant plus long que le système est proche de l'état critique. Par exemple, lors d'une tâche de coordination bi-manuelle où il est demandé au sujet d'osciller avec ces deux index en suivant une fréquence imposée par un métronome, une résistance de 50 ms est appliquée sur l'index droit pour perturber sa fréquence d'oscillation et provoquer une perturbation temporaire dans le couplage des deux index (Scholz et al., 1987 ; Scholz & Kelso, 1989). Le temps mis pour retrouver l'état d'origine (temps de relaxation) est plus grand pour le mode en anti-phase (flexion d'un index pendant l'extension de l'autre index) que celui en in-phase (iso-contraction) montrant que ce dernier mode est le plus stable (Scholz et al., 1987).

Au final, Kelso (1994, 1995, 2009), Jirsa & Kelso (2004) énoncent plusieurs signatures d'un système dynamique (Fig. 6), dont les cinq principales sont : (i) la cohabitation d'états stables (*i.e.*, multi-stabilité) à travers la dynamique du système ; (ii) l'existence de

transitions entre les états stables ; (iii) l'hystérésis ; (iv) les fluctuations critiques autour de la transition ; (v) le temps de relaxation d'un système après une perturbation.

1. Small set of phase (e.g., $\phi = 0$; $\phi = \pi$) and frequency (e.g., 1:1, 2:1, 3:2, . . .) relations among interacting components, so-called *coordination modes*. [COROLLARIES. *Temporal stability*; "*invariance*" across parameter changes]
2. Multi- (e.g., bi-) stability: coexistence of several coordination modes for the same parameter value
3. Hysteresis: coordination mode observed depends on *direction* of parameter change
4. Switching among coordination modes at critical values of a parameter
5. Loss of stability en route to switching
6. If system is symmetric, no systematic drift of phase-locked modes before switching (pitchfork bifurcation). [COROLLARY. *No preferred transition pathways*]
7. If system is asymmetric, *directed* drift of phase-locked modes before switching (saddle-node or tangent bifurcation). [COROLLARY. *Preferred transition pathways*]
8. Signatures of instability before switching, for example, critical slowing down; fluctuation enhancement
9. Characteristic time scales for coordination, for example, switching time distribution
10. Small set of *tendencies* to synchronize phase and frequency relations, that is, no strict mode locking
11. Metastability; intermittency
12. Characteristic dwell time distribution near metastable states
13. Extra steps or cycles between nearly mode-locked states
14. Phase slippage and wandering; desynchronization or loss of entrainment

Figure 6. Signatures d'un système dynamique (Kelso, 1994).

Dans ce cadre, Kelso et Schöner (1988), Kelso (1994) présentent une démarche pour étudier la dynamique d'un système autour de cinq étapes : (i) identifier le paramètre d'ordre qui caractérise la coordination ; (ii) définir les états stables observés qui représentent les attracteurs du paramètre d'ordre ; (iii) déterminer les paramètres de contrôle qui déplacent le système à travers ses états stables ; (iv) étudier la stabilité et la perte de stabilité de la coordination qui permet de déterminer la dynamique du paramètre d'ordre ; (v) établir des relations entre les niveaux d'observation en partant du couplage entre les composants jusqu'à la dynamique du système.

Dans les parties 2 et 3, nous présenterons une synthèse de nos travaux que nous voulions au plus proche de leur contexte naturel de pratique afin de laisser tout son sens à l'environnement et donc au couplage sujet-environnement. Ces choix ne nous ont pas permis d'étudier les cinq signatures (attracteur, transition, fluctuations critiques, hysteresis, temps de relaxation) d'un système dynamique ; par contre nous avons pu identifier et manipuler les trois types de contraintes (organisme tâche, environnement ; Newell, 1986) participant au couplage sujet-environnement, perception-action et faisant émerger différents attracteurs et transiter le système entre ces états stables (Fig. 7).

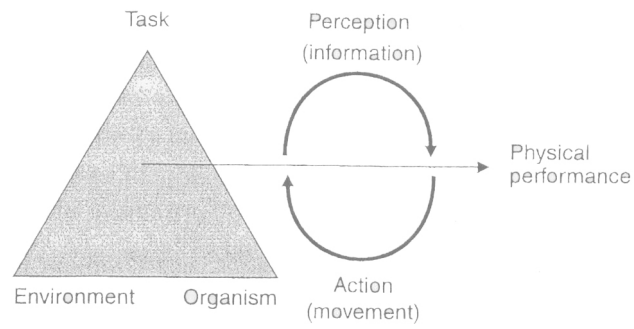


Figure 7. Trois types de contraintes permettant de comprendre comment s'opère le couplage perception-action et comment le comportement émerge de ce couplage (Davids et al., 2003 ; Newell, 1986).

Partie 2. La motricité dans les activités physiques et sportives vue comme un système complexe – Etude de la coordination motrice

Dans nos travaux et ceux que nous avons co-dirigé, les différents éléments en synergie ont concerné la coordination inter- et intra-segmentaire. Cette démarche a aussi été appliquée pour étudier de nombreux mécanismes : celui de la régulation posturale (Bardy et al., 1999, 2002, 2007 ; Faugloire et al., 2006 ; Marin et al., 1999), celui de la transition marche-course chez l'homme (Diedrich & Warren, 1995 ; Donker et al., 2001), celui de la coordination des membres inférieurs dans des tâches d'oscillation sur simulateur de ski ou balançoire (Nourrit et al., 2003 ; Teulier & Delignières, 2007 ; Teulier et al., 2006 ; Vereijken et al., 1992), celui de la transition dans la quadrupédie (Schöner et al., 1990) notamment chez le cheval pour la transition marche-trot-galop (Hoyt & Taylor, 1981). La plupart de ces exemples ont fait l'objet de l'analyse de littérature de notre mémoire de thèse et des masters et thèses co-dirigés, si bien que nous allons principalement évoquer notre contribution personnelle en pointant et en justifiant son originalité et son apport.

L'originalité et l'apport de nos recherches est :

(i) d'analyser la motricité en **contexte naturel, écologique de pratique** pour que le comportement émerge des contraintes habituellement vécues par le sportif ; en référence à Bril (2002), Bril et Goasdoué (2009) qui montrent que la dimension socio-culturelle agit comme une contrainte environnementale. Par exemple, une de nos études analysent l'effet de l'expertise en escalade sur cascade de glace. Il serait vain de comparer des experts entre eux en leur donnant à tous le même piolet, alors qu'ils ont pratiqué pendant des années durant avec un piolet qu'ils se sont appropriés. En effet, le poids, la répartition du poids, la courbe du manche, la forme et la résonance de la lame sont autant d'éléments propres à chaque piolet qui conditionne le couplage « grimpeur-piolet-glace ». Dans une situation semblable (*i.e.*, taille de pierre), Bril et al. (2010) ont montré l'importance du poids du marteau lors de la frappe : un marteau plus léger amenant une trajectoire plus longue et une plus grande vitesse pour produire une énergie cinétique plus grande.

(ii) de caractériser le comportement par une variable macroscopique permettant de comprendre la **complexité de l'organisation inter-segmentaire** en dépassant l'approche biomécanique réductionniste et dans le même temps de fournir un feed-back rapide pour l'intervention de l'entraîneur, de l'enseignant et de l'éducateur.

Pour ce faire, notre apport a visé à : (i) définir la variable essentielle, macroscopique, *i.e.*, le paramètre d'ordre de la coordination et (ii) identifier les différents états stables lors d'activité humaine en contexte, notamment en natation, en hockey sur gazon et en escalade sur glace.

Cette présentation concerne une partie de nos travaux de thèse sur la coordination entre les bras en crawl, la thèse de Melwyn Carter (en cours) sur la coordination entre les bras en dos, la thèse de Laurent Boulesteix (2005) sur la coordination bras-jambes en papillon, le mémoire INSEP de Michel Pedroletti (2003) et la thèse de Hugues Leblanc (2008) sur la coordination bras-jambes en brasse, le mémoire de Master 1 de Vincent Payen (2004) et de Julien Vantorre (2005) sur la coordination bras-jambes lors de la reprise de nage en brasse, le mémoire de Master 2 (2006) et la thèse (en cours) de Julien Vantorre sur la coordination des bras lors d'un départ en crawl, le mémoire de Master 2 (2005) et la thèse (en cours) de Perrine Brétigny sur la coordination inter-segmentaire et intra-segmentaire des membres supérieurs lors d'un shoot en hockey sur gazon et le Master 2 de Léo Wattebled (2010) sur la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs chez le grimpeur en escalade sur glace.

1. La coordination inter-segmentaire pour analyser la motricité en natation selon les sciences de la complexité

Ce paragraphe fait l'objet de plusieurs articles de synthèse parus dans des ouvrages scientifiques (Chollet & Seifert, 2010 ; Seifert & Chollet, 2008) et dans des revues de vulgarisation (Seifert & Chollet, 2007), d'articles dans des revues internationales (Chollet et al., 2000, 2004, 2006, 2008 ; Seifert & Chollet, 2009 ; Seifert et al., 2007b, 2010e), de communications orales dans des congrès nationaux et internationaux (Boulesteix et al., 2003 ; Carter & Chollet, 2003 ; Carter et al., 2006) et de deux conférences comme conférencier invité (Chollet & Seifert, 2009 ; Seifert, 2010).

Plusieurs raisons nous ont amené à considérer la locomotion aquatique (natation) comme un système complexe :

- (i) L'homme rencontre des résistances à l'avancement inhabituelles, si bien que les forces propulsives doivent dépasser les forces résistives pour avancer (Toussaint & Truijens, 2005).

- (ii) Dans cet environnement aquatique, les préoccupations de l'homme ne se résument pas qu'à la propulsion (*e.g.*, l'avancement) ; la coordination inter-segmentaire sert aussi à l'équilibration, la flottaison, la respiration, si bien qu'une partie des forces exercées n'est pas destinée à avancer. Par exemple, du fait de mettre la tête dans l'eau en crawl et d'avoir une respiration latérale, il convient de considérer la coordination propulsion-respiration (*i.e.*, entre le mouvement des bras et la rotation de la tête) (Lerda & Cardelli, 2003 ; Lerda et al., 2001 ; Seifert et al., 2005b, 2008b).
- (iii) La génération de forces propulsives ne repose pas exclusivement sur la troisième loi de Newton sur l'action-réaction, mais renvoie aussi aux forces de portance en référence au principe aérodynamique de Bernouilli (Cousilman, 1981 ; Schleihauf, 1979 ; Toussaint & Truijens, 2005). De fait, le mouvement du bras et de la main n'est pas qu'un mouvement circulaire de roue à aube mais un mouvement en forme de S inversé où la main s'oriente dans différentes directions pour réaliser des godilles.
- (iv) Enfin, le nageur doit organiser dans le temps la répartition du mouvement dans l'eau et dans l'air (*e.g.*, le retour aérien des bras par rapport à la propulsion aquatique des bras en crawl, en dos et en papillon), vers l'avant et vers l'arrière (*e.g.*, le retour aquatique par rapport à la propulsion aquatique des bras et des jambes en brasse).

Au final, la motricité en natation apparaît comme un système complexe à trois niveaux : (i) au niveau du système musculo-squelettique, (ii) au niveau du système respiratoire, (iii) au niveau couplage sujet-environnement (nageur-milieu aquatique). Dans ce cadre, notre préoccupation était à la fois (i) de mieux comprendre le fonctionnement de l'humain avec comme support les activités physiques et sportives, si bien que nous nous sommes situés à l'interface entre la biomécanique et le contrôle moteur, et en même temps (ii) de permettre un feed-back rapide à l'entraîneur et au sportif pour l'apprentissage moteur ou l'optimisation de sa performance. Ainsi, le paramètre d'ordre identifié pour caractériser la motricité a pris deux formes : (i) une mesure temporelle discrète (*i.e.*, un écart temporel exprimé en % du temps total d'un cycle de nage ou une phase relative discrète exprimée en degré) concrètement utilisable par l'entraîneur, et (ii) un indicateur spatio-temporel en continu (*i.e.*, la phase relative continue) permettant une analyse de la variabilité intra-cycle. Dans ce sens, nous verrons en partie 4 que l'étude de la variabilité intra-cycle a permis de caractériser des profils de coordination et donc de procéder à l'analyse de la variabilité inter-individuelle.

Il a été montré que les bras en crawl (Deschodt et al., 1999) et en dos (Maglischo, 2003) contribuaient à ~80-90% de la propulsion (~10-20% pour les jambes) et entre 40 et 60% en brasse (Maglischo, 2003). De plus, dans les nages simultanées (papillon et brasse), le règlement 2005-2009 de la Fédération Internationale de Natation (FINA) impose un mouvement simultané des deux bras et un mouvement simultané des deux jambes ; par contre le mouvement de bras alterne avec celui des jambes amenant des discontinuités motrices qu'il convient d'organiser. Pour ces deux raisons, les études sur la coordination inter-segmentaire se focalisent sur la coordination entre les deux bras pour les nages alternées (crawl et dos) et sur la coordination bras-jambes pour les nages simultanées (papillon et brasse). L'enjeu d'évaluer la coordination inter-segmentaire en mesurant des écarts temporels entre des points clés du cycle de nage est basé sur deux constats :

- (i) Au niveau mécanique et énergétique, il est moins coûteux d'entretenir une vitesse acquise plutôt que de créer de la vitesse ; il semble donc nécessaire de minimiser les fluctuations de vitesse instantanée (Barbosa et al., 2005, 2006, 2010 ; Nigg, 1983 ; Vilas-Boas et al., 2010). Par conséquent, nous avons choisi d'évaluer l'écart temporel entre deux phases propulsives afin d'estimer le temps perdu entre deux phases de production de vitesse.
- (ii) Pour autant, nous nous attachons bien à évaluer la coordination et non pas la propulsion, car tel qu'expliqué ci-dessus, le nageur ne se coordonne pas uniquement dans le but de se propulser, mais aussi pour d'autres raisons biomécaniques (*e.g.*, minimiser les résistances à l'avancement, respirer, s'équilibrer et flotter) et pour des raisons de contrôle moteur (*e.g.*, réaliser des actions en même temps, réaliser des actions identiques). Par conséquent, nous avons aussi choisi de mesurer des écarts temporels qui permettent de remplir ces fonctions. Il ne faudra donc pas considérer les index de coordination comme des index de propulsion.

1.1. Coordination inter-bras en crawl

Chollet et al. (2000) ont découpé un cycle de bras en quatre phases : (i) l'entrée, la glisse et la prise d'appui, (ii) la traction, (iii) la poussée, et (iv) le retour aérien ; la traction et la poussée représentant la propulsion. L'index de coordination (IdC) quantifie l'écart temporel existant entre le début de la propulsion d'un bras et la fin de propulsion de l'autre, et permet

de mesurer la continuité des actions propulsives (Chollet et al., 2000). IdC est la moyenne d'IdC_{gauche} (équation 1) + IdC_{droit} (équation 2):

$$\text{IdC}_{\text{gauche}} = [(\text{Temps}_{\text{Fin de propulsion bras gauche au cycle 1}} - \text{Temps}_{\text{Début de propulsion bras droit au cycle 1}}) \cdot 100] / \text{Durée d'un cycle complet}$$

(équation 1)

$$\text{IdC}_{\text{droit}} = [(\text{Temps}_{\text{Fin de propulsion bras droit au cycle 1}} - \text{Temps}_{\text{Début de propulsion bras gauche au cycle 2}}) \cdot 100] / \text{Durée d'un cycle complet}$$

(équation 2)

Chollet et al. (2000) identifient trois modes de coordination selon les valeurs d'IdC : quand IdC=0%, le mode est en « opposition », quand IdC<0%, le mode est en « rattrapé », quand IdC>0%, le mode est en « superposition » (Fig. 8).

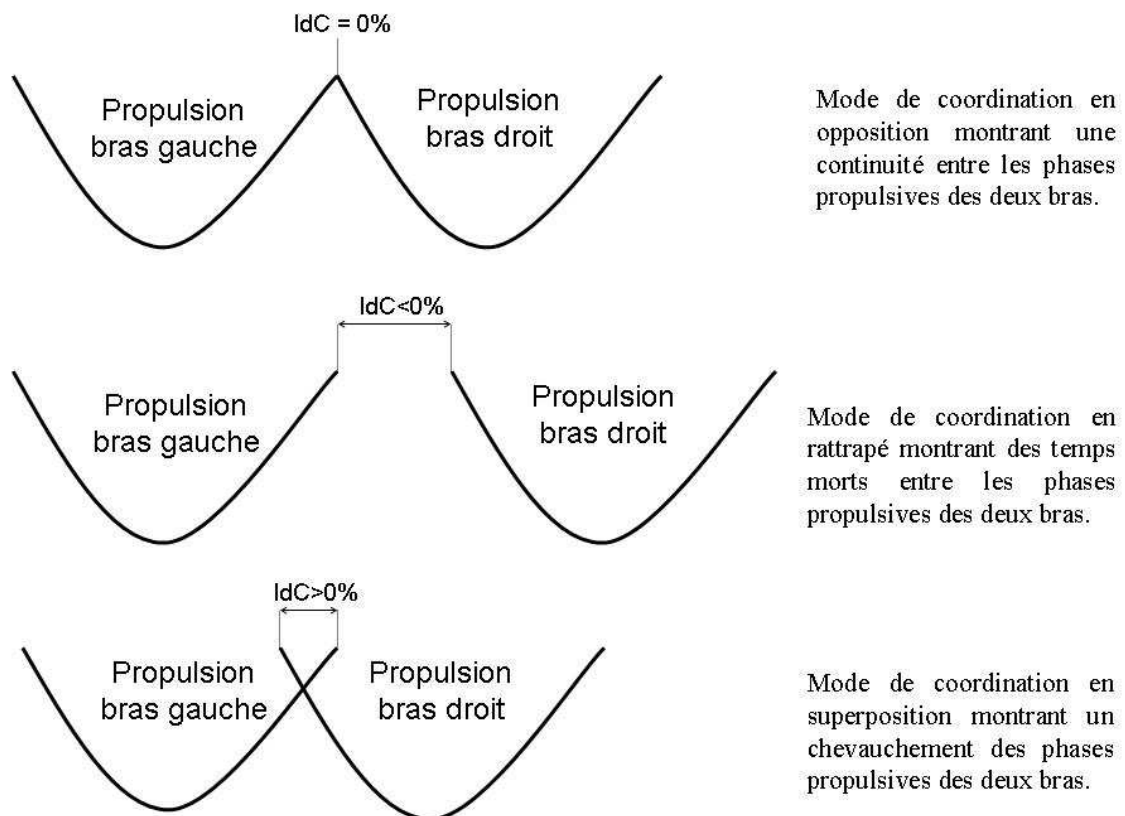


Figure 8. Trois modes de coordination inter-bras en crawl (adapté de Chollet et al., 2000).

En effet, les figures 9a, 9b et 9c montrent qu'au début de la propulsion du bras droit, le bras gauche peut soit terminer sa propulsion (Fig. 9a : mode en opposition), soit avoir déjà terminé sa propulsion et entamer son retour aérien (Fig. 9b : mode en rattrapé), soit ne pas

avoir encore terminé sa propulsion (Fig. 9c : mode en superposition). Ces trois modes de coordination n'apparaissent généralement pas en même temps (i) chez la même personne, (ii) chez des personnes différentes, pour des contraintes environnementales et/ou de tâches identiques ; autrement dit il ne semble pas exister de multi-stabilité des modes de coordination en crawl, ni un mode de coordination idéal et unique mais une coordination émergente de l'interaction des contraintes.

Quand $IdC = -100\%$, il s'agit d'un rattrapé total, indiquant que le sujet fait un mouvement de bras après l'autre ; le bras étant arrêté dans le prolongement du corps, en position de « rattrapé avant ». Quand $IdC = 100\%$, il s'agit d'une superposition totale correspondant à un mouvement simultané des bras comme en papillon. L'opposition est en théorie pour $IdC = 0\%$, mais en pratique ce mode de coordination est accepté pour $-1\% < IdC < 1\%$. Dans l'ensemble des études réalisées, les valeurs de coordination étaient contenues entre $-30\% < IdC < 20\%$.

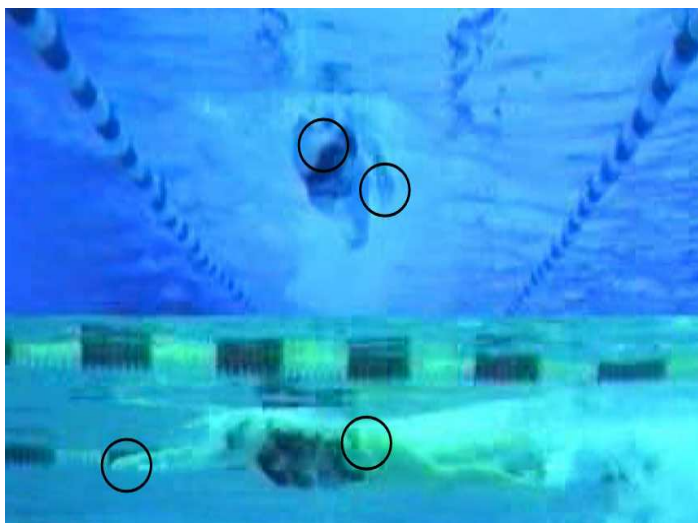


Figure 9a. Mode de coordination des bras en opposition en crawl



Figure 9b. Mode de coordination des bras en rattrapé en crawl

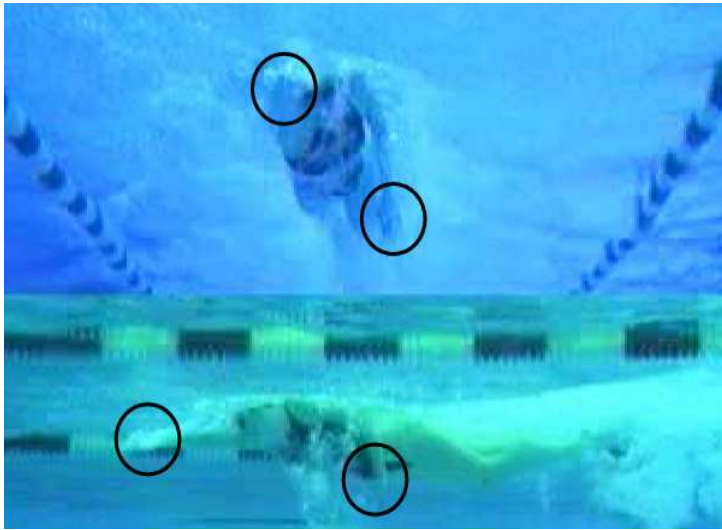


Figure 9c. Mode de coordination des bras en superposition en crawl

1.2. Coordination inter-bras en dos

Le travail de thèse (en cours) de Melwyn Carter, partiellement publié (Carter & Chollet, 2003 ; Carter et al., 2006 ; Chollet et al., 2006 ; 2008) montre qu'il n'y a qu'un seul mode de coordination quelles que soient les contraintes environnementales (*e.g.*, résistances à l'avancement et/ou vitesse de nage) et de tâches (*e.g.*, fréquence gestuelle), car la contrainte de l'organisme (*i.e.*, flexibilité de l'épaule) ne permet pas un roulis simultané des deux épaules (Richardson et al., 1980, Richardson, 1986). A l'inverse du crawl où le nageur peut réaliser une adduction des deux épaules simultanément, en dos, il y a une alternance du roulis des épaules. En dos, le roulis est maximal au passage de la main au niveau de l'épaule (entre la phase de traction et celle de poussée) avec une abduction à 90° de l'épaule (Richardson, 1980). Par ailleurs, la cinématique du cycle de bras en dos est un peu différente du crawl, si bien qu'en dos, la fin de la propulsion est atteinte quand le bras finit sa poussée avec la main sous la cuisse à ~40-50cm sous l'eau (Masset et al., 1999). De fait, en dos une phase de dégagé, supplémentaire aux quatre phases identifiées en crawl, s'intercale entre la propulsion et le retour aérien (Fig. 10) (Chollet et al., 2008). Dans ce cadre, le paramètre d'ordre permettant de capturer la coordination inter-bras en dos correspond à une adaptation de l'index de coordination (Fig. 10) (Chollet et al., 2008 ; Lerda & Cardelli, 2003 ; Lerda et al., 2005).

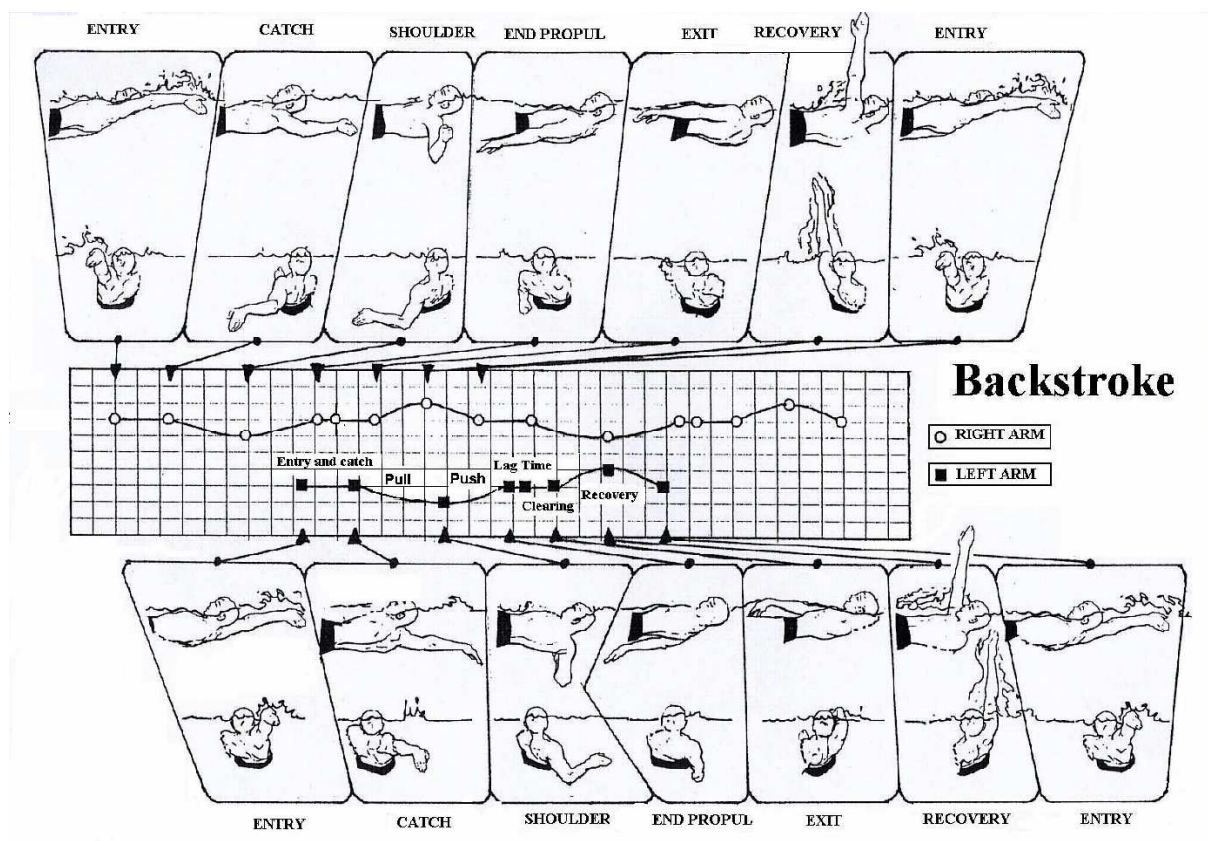


Figure 10. Modélisation des phases d'un cycle de bras en dos (Chollet et al., 2008).

Pour les deux raisons précédentes (contraintes anatomiques, cinématique du cycle de bras), le seul état stable de coordination est le mode en rattrapé (*i.e.*, $IdC < 0\%$) avec des valeurs d' IdC oscillant entre -25% à -5% selon l'expertise des nageurs et leur vitesse de nage (Chollet et al., 2006, 2008 ; Lerda & Cardelli, 2003 ; Lerda et al., 2005 ; Seifert & Chollet, 2009). Quand le rattrapé d'un bras sur l'autre est total, $IdC = -100\%$, il s'effectue généralement avec le bras le long du corps ; on parle de « rattrapé à la cuisse ». Dans ce cadre, le temps d'arrêt à la cuisse est spécifiquement quantifié, car il représente un temps d'arrêt non négligeable chez les débutants qui amène des variations de vitesse instantanée et du coût énergétique (Vilas-Boas et al., 2010).

1.3. Coordination bras-jambes en papillon

L'étude de la coordination bras-jambes en papillon a fait l'objet de la thèse de Laurent Boulesteix (2005) et de plusieurs publications où il a collaboré (Boulesteix et al., 2003 ; Chollet et al., 2006 ; Seifert et al., 2007c, 2008a). La complexité de la coordination bras-jambes provient de la combinaison d'un mouvement pendulaire vertical des jambes, dit

« ondulation », avec un mouvement circulaire des bras. Généralement, les nageurs experts réalisent deux ondulations pour un cycle de bras, correspondant à un rapport de fréquence propre 2 :1 entre les deux oscillateurs ; parfois des nageurs optent pour une ondulation des jambes lors d'un cycle de bras (*i.e.*, un rapport de fréquence propre 1 :1). Nous n'avons étudié que les papillonneurs utilisant un rapport de fréquence propre jambes-bras 2 :1, où la complexité réside dans la capacité à synchroniser les quatre phases du cycle de bras (identiques au crawl) avec les phases ascendantes et descendantes de l'ondulation des jambes (Fig. 11) (Chollet et al., 2006).

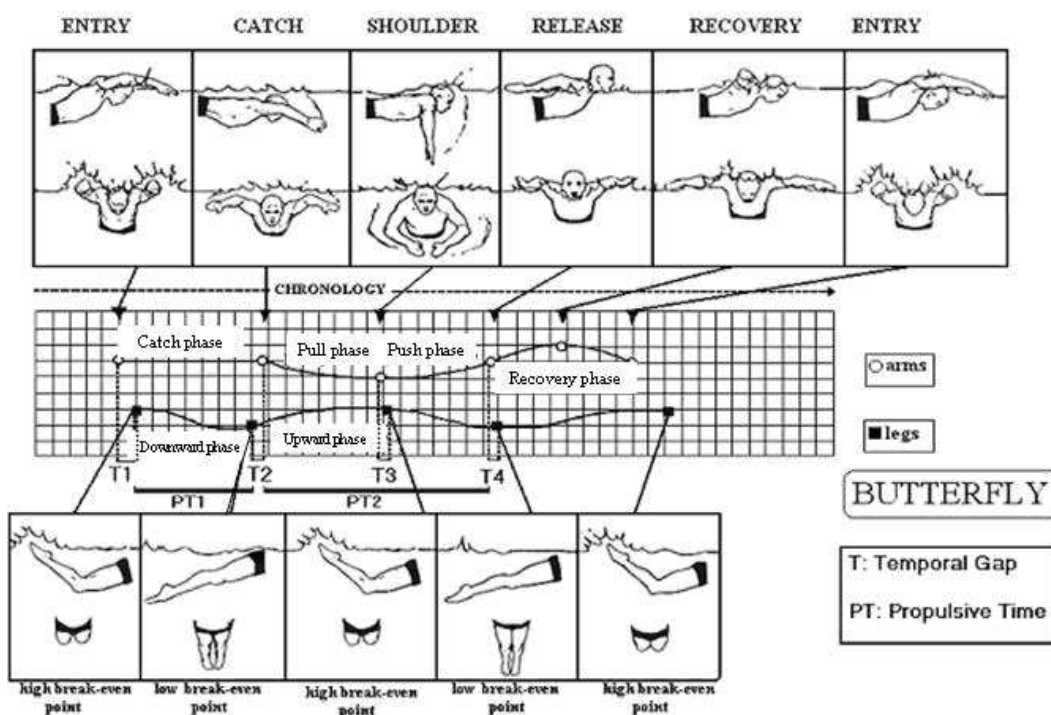


Figure 11. Modélisation des phases d'un cycle de bras et de jambes en papillon (Chollet et al., 2006).

La coordination bras-jambes est évaluée par quatre mesures discrètes correspondant à des écarts temporels entre des points clés du cycle de bras et de jambes (Fig. 11) : T1 est l'écart temporel entre l'entrée des mains dans l'eau et le point mort haut de la 1^{ère} ondulation ; T2 est l'écart temporel entre le début de traction des mains et le point mort bas de la 1^{ère} ondulation ; T3 est l'écart temporel entre le passage des mains à la verticale de l'épaule et le point mort haut de la 2^{ème} ondulation ; T4 est l'écart temporel entre la sortie des mains de l'eau et le point mort bas de la 2^{ème} ondulation (Chollet et al., 2006 ; Seifert et al., 2008a) ; TTG (Total Time Gap) résume la somme de tous les décalages possibles en papillon et

correspond à la somme des écarts T1, T2, T3, T4 en valeur absolue (Seifert & Chollet, 2009). Tous ces écarts temporels sont exprimés en pourcentage de la durée complète d'un cycle ; si bien que pour $T = 0\%$ la coordination des actions bras-jambes est en in-phase ; pour $T < 0$ ou $T > 0\%$ l'action des bras est en avance ou en retard sur celle des jambes (Chollet et al., 2006 ; Seifert et al., 2008a). Chez les nageurs élités, les valeurs de T1, T2, T3 et T4 sont $\sim 0 \pm 5\%$ (Chollet et al., 2006), indiquant un mode de coordination bras-jambes en in-phase, tel qu'observé dans les tâches de couplage poignet-pied (Kelso & Jeka, 1992). Ainsi, TTG des nageurs experts et élités varie entre 30% à $1,4 \text{ m.s}^{-1}$ et 15% à $1,8 \text{ m.s}^{-1}$ (Fig. 12), alors que TTG des non-experts oscillent entre 60% à $1,4 \text{ m.s}^{-1}$ et 30% à $1,6 \text{ m.s}^{-1}$ (Fig. 13), indiquant de plus grands décalages temporels entre les actions des bras et des jambes chez les nageurs non-experts (Seifert & Chollet, 2009 ; Seifert et al., 2008a).

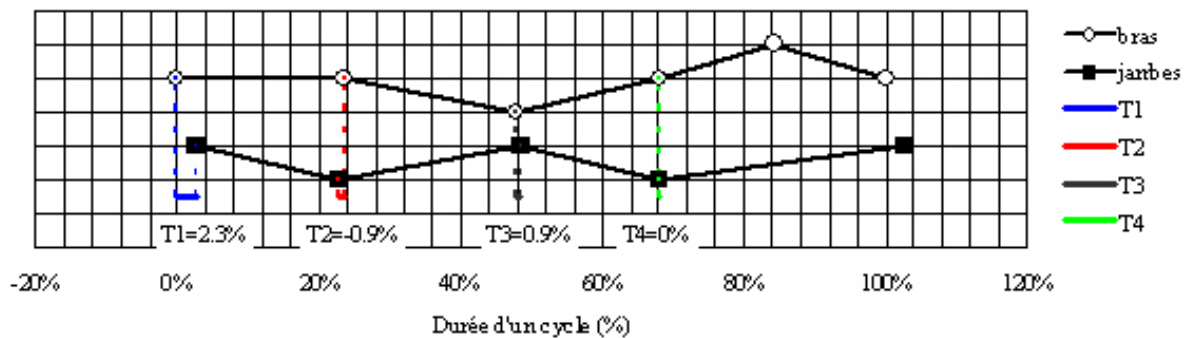


Figure 12. Coordination bras-jambes chez le nageur élite en papillon : exemple de la Championne de France, 6^{ème} au championnat du Monde 1993, Record de France du 200m papillon (2'10''78) jusqu'en 2000, Demi-finaliste du 100m papillon (59'80) aux JO de Sidney en 2000.

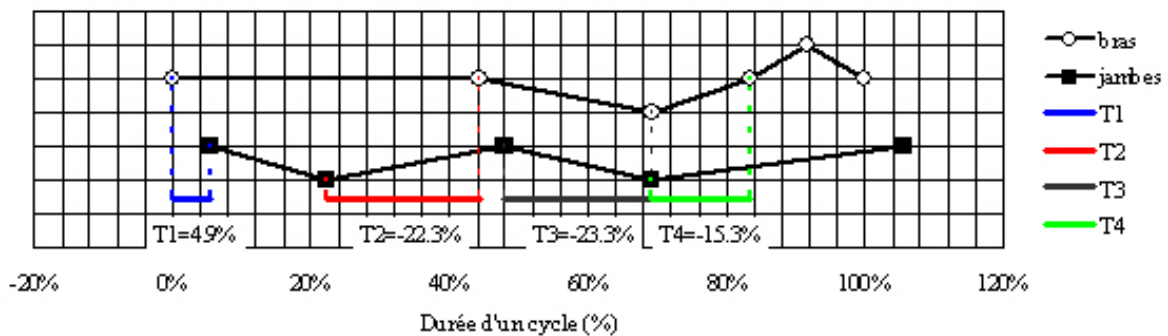


Figure 13. Coordination bras-jambes chez le nageur non-expert en papillon.

La coordination bras-jambes est parfois exprimée par des mesures discrètes de phase relative (exprimée en degré relatif) où un écart de 0 ou $360 \pm 30^\circ$ correspond au mode en in-phase, et où $180 \pm 30^\circ$ correspond au mode en anti-phase ; les autres valeurs de phase relative correspondent à un décalage de phase intermédiaire (Seifert et al., 2007c).

Le choix de quatre écarts temporels et des points clés pour quantifier ces écarts repose sur des raisons biomécaniques. Par exemple pour T1, le corps montre une décélération pendant le retour aérien des bras, si bien que les bras doivent être entrés dans l'eau au moment où les jambes débutent leur phase descendante, car cette dernière correspond à l'ondulation la plus propulsive (Colwin, 2002 ; Costill et al., 1992 ; Hahn & Krug, 1992). Concernant T2, un long temps de glisse avec les bras en avant conduit à augmenter cet écart et amène une baisse de vitesse instantanée (Mason et al., 1992 ; Sanders, 1996). Par contre, un temps de glisse trop court, qui amène à un mode de coordination en in-phase, ne permet pas une prise d'appui effective si bien que les bras « passent à travers l'eau ». Dans ce cadre, Costill et al. (1992) recommandent de finir la phase descendante de l'ondulation juste avant la prise d'appui. L'évaluation de T3 permet de quantifier l'écart temporel entre le début de deux phases propulsives : la poussée des bras et la phase descendante de la deuxième ondulation des jambes. Plus le niveau d'expertise est élevé, plus les nageurs débutent la poussée des bras proche du début de la phase descendante de l'ondulation de jambes. Plus la coordination bras-jambes se rapproche du mode en in-phase, plus la propulsion sera efficace (Sanders, 1996) et produira la plus forte accélération intra-cyclique du corps (Barthels & Adrian, 1975; Martin-Silva et al., 1999; Mason et al., 1992). A l'inverse, un écart temporel important entre le début de ces deux phases propulsives amène des fluctuations de vitesse instantanée néfastes pour la propulsion (Hahn & Krug, 1992). Enfin, T4 permet d'évaluer la coordination entre la fin de poussée des mains et la fin de la phase descendante de l'ondulation des jambes. Leur coordination en in-phase relève d'un quadruple intérêt (Colwin, 2002 ; Maglischo, 2003): (i) assurer la continuité propulsive entre les bras et les jambes, (ii) maintenir le corps en position profilée en gardant les hanches hautes, (iii) aider à la sortie de la tête pour inspirer, et (iv) aider à la sortie des mains pour le retour aérien.

1.4. Coordination bras-jambes en brasse

L'évaluation de la coordination bras-jambes en brasse a fait l'objet de la thèse de Hugues Leblanc (2008) et le mémoire INSEP de Michel Pedroletti (2003) pour ce qui concerne la nage, et les mémoires de Master 1 de Vincent Payen (2004) et Julien Vantorre (2005) pour l'analyse de la reprise de nage. De nombreuses publications concernent l'analyse de la brasse (Chollet et al., 2004 ; Leblanc et al., 2005, 2007, 2009, 2010 ; Seifert et al.,

2007d, 2010e, 2010f), donnant lieu à un nouveau travail de thèse sur la dynamique de l'apprentissage de la brasse débuté par John Komar en septembre 2009.

Un cycle de brasse peut être représenté comme composé de trois phases de bras et de trois phases de jambes (propulsion, retour, glisse) (Fig. 14). La complexité de la coordination bras-jambes en brasse vient prioritairement du fait que les phases de retour des bras et des jambes sont sous marines et donc considérées comme négatives car elles occasionnent de fortes résistances à l'avancement dans le sens contraire au déplacement. De fait, la coordination du nageur expert et élite revient à synchroniser les phases de retour des deux trains pour diminuer la durée des temps négatifs ; autrement dit, cette première partie du cycle correspond à une coordination en in-phase des retours (in-phase signifie ici iso-direction des deux trains) (Chollet et al., 2004 ; Seifert & Chollet, 2008). A l'inverse, la propulsion d'un train est une phase positive et doit se réaliser pendant que l'autre train est dans une position neutre (hydrodynamique), en l'occurrence les membres en extension (phase de glisse ni négative, ni positive). De fait, cette deuxième partie du cycle correspond à une coordination en anti-phase des propulsions (Chollet et al., 2004 ; Seifert & Chollet, 2008), qui permet d'assurer une continuité propulsive sur deux temps, pendant qu'un troisième temps est consacré aux retours (Fig. 14).

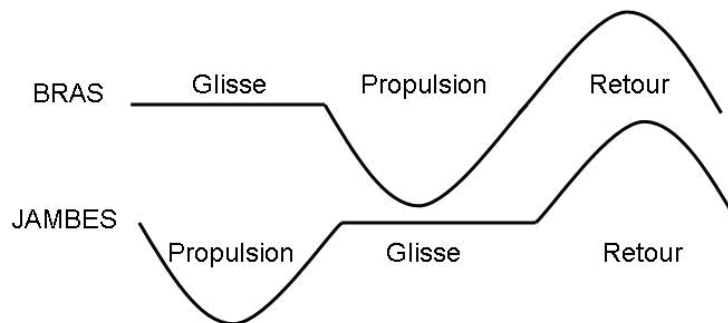


Figure 14. Modélisation des phases d'un cycle de bras et de jambes en brasse.

Sachant qu'un cycle de brasse dure environ deux secondes, il est complexe d'organiser deux modes de coordination contraires dans le même cycle de nage : d'une part l'in-phase des retours, d'autre part l'anti-phase des propulsions, ce qui explique que la coordination du débutant est bien différente de celle de l'expert (Leblanc et al., 2005, 2009).

Comme en papillon, quatre écarts temporels ont également été choisis sur des critères biomécaniques et de contrôle moteur pour évaluer la coordination bras-jambes en brasse (Fig. 15) (Chollet et al., 2004 ; Seifert & Chollet, 2005, 2008) : T1 est l'écart temporel entre la fin de propulsion des jambes et le début de propulsion des bras ; T1 évalue donc la continuité

propulsive ou encore le temps de glisse. Des débats existent sur la fin de propulsion des jambes: Costill et al. (1992), Craig et al. (1988), Maglischo (2003) considèrent la fin de la propulsion des jambes lorsqu'elles atteignent l'extension alors que Ungerechts (1988) montre que la phase de balayage interne peut être propulsive. En fait, l'étude des variations de vitesse instantanée permet à Craig et al. (1988) de montrer que seul le début du balayage interne où les jambes vont vers le bas est propulsive; si bien que ces auteurs considèrent quatre phases lors d'un cycle de brasse: (i) la propulsion des jambes amenant une accélération, (ii) le balayage interne des jambes, suivi par la glisse du corps en extension, amenant une décélération, (iii) la propulsion des bras conduisant à une accélération, et (iv) le retour des bras et des jambes correspondant à la plus forte décélération du cycle. Ainsi, T1 a été scindé en deux mesures : T1_a correspond à l'écart temporel entre l'extension des jambes et le début de propulsion des bras ; T1_b est l'écart temporel entre le moment où les jambes sont jointes en extension et le début de propulsion des bras (Chollet et al., 2004). En fonction de la valeur de T1, trois modes de coordination sont distingués : (i) « Continuité » lorsque T1=0%, (ii) « Glisse » lorsque qu'un temps de glisse existe entre la propulsion des jambes et celle des bras (T1 <0%) et (iii) « Superposition » lorsque la propulsion des bras débutent avant la fin de propulsion des jambes (T1 >0%). Maglischo (2003) indique que le mode de coordination en « glisse » est observé lors d'une course de 200m (*i.e.*, vitesse lente), le mode en « continu » est noté pour le 100m et le mode en « superposition » correspond au sprint (*i.e.*, le 50m). Les écarts temporels T2, T4 et T3 évaluent respectivement la synchronisation entre le début des retours des bras et des jambes, la flexion à 90° des bras et des jambes durant le retour (Persyn et al., 1979), la fin des retours des bras et des jambes. T1 varie de -40 à 5% en fonction de la vitesse de nage, de l'expertise et du sexe alors que T2, T3 et T4 est de 0±5% chez les experts et élites et 10±5% chez les non-experts. Au final, TTG (Total Time Gap) résume la somme de tous les décalages possibles en brasse et correspond à la somme des écarts T1, T2, T3, T4 en valeur absolue (Seifert & Chollet, 2009). Les valeurs de TTG des brasseurs élites varient entre 60% à 1,2 m.s⁻¹ et 20% à 1,8 m.s⁻¹ (Seifert & Chollet, 2009), alors que TTG des non-experts varie entre 50% à 1 m.s⁻¹ et 30% à 1,2 m.s⁻¹ (Leblanc et al., 2005, 2009), montrant qu'à vitesse de nage identique (1,2 m.s⁻¹), les non-experts ont un TTG deux fois plus grand que les nageurs élites. Ces différences de coordination si marquées avec l'expertise et la vitesse de nage confirment la complexité de coordonner les membres pour se déplacer dans l'eau, nous amenant à analyser l'interaction des contraintes pesant sur le comportement dans la partie 3 de cette note de synthèse.

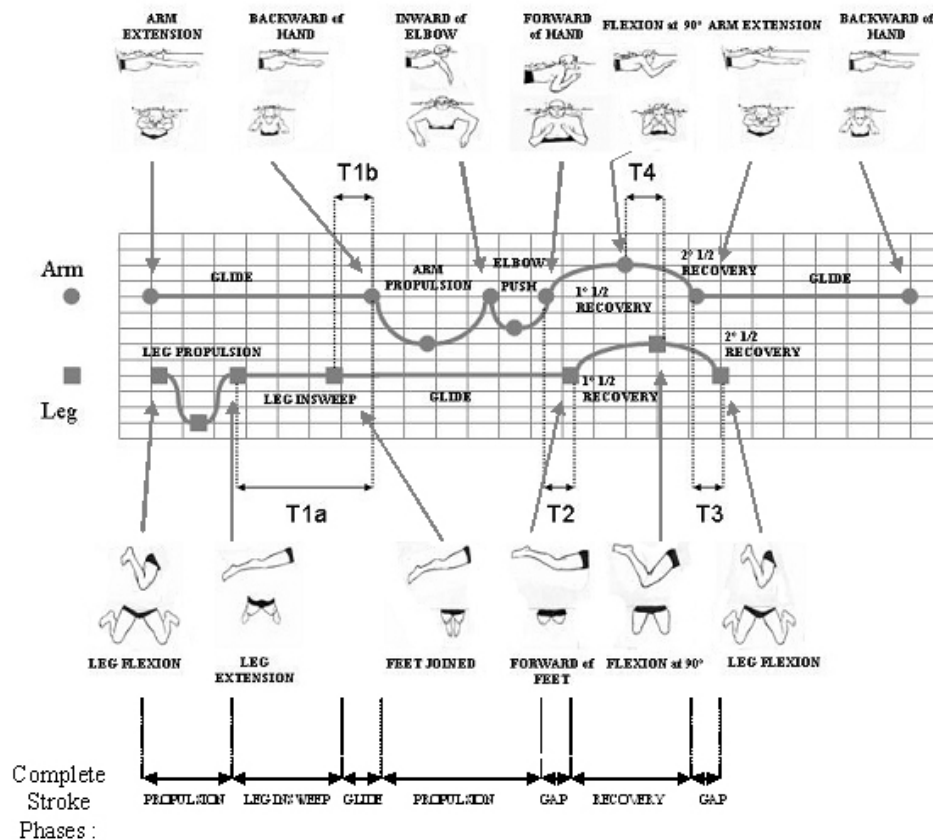


Figure 15. Evaluation de la coordination bras-jambes en brasse par quatre écarts temporels (Chollet et al., 2004).

Par ailleurs, nous avons souligné en partie 1 l'insuffisance des études biomécaniques, réductionnistes, qui segmentent l'analyse d'une course de natation en parties distinctes : le départ, la nage, le virage et le final, plutôt qu'étudier les interactions entre ces parties. Aussi, les mémoires de Master 1 de Vincent Payen (2004) et de Julien Vantorre (2005) ont porté sur l'analyse de la reprise de nage en brasse en étudiant la coordination bras-jambes lors du cycle sous marin consécutif au départ en comparaison au premier cycle de nage en surface. Ce travail a été publié (Seifert et al., 2007d) et présenté lors du *Xth International Symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming* à Porto en 2006. Il y a un véritable enjeu à analyser cette transition départ-nage dans la mesure où les règles FINA 2005-2009 autorisent une propulsion complète des bras jusqu'aux cuisses uniquement pour le cycle sous marin suivant le départ et les virages en brasse. En effet, dès que la tête a coupé la surface de l'eau, la propulsion des bras ne doit pas dépasser le plan des hanches, réduisant considérablement la durée de la phase propulsive des bras. Cette action sous marine des bras conditionne la transition entre la haute vitesse acquise au départ ou au virage et la nage ; elle représente donc une charnière à ne pas négliger. La coordination entre la fin de retour des bras et le début de propulsion des jambes analysée par l'écart temporel T3 a été comparée entre le cycle sous

marin de la reprise de nage et le premier cycle de nage en surface. Que les nageurs aient un niveau national ou international, un écart temporel de $\sim 0.14s$ est noté, indiquant que la propulsion des jambes débute alors que les bras ne sont pas revenus en extension complète (Fig. 16a) (Seifert et al., 2007d). A l'inverse, dès le premier cycle de nage en surface, tous les nageurs ont un $T3=0\%$, indiquant que le début de propulsion des jambes intervient lorsque les bras ont terminé leur retour et ont une position hydrodynamique (Fig. 16b) (Seifert et al., 2007d). Le fait que les nageurs réalisent 2 à 8 reprises de nage selon qu'ils font un 100 ou 200m dans un bassin de 25 ou 50m, pour 35 à 55 cycles de nage sur 100m et 65 à 85 cycles de nage sur 200m, explique que la coordination bras-jambes lors du mouvement sous marin est peu efficace. En effet, les nageurs réalisent une propulsion des bras jusqu'aux cuisses pendant la reprise de nage alors qu'ils ont plus l'habitude d'arrêter le mouvement des bras proche de la poitrine durant la nage ; ceci occasionne un retour trop long des bras qui sont en retard lorsque les jambes débutent leur propulsion.

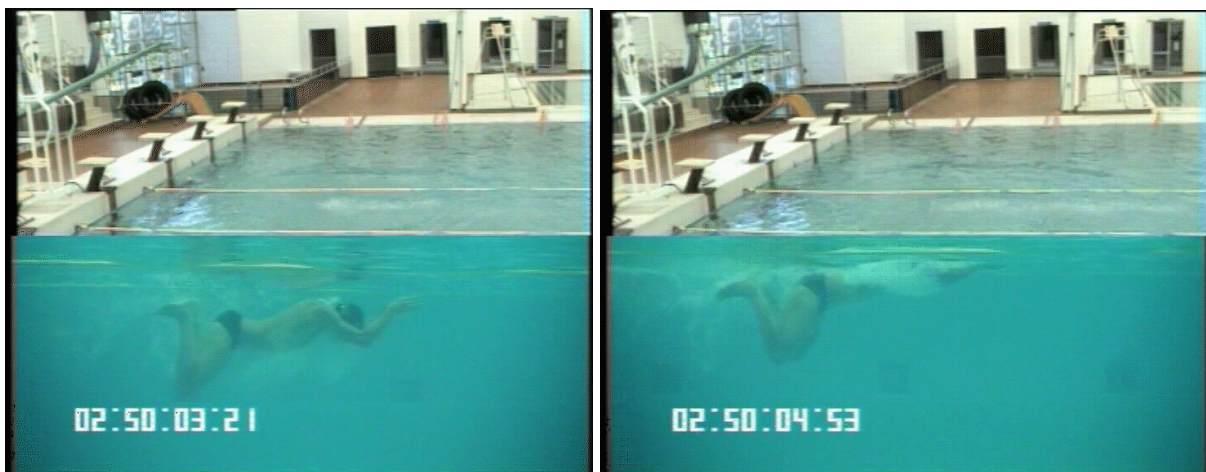


Figure 16. Position des bras et des jambes lors de la reprise de nage (16a) et lors du premier cycle de nage en surface (16b).

Cette étude pointe une nouvelle fois l'intérêt de considérer l'interaction des parties (départ, nage, virage, final) composant une course plutôt que de segmenter l'analyse. Dans ce cadre, une des originalités du travail de thèse de Julien Vantorre est d'analyser le nombre de cycles de bras en crawl nécessaires aux nageurs pour recouvrir un état stable de coordination inter-bras après le départ (Vantorre et al., 2010b ; Vantorre et al., 2010c).

1.5. Avantages et inconvénients des écarts temporels pour quantifier la coordination motrice en natation

Si les nombreux travaux de recherche précédents sur la coordination inter-segmentaire ont permis d'apporter un nouveau regard (holiste, macroscopique) pour étudier la motricité en natation, ils ont aussi nourri plusieurs questions quant à l'usage d'écarts temporels pour analyser la nage. Il semble y avoir un certain nombre d'avantages et d'inconvénients à quantifier la coordination par des mesures discrètes basées sur des écarts temporels.

Avantages :

- (i) Ces écarts temporels sont mesurés en durée relative (pourcentage de la durée d'un cycle) et absolue (seconde), si bien qu'ils permettent de fournir un **feed-back concret** à l'entraîneur et au sportif pour l'apprentissage moteur ou l'optimisation de la performance.
- (ii) L'analyse des écarts temporels repose sur des points clés et non pas sur une série temporelle de données, permettant un traitement rapide des données pour un **feed-back rapide** à l'entraîneur et au sportif.
- (iii) Les écarts temporels évaluent l'organisation motrice à partir de la **logique interne de l'activité** ; donc à partir des phases composant un cycle (par ex pour les bras, l'entrée, la traction, la poussée et le retour) et non pas par rapport à la **logique segmentaire et articulaire** (angle articulaire et couplage articulaire) parfois éloignée et difficile d'interprétation pour expliquer la performance. Aussi, l'usage d'écarts temporels s'inscrit davantage dans un axe de recherche que les revues scientifiques classent dans la rubrique « *Training & Testing* ».

Inconvénients :

- (i) La **détermination des points clés** est sujette à débat dans la mesure où tous les auteurs ne définissent pas le début et la fin de la propulsion au même moment, au même endroit du cycle. Nous avons évoqué ce problème en brasse pour la détermination de la fin de propulsion des jambes (d'où la création de deux écarts temporels $T1_a$ et $T1_b$; Chollet et al., 2004). Par ailleurs, il a été précisé qu'en crawl, IdC correspond bien à **un index de coordination et non pas à un index de propulsion**. Autrement dit, selon le modèle établi par Chollet et al. (2000), les nageurs sont censés se propulser entre le point le plus en avant et le plus en arrière que la main atteint sur l'axe horizontal lors du cycle de bras ; néanmoins, nous montrerons en partie 4, que certains nageurs « passent du temps » en

phase dite propulsive sans pour autant y exercer une grande force et être efficient. Ceci nous a amené à préciser qu'IdC permettait de comprendre l'organisation motrice et de comparer des individus à partir du même paramètre d'ordre (Seifert et al., 2004b); pour autant d'autres indicateurs relatifs à l'efficacité propulsive semblent nécessaire pour corréler coordination inter-segmentaire et propulsion (Seifert et al., 2008c, 2010g, 2010h).

- (ii) Il semble que ces écarts temporels soient sensibles aux différences de **style** et aux fortes **variations inter-individuelles**. A ce titre, Colman et Persyn (1993), Colman et al. (1998), Persyn et Colman (2005), Seifert et al. (2010f) ont montré qu'il y avait **plusieurs styles de brasse** (brasse à plat, brasse verticale, brasse ondulée), dénombrant pas moins de six styles entre la brasse à plat et la brasse ondulée, selon le degré d'ondulation et de cambrure du corps. L'ondulation ascendante des jambes survient après le balayage interne et vient à augmenter la valeur de l'écart temporel T1, sans pour autant être synonyme de temps mort néfaste à la coordination bras-jambes. En **dos**, Carter et Chollet (2003), Chollet et al. (2006) ont montré qu'un comportement souvent observé était une **entrée du bras excentrée de l'axe du corps** (dite de façon imagée à « 10h10 »). Cette entrée excentrée se traduit par une réduction de la prise d'appui et un début de propulsion prématurée amenant une plus grande continuité propulsive (*i.e.*, un plus grand IdC) ne garantissant pas une propulsion efficace (Carter & Chollet, 2003 ; Chollet et al., 2006). Autrement dit, la valeur de l'écart temporel ne contient pas en soi l'efficacité et l'efficacité de la coordination, elle n'indique qu'un degré de coordination qu'il reste à interpréter selon un ensemble de contraintes qui interagissent (tâche, environnement, organisme).
- (iii) Enfin, les **mesures discrètes** d'écart temporel gomment l'ensemble des variations spatio-temporelles intra-cycliques liées aux accélérations/décélérations des membres et aux différences d'amplitudes articulaires (Glazier et al., 2006). A l'inverse, le calcul de la **phase relative continue** (*i.e.*, différence de phase entre deux oscillateurs sur la base de l'angle et de la vitesse angulaire) recommandé pour les activités cycliques au signal sinusoïdal permet d'analyser le couplage spatio-temporel de deux oscillateurs (Burgess-Limerick et al., 1993 ; Hamill et al., 2000 ; Kelso, 1995 ; Stergiou, 2004, van Emmerik et al., 2004).

Au final, ceci nous a amené à dépasser la logique interne de l'activité pour analyser la coordination à partir de la logique articulaire. La logique propulsive consiste à découper le cycle de nage en phases (entrée et prise d'appui, traction, poussée, retour), en distinguant les phases propulsives et non-propulsives, puis en quantifiant l'écart temporel entre deux phases

propulsives. La logique articulaire consiste à analyser en continu les variations angulaires afin de calculer la phase à partir des positions et vitesses angulaires pour ensuite déterminer le couplage articulaire par la phase relative (différence de phase des deux oscillateurs).

1.6. La phase relative continue comme paramètre d'ordre de la coordination motrice en natation

Le calcul de la phase relative continu comme paramètre d'ordre de la coordination convient aux oscillateurs dont le signal est sinusoïdal. Dans le cas de la brasse, l'angle du coude et du genou sont apparus pertinents pour capturer la coordination bras-jambes ; leur distribution est quasi-périodique et suit une équation de la forme $y = a + b \sin [(2 \text{ Pi}/ (d+c))]$ (Fig. 17).

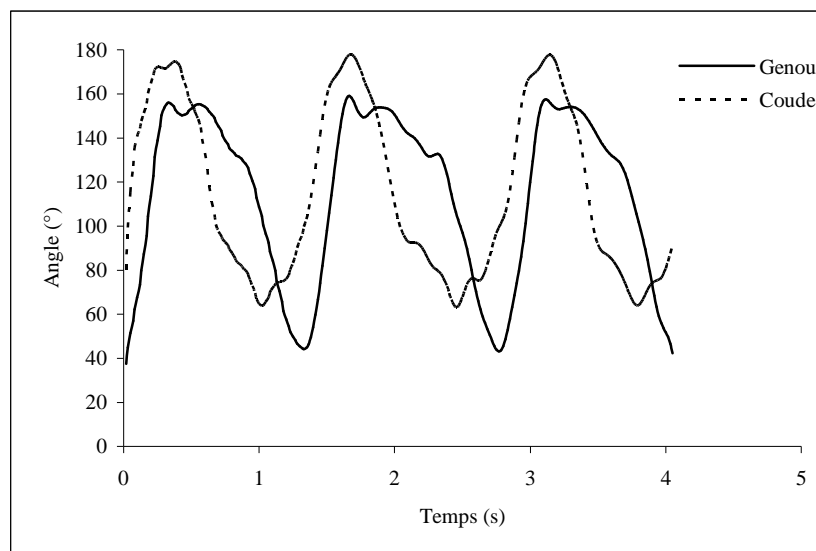


Figure 17. Angles du coude et du genou durant trois cycles de brasse.

Pour calculer les phases, les positions et vitesses angulaires sont normalisées suivant les équations (3 et 4) :

$$\text{Position angulaire : } \theta_{\text{norm}} = \frac{2\theta}{(\theta_{\text{max}} - \theta_{\text{min}})} - \frac{(\theta_{\text{max}} + \theta_{\text{min}})}{(\theta_{\text{max}} - \theta_{\text{min}})} \quad (\text{équation 3})$$

où θ_{max} est la position angulaire maximale à l'intérieur d'un cycle et θ_{min} est la position angulaire minimale.

$$\text{Vitesse angulaire : } \omega_{\text{norm}} = \frac{2\omega}{(\omega_{\text{max}} - \omega_{\text{min}})} - \frac{(\omega_{\text{max}} + \omega_{\text{min}})}{(\omega_{\text{max}} - \omega_{\text{min}})} \quad (\text{équation 4})$$

où ω_{\max} est la position angulaire maximale à l'intérieur d'un cycle et ω_{\min} est la position angulaire minimale.

La phase du coude et du genou sont calculées selon l'équation 5:

$$\text{Phase} : \phi = \tan^{-1}(\omega_{\text{norm}}/\theta_{\text{norm}}) \quad (\text{équation 5})$$

Finalement, la phase relative continue (CRP) pour un cycle est la différence de phase entre le coude et le genou, indiquant un mode en in-phase quand $\text{CRP} = 0 \pm 30^\circ$, un mode en anti-phase quand $-180^\circ < \text{CRP} < -150^\circ$ et $150^\circ < \text{CRP} < 180^\circ$. Au-delà de ces valeurs, la coordination est dite dans un mode intermédiaire. La forme de courbe de CRP permet d'évaluer les fluctuations intra-cycliques du couplage articulaire (tel que réalisé par Li et al., 1999 dans la marche) et donc de localiser où se situent les différences inter-individuelles (par exemple à partir des points de revirements). Globalement, les experts ont une courbe en forme de U inversé alors que les débutants ont une courbe en forme de W aplati (Fig. 18).

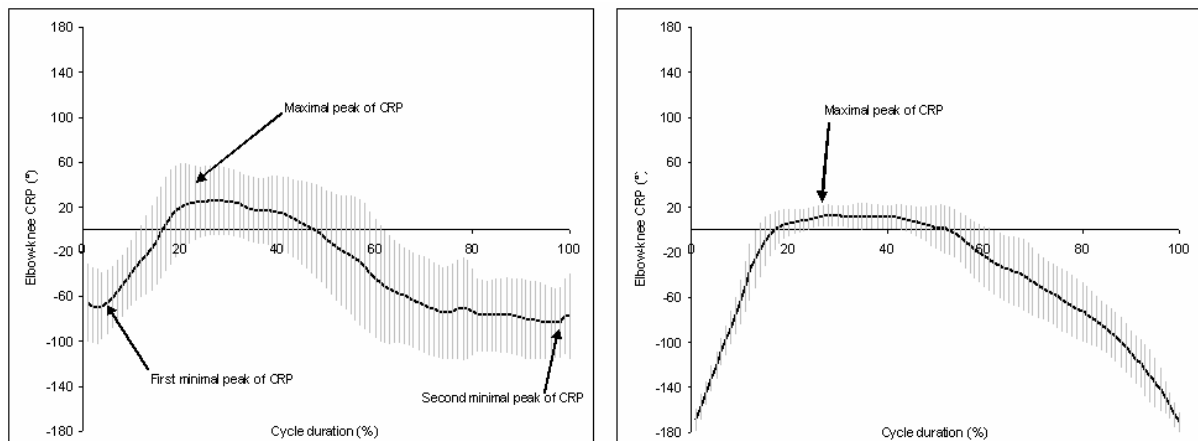


Figure 18. CRP coude-genou des débutants (à gauche) et des experts (à droite) (adapté de Seifert et al., 2010e).

Nous montrerons en partie 4, qu'au-delà de la distinction globale entre les débutants et les experts, la forme de la courbe de CRP permet de dégager des profils de coordination individuels provenant de différences cinématiques (angles et vitesses angulaires) du mouvement des bras et/ou des jambes et de leur interaction. Par exemple, tous les nageurs ne semblent pas avoir les mêmes amplitudes articulaires, ou en tous cas ne pas exploiter complètement les propriétés articulaires des coudes et/ou des genoux. Ces profils individuels suggèrent que la même tâche prescrite est vécue comme une contrainte différente par les nageurs débutants (Seifert et al., en révision).

2. La coordination inter- et intra-segmentaire pour analyser la motricité en hockey

L'analyse de la coordination intra-segmentaire (proximo-distal) et inter-segmentaire (medio-latéral) lors du shoot en hockey sur gazon représente le travail de Master 2 de Perrine Brétigny (2005) et a fait l'objet d'une publication internationale (Brétigny et al., 2008). Plusieurs études ont analysé de façon biomécanique le shoot en hockey (Burgess-Limerick et al., 1991; Faque et al., 1987; Francks et al., 1985; Kusuhara, 1993; Whitaker, 1992), décrivant un mouvement bi-phasique comme en golf, base-ball et tennis. Des études plus approfondies au hockey ont mis en évidence l'importance d'une phase préparatoire et du finish, détaillant ainsi trois phases (Francks et al., 1985; Whitaker, 1992): backswing, downswing, finish (Fig. 19).



Figure 19. Trois phases du shoot en hockey sur gazon: backswing (photos 1 et 2), downswing (photo 3) jusqu'à l'impact (photo 4), puis finish (photo 5).

Néanmoins, en hockey, les joueurs sont amenés à tenir la **crosse avec les deux mains sur le haut de la crosse (grip haut) ou avec les mains décalées (grip bas)**. Ces variations comportementales sont opérées pour répondre à la pression temporelle qui est partiellement liée au poste qu'occupe le joueur sur le terrain. Les différences anthropométriques (taille, longueur des bras et jambes) peuvent inciter certains joueurs à favoriser ce type de shoot. Aussi, l'enjeu était d'analyser les changements cinématiques (durée et amplitude du shoot) et de coordinations (intra- et inter-segmentaire) lié à un shoot réalisé avec un grip haut ou bas. La coordination intra-segmentaire correspond au couplage proximo-distal qui a été analysé par l'estimation ponctuelle de la phase relative (Hamill et al., 2000 ; Zanone & Kelso, 1992) (équation 6) :

$$\text{Phase relative} = t_{\text{distal}}/t_{\text{proximal}} * 360 \quad (\text{équation 6})$$

où t_{distal} est le temps où l'articulation distale atteint son point le plus bas et t_{proximal} est le temps où l'articulation proximale atteint son point le plus bas. Les couplages entre l'épaule, le coude

et le poignet ont été analysés. La coordination inter-segmentaire correspond au couplage médio-latéral qui a été analysé par l'estimation de la phase relative selon l'équation 7 :

$$\text{Phase relative} = t_{\text{droit}}/t_{\text{gauche}} * 360 \quad (\text{équation 7})$$

où t_{droit} est le temps où l'articulation droite atteint son point le plus bas et t_{gauche} est le temps où l'articulation distale atteint son point le plus bas.

Les résultats de Brétigny et al. (2008) indiquent que le type de tenue de crosse (grip haut vs. grip court) n'influence pas le couplage médio-latérale et proximo-distale ; la coordination révélant une prise d'avance des appuis du bras gauche (support de la crosse) par rapport au bras droit, et une prise d'avance des appuis de l'épaule sur le poignet (telle qu'observée ailleurs : Egret et al., 2004 pour le swing de golf ; Gonzalez et Dietrich, 2003 pour lancer de javelot ; Fradet et al., 2004, Jöris et al., 1985 pour le tir au handball ; Temprado et al., 1997 pour le service en volley-ball). Il n'y aurait donc qu'un seul mode de coordination chez ces experts qui ajustent simplement les paramètres cinématiques du mouvement en raccourcissant la durée et l'amplitude du backswing et du finish, mais gardant une même efficacité puisque la vitesse de la balle ne diffère pas entre les deux types de shoot.

3. La coordination inter-segmentaire pour analyser la motricité en escalade sur glace

La complexité de la motricité en escalade rocheuse et sur glace provient de l'obligation de combiner déplacement et équilibre afin de minimiser le temps passé en position tripodale. En escalade rocheuse, Bourdin et al. (1999) postulent que le grimpeur organise ses mouvements de saisie de prise en réduisant le temps entre chaque saisie dans le but de maintenir son équilibre. Que ce soit sur falaise rocheuse ou sur structure artificielle d'escalade (SAE), le couplage sujet-environnement est en perpétuelle évolution, le nombre de prise, la forme des prises, la distance entre les prises, la taille des prises étant autant d'affordances (possibilités d'action pertinentes qu'offre l'environnement ; Gibson, 1979). Par exemple, Boschker et al. (2002), Sibella et al. (2007) déterminent qu'à partir de trois prises utilisées entre chaque action, l'escalade est lente, suggérant que le grimpeur essaie principalement de contrôler son équilibre. En escalade sur glace, trois aspects s'ajoutent :

- (i) L'ascension est médiée par des piolets et des crampons, augmentant la distance entre les mains, les pieds et le support (la glace) et empêchant les sensations tactiles directes avec la glace.
- (ii) La cascade de glace est une structure « vivante » en constante évolution sous l'effet de la température, du nombre de passage de grimpeurs, des chutes de neige ou de l'eau qui alimentent la cascade. Aussi, à la différence de l'escalade rocheuse où le support reste toujours le même, grimper deux fois de suite la même cascade de glace n'est pas la même expérience. Par exemple, lorsqu'une cascade est gravie pour la seconde fois, il peut rester les marques d'ancrage des grimpeurs précédents, si bien que l'ascension peut se résumer au crochetage de trous existants dans la glace. À l'inverse une première ascension nécessite un « nettoyage » des stalactites ou des morceaux de glace creuse qui ne permettent pas d'avoir des ancrages solides. De fait, l'escalade glaciaire a une haute teneur en contraintes environnementales, rendant l'interaction sujet-environnement complexe.
- (iii) Le troisième aspect réside dans la liberté qu'ont les grimpeurs de tracer leur ascension. En effet, à la différence de l'escalade en falaise et/ou sur SAE où les points d'assurage et les prises sont fixes (ces dernières étant parfois recouvertes de magnésie, ce qui facilite leur repérage visuel et leur préhension), l'escalade sur glace permet au grimpeur de créer leur propre ancrage et de fixer leur propre point d'assurage à l'endroit qu'il juge bon d'utiliser. Ceci peut être perçu comme déroutant car tout est possible, mais aussi réconfortant car tout est possible ! Dans ce contexte, il nous est apparu particulièrement pertinent d'étudier le couplage entre les membres supérieurs et inférieurs afin d'identifier les modes préférentiels de coordination motrice et leur variabilité au cours d'une ascension. Les mouvements des membres sont analysés à partir de l'angle formé entre l'horizontale, l'appui gauche et l'appui droit ; cet angle étant positif quand l'appui droit est au dessus de l'appui gauche et négatif quand l'appui droit est au dessous de l'appui gauche (Fig. 20). Une valeur d'angle de $\pm 90^\circ$ indique que les deux appuis sont à la verticale et des valeurs $>90^\circ$ indiquent un croisement entre les appuis (Fig. 20).

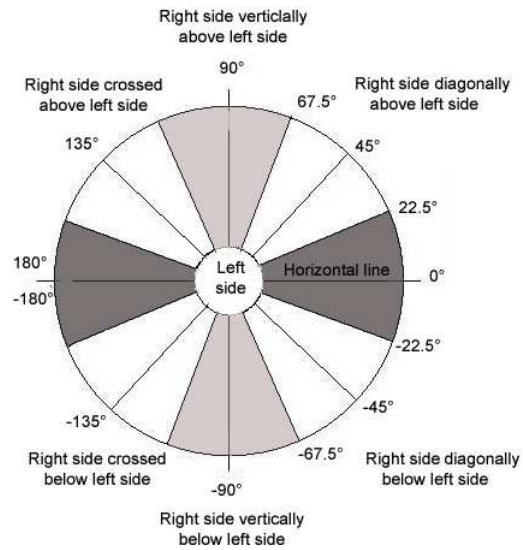
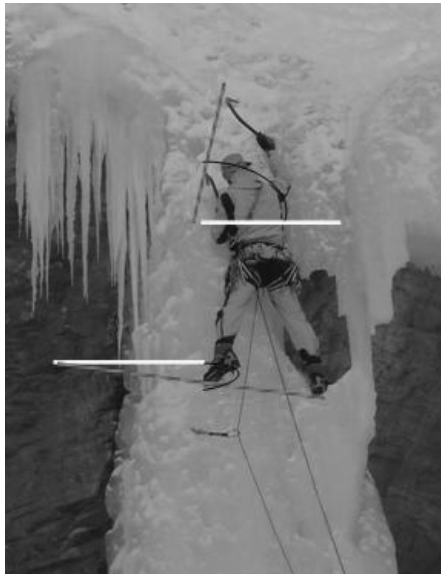


Figure 20. Analyse angulaire des membres supérieurs et inférieurs (Seifert et al., 2010j, 2010k).

Le calcul de la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs, à partir d'une transformée de Hilbert (Balasubramaniam & Turvey, 2004 ; Palut & Zanone, 2005, Van Emmrik et al., 2004) a permis d'établir plusieurs modes de coordination et de quantifier le temps passé dans chaque mode lors d'une ascension (Fig. 21).

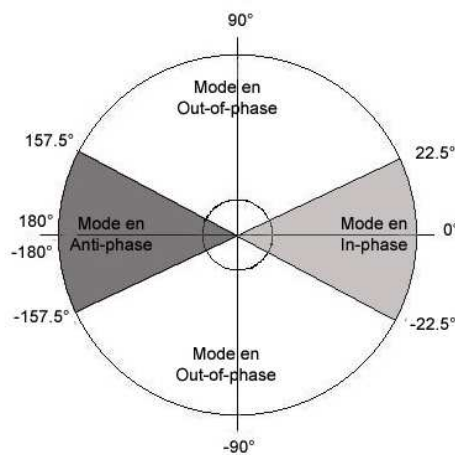


Figure 21. Mode de coordination entre les membres supérieurs/inférieurs (Seifert et al., 2010j, 2010k).

L'originalité de ce travail est d'apporter des connaissances sur le rôle et la place des contraintes environnementales dans l'organisation motrice de grimpeurs de niveaux différents afin de mieux comprendre comment se construit l'expertise. Les deux applications pratiques que nous détaillons davantage dans la partie 5 concernant les perspectives de recherches, sont les visées de formation destinées à améliorer les cursus de formation aux métiers de la montagne et de l'escalade et les visées ergonomiques destinées à améliorer la conception de

matériel de progression (*e.g.*, les piolets et les crampons). Concernant l'analyse de l'expertise, le travail de Master 2 de Léo Wattebled indique que les débutants passent davantage de temps avec un mode de coordination en in-phase, explorant peu les autres modes et par conséquent variant peu leur comportement. Les débutants semblent préoccupés par le maintien de leur équilibre plutôt que par la grimpe, montrant de longues périodes statiques où le corps et les membres forment un « X » (*i.e.*, les appuis à la même hauteur) (Fig. 22). Quant aux déplacements, ils se réalisent comme la montée d'une échelle, un barreau après l'autre, un appui après l'autre ; le débutant frappant de nombreuses fois avec ses piolets et ses crampons pour créer un trou profond, synonyme d'ancrage fiable.

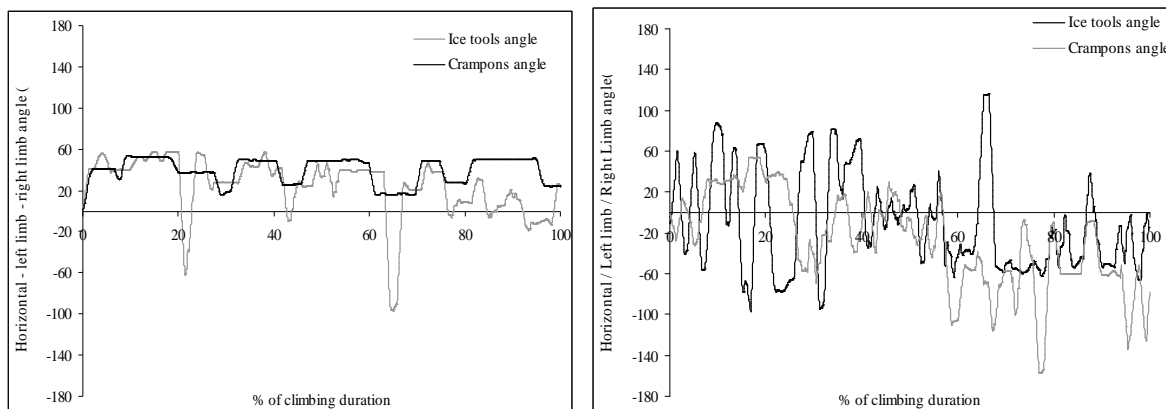


Figure 22. Exemple de courbe pour les angles formés par l'horizontale et les piolets, et l'horizontale et les crampons chez un débutant (à gauche) et chez un expert (à droite) (Seifert et al., 2010j, 2010k).

A l'inverse, les experts utilisent un nombre varié de modes de coordination, exploitant au mieux les contraintes de l'environnement, ce qui se traduit par (i) des appuis décalés à l'oblique et à la verticale, parfois croisés (quand l'angle > 90°) (Fig. 22), suggérant l'utilisation d'un mode tripodal qui indique que le grimpeur est principalement en mouvement vers le haut (ii) un rapport d'un pour trois entre les ancrages de piolets et de crampons (*i.e.*, 3 montées de pieds pour 1 ancrage de piolet), (iii) une variété des modes de coordination motrice.

4. Conclusion

L'analyse de la coordination inter-segmentaire dans différentes activités sportives, évaluées à chaque fois en **contexte naturel de pratique** nous a permis de montrer que la complexité de la situation faisait émerger le comportement. La complexité existe à plusieurs niveaux (système et sous systèmes), montrant un couplage sujet-environnement,

perception-action, inter-segmentaire, intra-segmentaire, etc. Dans ce cadre, l'approche biomécanique apparaît souvent réductionniste car elle simplifie et séquence la situation en plusieurs éléments étudiés indépendamment. En effet, la décontextualisation de la pratique par une décomposition de la tâche en sous tâches et/ou en tâches en laboratoire qui ne reproduisent pas la complexité des contraintes environnementale, culturelle et sociale font perdre l'essence même de la motricité de l'acteur (pour une synthèse, voir Bril, 2002 ; Bril & Goasdoué, 2009).

Nous avons insisté sur la nécessité d'identifier un paramètre d'ordre macroscopique, qui résume la complexité du système pour en déterminer dans un premier temps les états stables, tout en pointant l'importance de la **variabilité intra-individuelle**. Notre apport a été de montrer qu'en utilisant la phase relative continue pour évaluer la coordination bras-jambes en brasse (natation) et la transformée de Hilbert pour évaluer la coordination bras-jambes en escalade sur glace, nous avons accès à des mesures de **variabilité intra-individuelle**. Ces mesures ont révélé une plus grande variabilité intra-individuelle (*i.e.*, une plus grande variété des modes de coordination) chez les experts que chez les non-experts, tant en natation qu'en escalade sur glace ; ce que n'avaient pas montré les études dans des tâches sur simulateur de ski (Nourrit et al., 2003 ; Teulier et al., 2006 ; Teulier & Delignières, 2007 ; Veriejken et al., 1992), de régulation posturale (Bardy et al., 1999, 2002 ; Marin et al., 1999) ou de coordination bi-manuelle (Kelso, 1995 ; Zanone & Kelso, 1992). En effet, ces dernières études mettent en évidence l'apparition de modes de coordination principalement en in-phase et/ou anti-phase selon le degré de pratique, d'expertise, de contrainte de la tâche (*e.g.*, modification du paramètre de contrôle), même si des modes de coordination intermédiaires peuvent être appris (Zanone et al., 1997, 2010). A ce stade de notre réflexion nous avons deux hypothèses pour expliquer nos résultats : la variabilité intra-individuelle est **sujet-dépendant** (l'expertise étant un critère pouvant expliquer les différences individuelles) et/ou **tâche dépendant** (la complexité de la tâche pouvant expliquer que dans des tâches peu contraignantes les sujets transitent entre des modes en anti-phase et/ou in-phase, alors que dans des tâches plus contraignantes, la variabilité intra-individuelle de la coordination est plus grande). Sachant que de la coordination motrice a été évaluée principalement par l'estimation ponctuelle de la phase relative dans les études précédentes, nous pouvons supposer qu'une mesure continue de la phase relative continue entre les points de revirements montrerait davantage de variabilité intra-cycle ; il serait alors intéressant d'analyser les relations entre cette variabilité intra-cycle et le niveau de pratique et/ou d'expérience, tel que nous l'observons en natation et en escalade sur glace. Cette dernière remarque nous amène à

dire que la variabilité est « **macroanalyse-dépendant** » (c'est-à-dire qu'elle dépend du degré macroscopique et de la dimension fractale considérés pour analyser la coordination ; par exemple, vue du ciel les côtes de la Bretagne apparaissent découpées, mais vue d'un satellite elles apparaissent lisses).

L'apport qui nous semble le plus significatif, est **l'intérêt de considérer l'interaction des éléments composant un système, et les différents niveaux de système** (inter-segmentaire ; sujet – environnement ; etc). Par « système », nous entendons « couplage », si bien que la complexité n'est pas contenue que dans la somme des éléments mais dans leur couplage. Nous avons analysé deux niveaux de couplage: le couplage sujet-environnement, où interviennent trois types de contraintes en interaction (Davids et al., 2008, Newell, 1986): les contraintes de l'environnement, de l'organisme et de la tâche. Le deuxième niveau de couplage concerne la coordination inter-segmentaire. L'étude de la coordination inter-segmentaire en tant que variable macroscopique du comportement, synergie résumant l'interaction des membres, permet de faire émerger des propriétés propres à la complexité du système et indécélables au niveau des membres eux-mêmes.

Enfin, il nous a semblé pertinent de ne pas détacher ces deux niveaux de couplage mais d'étudier la coordination inter-segmentaire en relation avec les trois types de contraintes en interaction. Aussi, dans ce sens, la Partie 3 de cette note de synthèse montre comment le comportement émerge de l'interaction de contraintes (environnement, tâche, organisme ; Davids et al., 2008 ; Newell, 1986) laissant place à une pluralité des possibles plutôt qu'enfermant l'expertise dans un modèle idéal, dit « expert », ne se préoccupant pas du contexte.

Partie 3. La « constraints-led approach » et la « pédagogie non-linéaire »

Dans cette partie nous montrerons que l'expertise ne peut se résumer à un comportement ou à un **mode de coordination motrice « idéal » dans l'absolu**, en accord avec un modèle théoriquement idéal et/ou dit « expert » qu'il s'agirait d'imiter (Brisson & Alain, 1996), mais qu'un **comportement émerge sous contraintes individuellement perçues**. En effet, il est connu que la perception de la tâche prescrite par l'entraîneur ou l'enseignant est individuelle. Une perception individuelle signifie que la tâche peut être fixée par l'entraîneur ou l'enseignant, sans pour autant avoir une perception et une finalité commune, universelle, nous permettant de comprendre qu'il n'y a pas un comportement idéal mais contextualisé. Par exemple, une partie des travaux de Master 2 et Thèse de Julien Vantorre montre qu'un départ en natation peut être perçu par un expert comme « aller le plus vite et le plus loin vers l'avant », alors que le non-expert essaie de créer une poussée excentrée et donc de gérer la combinaison impulsion-rotation (Vantorre et al., 2010b, 2010c). Les deux nageurs font un départ correspondant a priori à la même tâche ; pour autant, la contrainte de tâche n'est pas vécue à l'identique pour chaque nageur.

Le deuxième point sur lequel nous souhaitons insister est **l'interaction des contraintes** faisant émerger le comportement. Divers auteurs montrent l'aspect fonctionnel des contraintes en pointant leur interaction plutôt que leur indépendance (Davids et al., 2004, 2008 ; Glazier & Davids, 2009). Trois types de contraintes sont régulièrement identifiés : les contraintes de tâches, de l'organisme et de l'environnement (Newell, 1986). Dans ce cadre, l'expertise serait la capacité à interagir avec les contraintes pour exploiter aux mieux les propriétés de l'environnement et de son organisme dans une tâche donnée et perçu individuellement.

Non seulement les contraintes de tâche, de l'environnement et de l'organisme sont en interaction, mais en plus cette interaction est **temporaire** et s'actualise au fur à mesure que le sujet agit (Guerin & Kunkle, 2004). Cela traduit un couplage « sujet-environnement », « information-mouvement », « perception-action » (Davids, 2010), qui s'actualise quand l'apprenant explore la relation entre les contraintes. Ainsi le sujet explore toutes les dimensions de la situation pour atteindre un niveau de fonctionnement acceptable qui se traduit par la recherche d'états stables. Il est alors indispensable de ne pas « décomposer » une tâche mais de la « simplifier » pour garantir son contexte écologique, et donc sa richesse en informations pour agir (*i.e.*, affordance) (Davids, 2010). Par exemple, nous avons évoqué que

le débutant en escalade sur cascade de glace utilise majoritairement un mode de coordination entre les membres supérieurs et les membres inférieurs en in-phase pour contrôler son équilibre (Seifert et al., 2010j, 2010k). Si ce mode de coordination apparaît fonctionnel pour assurer l'équilibre sur quatre appuis, ce mode n'est pas fonctionnel pour grimper. En effet, le débutant a souvent les quatre membres tendus en extension, avec les deux mains et les deux pieds prioritairement à l'horizontal (*i.e.*, corps formant un « X »), tentant vainement de se tracter avec les bras. Ainsi, ce mode en in-phase, également utilisé par le grimpeur expert, semble **temporairement** approprié pour contrôler son équilibre face à la contrainte environnementale (*i.e.*, la gravité) et permettre des temps de repos, mais il doit s'alterner avec un mode en out-of-phase (*e.g.*, un décalage des appuis) permettant la progression vers le haut.

L'accès à l'expertise pourrait s'entendre dans ce que Davids et al. (2008) ont appelé la « constraints-led approach », revenant à manipuler différentes contraintes (appelées encore paramètres de contrôle du comportement) pour faire émerger le comportement attendu, qui pourtant s'individualise dans l'action et conduit à une forme de « pédagogie non-linéaire » (Davids, 2010 ; Chow et al., 2006, 2007b).

1. Trois types de contraintes en interaction

Newell (1986) identifie trois types de contraintes faisant émerger le comportement: les contraintes de l'environnement, de tâches et de l'organisme. Ces trois types de contraintes correspondent intimement avec les trois types de perturbations qui peuvent influencer la « stabilisation » des automatismes selon Bernstein (1996). Bien que publié en anglais seulement en 1996 par Latash et Turvey, dès les années 40, Bernstein avait répertorié en trois groupes les perturbations possibles : (i) Les perturbations internes (fatigue, stress, etc) qui pourraient être rapprochées des contraintes de l'organisme énoncées par Newell (1986) ; (ii) Les perturbations externes (le bruit, les vibrations, les forces extérieures comme la gravité) qui pourraient relever des contraintes environnementales (Newell, 1986) ; (iii) Les perturbations à l'intérieur de la tâche elle-même : le changement d'outils, l'emplacement de travail, etc, ces dernières perturbations pouvant être rapprochées des contraintes de tâches selon Newell (1986). En reprenant les propos de Bernstein, un comportement « stabilisé »

serait capable de surmonter ces perturbations ; un expert étant quelqu'un capable de s'adapter à la variété des perturbations (Biryukova & Bril, 2002).

Les contraintes **environnementales** sont extérieures à l'individu et peuvent être physiques, reflétant les conditions ambiantes de la tâche (lumière, température, altitude, la gravité sur Terre, la poussée d'Archimède dans l'eau). Elles ne sont généralement pas manipulées par l'expérimentateur, sauf quand il décide de déplacer le sujet d'environnement dans lequel il effectue la tâche. Les contraintes environnementales peuvent être socioculturelles plutôt que physiques et inclure le support familial, les règles d'une communauté, les normes culturelles, les valeurs, etc. Pour Reed (1993), Reed et Bril (1996), ces contraintes environnementales socioculturelles constituent un « espace d'actions libres » résultant de l'interaction des caractéristiques de la tâche et de celles de l'individu. Puis, ces auteurs définissent « l'espace d'actions encouragées », comme l'introduction par l'expérimentateur d'objets, de lieux et d'activités destinés à augmenter le potentiel d'action (*i.e.*, les affordances) du sujet. Reed et Bril (1996), Bril (2002) énoncent quatre caractéristiques d'un espace d'action d'encouragé : (i) une action peut être plus ou moins encouragée ou prohibée; (ii) certains artefacts (comme les piolets et les crampons en escalade sur glace), certaines affordances peuvent être plus ou moins répandues ou disponibles dans l'environnement du sujet; (iii) dans toute société il existe des règles sur les rôles à tenir par les différents protagonistes selon les situations, et sur les objets qu'il convient alors d'utiliser; (iv) son organisation varie selon l'âge et le niveau de développement et de maîtrise de tel ou tel comportement ou habileté en fonction de ce qui est considéré comme opportun à un moment donné.

Les contraintes de **tâche** correspondent au but de l'activité et peuvent être classées en trois catégories : (i) le but de la tâche, (ii) les règles ou les instructions spécifiant la réponse, et (iii) une machine ou un artefact spécifiant la réponse attendue. Par exemple, Perrine Bretigny a analysé dans sa thèse l'effet d'une contrainte spatiale (*e.g.*, positionnement de la balle) sur la coordination motrice lors d'un shoot en hockey sur gazon. En effet, sachant que les joueurs ont une forte pression temporelle en match, ils effectuent leur shoot sans que la balle soit toujours idéalement placée. De fait, il nous semblait opportun d'analyser l'effet de placer la balle plus en avant, plus en arrière, plus à droite et plus à gauche par rapport à la position préférentielle de tir (Fig. 23).

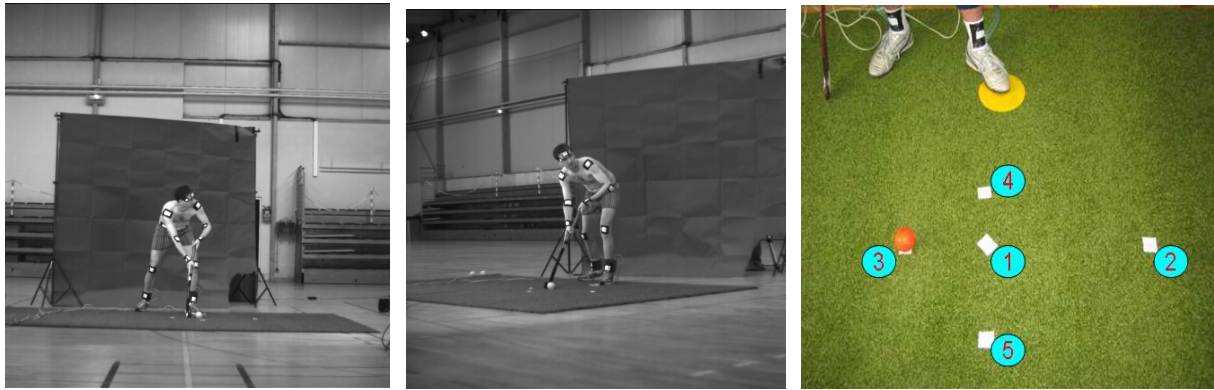


Figure 23. Position du joueur et de la balle en fonction d'une contraintes spatiale de tâche : condition 1 : position préférentielle ; condition 2 : balle située 60 cm en avant ; condition 3 : balle située 30 cm en arrière ; condition 4 : balle située 20 cm plus près ; condition 5 : balle située 30 cm plus loin.

Les contraintes de **l'organisme** sont structurelles ou fonctionnelles et réfèrent aux caractéristiques du sujet comme les gènes, les propriétés anthropométriques, la cognition, la motivation, les émotions. Les sujets déficients ou blessés présentent donc des contraintes différentes des sujets sains qui doivent être prises en compte dans la réadaptation ou la réhabilitation fonctionnelle (Hamill et al., 1999, 2006 ; Heiderscheit, 2000).

2. L'émergence du comportement sous l'interaction de contraintes en natation

Ce paragraphe représente notre contribution la plus significative et a fait l'objet d'une partie des travaux de notre thèse, puis de différentes collaborations, et se concrétise par deux chapitres d'ouvrage pour lesquels nous avons été invités à contribuer : le premier concerne les contraintes de l'organisme, en particulier l'effet du genre (Seifert et al., 2010a) et le second traite de l'interaction des contraintes (Seifert et al., 2010b).

2.1. Les contraintes de l'environnement

Dans nos travaux, nous n'avons pas traité de l'aspect socio-culturel comme contrainte environnementale ; néanmoins, comme soulignés par Reed (1993), Reed et Brill (1996), nous sommes conscients qu'un nageur porte les traces d'un apprentissage et/ou d'un entraînement lié à la culture de la natation d'un pays, d'un club, d'un entraîneur. Notre travail s'est intéressé aux contraintes physiques de l'environnement qui réfèrent aux propriétés de l'eau

comme la densité ou la température du fluide, la direction du courant, la visibilité sous marine et les vagues à la surface de l'eau. Les mouvements dans l'environnement imposent naturellement des résistances à l'avancement (force de résistance : R). Une certaine quantité de force propulsive est requise pour dépasser cette force de résistance. La force de résistance varie avec le carré de la vitesse de nage (v) : $R = K \cdot v^2$, où K est une constante proportionnelle aux dimensions et formes du corps ($K = 0,5 \cdot C_x \cdot A_p \cdot \rho$, où C_x est le coefficient d'hydrodynamisme, A_p est la surface frontale de projection sur un plan orthogonal, appelée « maître-couple », ρ est la densité de l'eau) (Pendergast et al., 2005; Toussaint & Truijens, 2005; Toussaint et al., 2000). Cependant, le travail total (W_{total}) est plus grand que celui requis pour dépasser la force de résistance car une part de ce travail est dissipé dans l'eau pour déplacer l'eau loin du corps (Toussaint & Truijens, 2005 ; Zamparo et al., 2005), suggérant que la force de résistance est le produit de contrainte en interaction (contraintes de l'environnement et de l'organisme) que l'on peut décomposer en résistance de forme (représentant 55% de la force totale de résistance), en résistance de frottement (20-25%) et en résistance de vague (20-25%) (Pendergast et al., 2005). La proportion de chacun de ces composants change avec la vitesse, par exemple en crawl, la résistance de vague devient très importante au-delà de 1,5-1,6 m.s⁻¹ (Toussaint & Truijens, 2005) représentant 50% de la force de résistance à une vitesse de 2,2 m.s⁻¹ (Vennell et al., 2006). Aussi, le changement de vitesse, qui peut être artificiellement imposé par un flume (*i.e.*, piscine à contre courant), influence directement le niveau des contraintes environnementales qui sont vécues par le nageur.

2.1.1. Effet des contraintes environnementales sur la coordination des bras en crawl

Même si en crawl la force de résistance est plus petite que dans les autres nages, l'objectif est d'organiser la transition entre la partie sous-marine (où le corps est soumis à la résistance aquatique) et aérienne du cycle de nage, en adaptant (i) le temps alloué à la glisse avec un bras étendu devant à la surface de l'eau pendant que le second bras propulse le corps, et (ii) le temps dévolu au retour aérien du bras. Quand la contrainte environnementale augmente d'une vitesse de 1,47 à 1,92 m.s⁻¹, la coordination des membres supérieures chez les nageurs hommes élités passent d'un mode en rattrapé (évalué par l'index de coordination : $IdC \sim -10 \pm 5\%$) à un mode en superposition ($IdC \sim 3 \pm 6\%$) (Seifert et al., 2007b). En fait, quand la vitesse augmente au-delà d'une valeur critique (une vitesse approchant 1.8 m.s⁻¹),

seulement le mode en superposition subsiste (Seifert et al., 2007b). Kolmogorov et al. (1997) montrent qu'une forte augmentation de la force de résistance ($>70\text{N}$) et de la puissance ($>150\text{W}$) existe proche de $1,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ce qui pourrait expliquer la transition du mode de coordination chez les nageurs élités à cette vitesse. En fait, à haute vitesse ($>1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) la résistance de vague devient très importante ($> 50\%$ de la force de résistance totale) (Toussaint & Truijens, 2005). Alors, comme pour un bateau, le calcul de la vitesse de la partie immergée (« hull speed ») d'un nageur d'une taille de 2 m est égal à $1,77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Toussaint & Truijens, 2005). Par conséquent, au-delà de cette vitesse critique ($>1,7-1,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), les contraintes environnementales font émerger un mode de coordination en superposition. Ceci explique que l'augmentation de la vitesse amène conjointement une augmentation de la force de résistance, de la force propulsive, de la puissance et un changement de la coordination (Fig. 24 et 25; Seifert et al., 2008c).

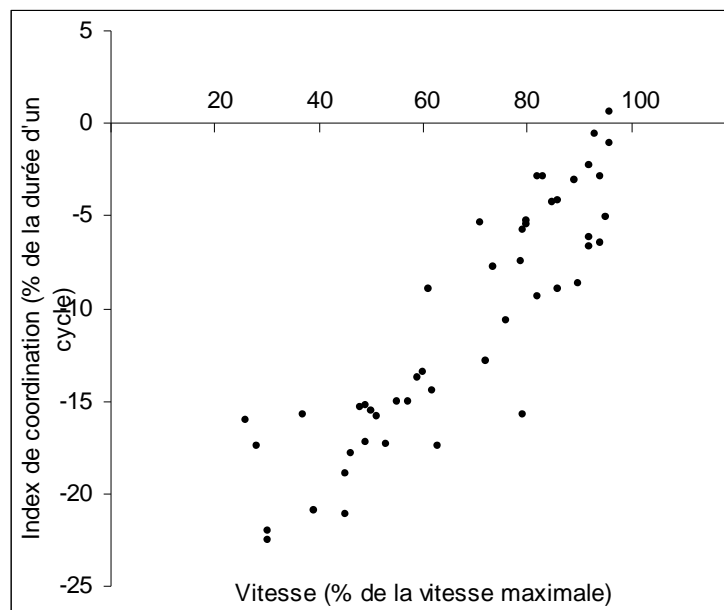


Figure 24. Relation entre la vitesse et la coordination

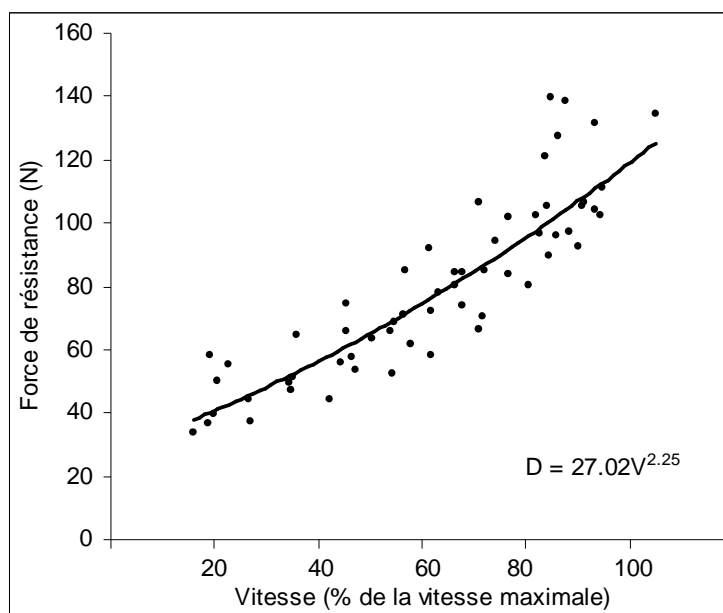


Figure 25. Relation entre la vitesse et la force de résistance

Finalement, le port d'une combinaison (contrainte de tâche) peut artificiellement réduire la contrainte environnementale, notamment la résistance de frottement de 5 à 7,5%, ce qui explique la plus grande durée de glisse et l'utilisation d'un mode de coordination davantage en rattrapé chez les triathlètes quand ils nagent à l'allure du 800m avec une combinaison ($IdC = -11,7\%$) vs. sans combinaison ($IdC = -9,6\%$) (Hue et al., 2003b).

2.1.2. Effet des contraintes environnementales sur la coordination bras-jambes en brasse

La technique de la brasse est la plus réglementée, et les règles FINA (contrainte de tâche) imposent que le retour des bras et des jambes soit sous marin, expliquant pourquoi la force de résistance est la plus grande en brasse (Kolmogorov et al., 1997). Par exemple, à la vitesse de $1,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la force de résistance est proche de 20 N en crawl et 40 N en brasse, à $1,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la force de résistance est proche de 25 N en crawl et 95 N en brasse (Kolmogorov et al., 1997). Dans le passé, Kent et Atha (1975) avaient étudié la force de résistance passive du corps dans cinq positions clés du cycle de brasse, montrant que pour une vitesse de $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la résistance passive était égale à 92 N en position de glisse, 165 N en position de respiration, 222 N durant la position de retour des bras et des jambes, 214 N quand les jambes commençaient leur propulsion et 205 N quand les jambes finissaient leur propulsion en position d'extension. Ces variations de résistances indiquent l'importance d'organiser

correctement la coordination bras-jambes afin de minimiser le poids de la contrainte environnementale. De ce fait, le premier objectif d'un nageur de brasse est d'optimiser la durée du temps de glisse (avec le corps en extension) entre la propulsion des jambes et celle des bras, car cette position occasionne le moins de résistance passive. Le moment où le nageur devrait commencer la propulsion des bras, autrement dit s'arrêter de glisser, correspond au moment où la vitesse instantanée du centre de gravité diminue en deçà de la vitesse moyenne durant un cycle. Le second objectif est de synchroniser le retour des bras et des jambes pour minimiser la force de résistance. Troisièmement, le nageur devrait adopter une position hydrodynamique avec un train pendant que l'autre train propulse (*i.e.*, pour que la propulsion des jambes se fasse sur un corps profilé avec les bras en parfaite extension et inversement, pour que la propulsion des bras se fasse alors que les jambes sont en extension).

Comme expliqué en partie 2, la mesure de quatre écarts temporels (T1, T2, T3, T4) entre les points clés définissant les temps de propulsion, de glisse et de retour (Seifert & Chollet, 2009), puis leur somme (TTG : Total Time Gap) donne une indication globale sur la capacité du nageur à coordonner ses différents mouvements. Quand la contrainte environnementale augmente vers de grandes vitesses de nage (*e.g.*, de 1,2-1,3 m.s⁻¹ à 1,5-1,6 m.s⁻¹), TTG des brasseurs élités diminuent de 60% à 20%. Ce plus haut degré de coordination est principalement dû au changement de T1, qui reflète une diminution de la glisse de 30-40 à 0-10% de la durée d'un cycle (Chollet et al., 2004; Seifert & Chollet, 2009; Takagi et al., 2004), et conduisant à une plus grande continuité entre la propulsion des jambes et celle des bras. Avoir un haut degré de coordination ne signifie pas qu'il faut automatiquement réduire chaque écart temporel à 0%; car le mode de coordination en superposition (superposition partielle de la propulsion des bras avec celle des jambes et/ou superposition partielle du retour des bras avec la propulsion des jambes) peut être approprié à un haut niveau de contrainte environnementale (Seifert & Chollet, 2005; Seifert et al., 2006). Par exemple, nous avons montré que certains sprinters élités superposaient le début de propulsion des bras avec la fin de propulsion des jambes (Seifert & Chollet, 2005; Seifert et al., 2006).

2.2. Les contraintes de tâche

Pour tester comment varie la coordination motrice d'un nageur, une « scanning task » (*i.e.*, variation progressive du paramètre de contrôle) peut être utilisée, où **l'allure de nage, la fréquence gestuelle, le nombre de cycles pour une distance** donnée peuvent être

progressivement augmentés (ou diminués) de la valeur minimale à la valeur maximale que le nageur peut soutenir. Une « scanning task » permet ainsi d’explorer la variabilité d’un mode de coordination, les différents états stables de la dynamique comportementale du sujet et la nature des transitions entre les modes de coordination (continue, bifurcation non-linéaire, phase d’alternance ; Kelso, 1995 ; Newell, 1991 ; Nourrit et al., 2003 ; Teulier & Delignières, 2007). Par exemple, Seifert et al. (2004b, 2007b) ont demandé à des hommes et femmes élités et à des hommes de niveau inter-régional de nager à différentes allures de compétition en crawl (1500 m, 800 m, 400 m, 200 m, 100 m, 50 m, vitesse maximale), simulées sur 25m pour éviter l’effet de fatigue. Un modélisation « par morceau » a permis de montrer que la pente de la droite reliant les allures de longues et moyennes distances (du 1500 m au 400 m) était différente de la pente de la droite reliant les allures de sprint (du 100 m à la vitesse maximale), signe d’une bifurcation non linéaire à l’allure critique du 200 m. Il est assez intéressant de remarquer sur la figure 26, que cette bifurcation intervient à cette allure critique pour les trois groupes, suggérant que quel que soit le niveau d’expertise, le sexe et la vitesse réelle de nage, la contrainte de tâche amène la même adaptation chez l’ensemble des nageurs (Seifert et al., 2007b). Selon Pelayo et al. (1996), il semble que l’allure du 200 m soit celle où le nageur développe la plus grande puissance et distance par cycle ; en deçà et au-delà de cette allure, la distance par cycle étant plus petite, le nageur modifiant sa vitesse de nage essentiellement par le changement de fréquence gestuelle.

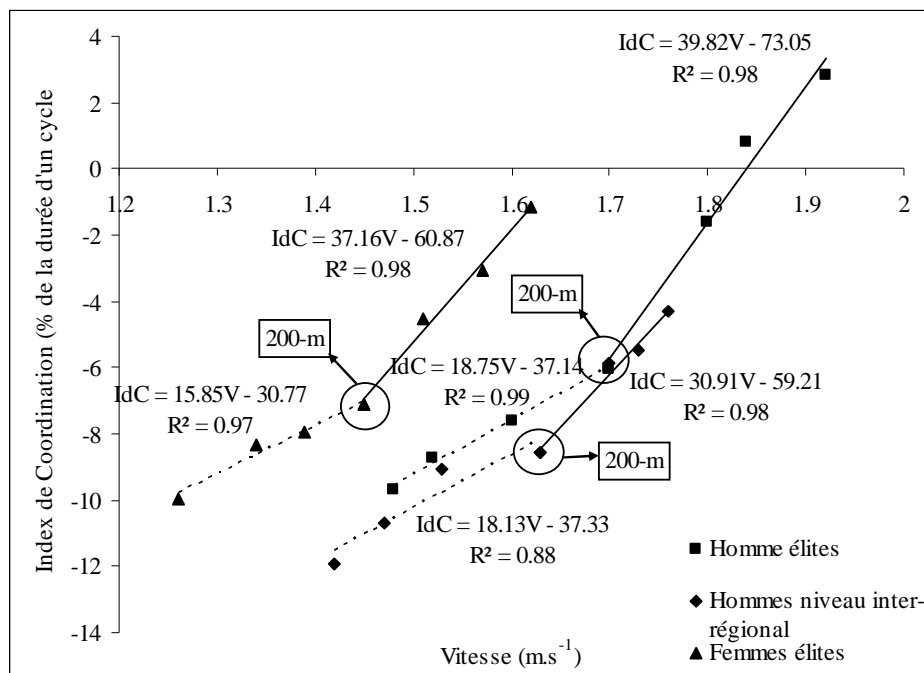


Figure 26. Relation entre l’allure de nage et la coordination motrice des bras en crawl : allure lente (pointillé), allure rapide (ligne continue) (Seifert et al., 2007b).

Aussi, plusieurs études ont manipulé la **fréquence gestuelle** comme contrainte de tâche (Alberty et al., 2008; Potdevin et al., 2003, 2006) ; la fréquence gestuelle pouvant être imposée par un métronome auditif, ce qui est régulièrement utilisé par les entraîneurs. Par exemple, Potdevin et al. (2006) montrent que 100% des experts et non-experts ont une coordination des bras en rattrapé quand la fréquence gestuelle varie entre 20 et 45 cycle.min⁻¹. Par contre lorsque la fréquence gestuelle imposée est de 50 et 55 cycle.min⁻¹, 54,5% des experts utilisent le mode de coordination en rattrapé et 45,5% utilisent le mode de coordination en superposition. A contrario, les débutants ont tendance à bifurquer plus rapidement vers le mode en superposition : seulement 37,6% des sujets sont en rattrapé et 62,4% sont en superposition quand la fréquence gestuelle imposée est de 55 cycle.min⁻¹. Néanmoins, nous montrerons en Partie 4, que transiter vers le mode en superposition n'est pas synonyme d'une meilleure propulsion. Dans l'exemple précédent, le mode en superposition ne semble pas efficient chez les non-experts car leur indice de nage ($v \cdot \text{distance par cycle}$; Costill et al., 1985) chute de 2,43 m.s⁻² lorsqu'ils nagent aux fréquences gestuelles comprises entre 20 et 45 cycle.min⁻¹ à 2,26 m.s⁻² lorsqu'ils nagent aux fréquences gestuelles de 50 et 55 cycle.min⁻¹. A l'inverse, chez les experts la transition du rattrapé à la superposition n'affecte pas leur efficacité propulsive (l'indice de nage restant $\sim 3 \text{ m.s}^{-2}$). Ces études permettent de conclure qu'un haut niveau de contrainte de tâche diminue l'étendue des possibles alors que de faibles fréquences gestuelles permettent plusieurs solutions motrices pour répondre à la contrainte de tâche.

D'autres contraintes de tâches, comme **un rail lumineux pour imposer une vitesse de nage** (Montpetit et al., 1988), **l'application artificielle de résistance** (corps additionnel : Kolmogorov & Duplischeva, 1992 ; Kolmogorov et al., 1997 ; nage attachée ou semi-attachée avec un câble : Aujouannet et al., 2006 ; Yeater et al., 1981 ; nage avec parachute : Brazier, 2008 ; Llop et al., 2006 ; Schnitzler et al., 2008a), sont régulièrement utilisées en natation avec des finalités différentes : entraînement de la force, évaluation biomécanique, test exhaustif. Néanmoins, ces contraintes de tâche n'ont pas encore été utilisées à des fins pédagogiques, laissant ouvert les projets de recherche orientés sur la « constraints-led approach ».

Finalement, une situation permettant d'étudier la stabilité de la coordination motrice est d'utiliser une contrainte de tâche induisant un état de **fatigue**, comme nager à vitesse maximale sur une distance donnée (pour l'analyse d'un 100 m, voir Seifert et al., 2005a, 2007a; pour le 200 m, voir Alberty et al., 2005; pour le 400 m, voir Schnitzler et al., sous presse a; pour le 800m, voir Delaplace, 2004). L'ensemble de ces études indiquent qu'un haut

niveau d'expertise correspond à une stabilité de la coordination à travers la course, alors qu'un bas niveau d'expertise et/ou un grand niveau de fatigue correspondent à une augmentation de la valeur d'index de coordination (IdC), pouvant amener les sujets à transiter vers le mode en superposition. Néanmoins, comme suggéré précédemment, le changement de coordination n'indique pas une meilleure propulsion, mais correspond à un moyen de répondre à la contrainte de tâche. En l'occurrence, avec la fatigue, les nageurs ralentissent la vitesse de la main durant le trajet sous marin et passe plus de temps dans les phases du cycle dites « propulsives », sans pour autant exercer une grande force et puissance (Seifert et al., 2007a; Toussaint et al., 2006). Un des moyens d'éviter une fatigue précoce des nageurs, est d'optimiser individuellement le rapport fréquence gestuelle / amplitude de nage (voir Diedrich & Warren, 1995 pour des hypothèses semblables sur la transition marche-course) et de le garder le plus stable possible.

2.3. Les contraintes de l'organisme

Les contraintes de l'organisme réfèrent aux propriétés du nageur, notamment les **caractéristiques anthropométriques** (comme l'envergure, la taille des bras, la surface des mains, la taille des pieds, la longueur des jambes, la taille debout), les éventuels **déficiences motrices et mentales, la force de résistance passive, la densité du corps et la flottaison, la force, l'endurance, la latéralité** (par exemple la latéralité respiratoire et manuelle) qui peuvent être inclus dans des catégories plus larges comme **l'âge, le sexe, la spécialité du nageur** (sprinter vs. nageur de longue distance) et **l'expertise**. En acceptant la définition de l'expertise (10 ans de pratique délibérée à haut niveau) d'Ericsson et Lehmann (1996), nous pouvons ajouter que l'expérience et l'expertise sont des contraintes de l'organisme car elles ont marqué la vie sportive d'un individu pendant plus de 10 ans.

Plusieurs études ont montré que les contraintes de l'organisme pouvaient affecter la coordination motrice des bras en crawl et la symétrie de cette coordination. Mais avant d'expliquer les différences par exemple liées au **sexe**, des précautions doivent être prises : nous pouvons comparer les genres pour la même contrainte de tâche (*e.g.*, nager à intensité maximale durant 25 m) ou pour la même contrainte environnementale (*e.g.*, la même vitesse de nage de $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Alors, il doit être précisé que généralement, la même contrainte de tâche ne correspond pas à la même contrainte environnementale (*e.g.*, nager à intensité maximale durant 25 m en crawl correspond à une vitesse de $1,93 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour les hommes et $1,62 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

pour les femmes ; Seifert et al., 2004a). Ainsi, nos conclusions sont présentées pour une contrainte de tâche identique et pour une contrainte environnementale identique dans le but de mettre en lumière les contraintes de l'organisme liées au sexe. En crawl, les femmes ont été comparées aux hommes pour huit allures de nage. Pour la plupart des allures de nage, les hommes montrent une plus grande continuité entre les actions des deux bras que les femmes (*i.e.*, $IdC_{\text{hommes}} > IdC_{\text{femmes}}$); les hommes nageant plus vite, ayant de plus grands segments et surfaces de propulsion, exerçant plus de force mais en contre partie opposant plus de résistances à l'avancement (Toussaint et al., 1988b). A l'inverse, les femmes ont une plus grande masse grasse, qui est davantage située dans les jambes, amenant une position plus horizontale dans l'eau (Avlonitou et al., 1997 ; Sindors et al., 1993 ; Vaccaro et al., 1984) ; cela leur assure une meilleure flottaison et une plus petite résistance passive que les hommes (Kjendlie et al., 2004 ; Zamparo et al., 1996), qui pourrait expliquer la moins grande continuité d'action des bras chez les femmes, autrement dit leur plus grand temps de glisse. Quand les genres sont comparés pour une vitesse donnée ($1,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), correspondant à l'allure du 100 m pour les femmes et à celle du 800 m pour les hommes, ces derniers ont une coordination motrice davantage en rattrapé que les femmes ($IdC = -8,5\%$ vs. $-6,5\%$), mais avec une plus grande amplitude par cycle, suggérant que la possibilité de développer une plus grande force par cycle peut leur permettre une plus grande impulsion propulsive. Pour ces raisons, les hommes atteignent des vitesses plus élevées lors d'un 25 m nagé à intensité maximale, avec une coordination en superposition ($IdC > 0\%$) alors que les femmes conservent un mode de coordination motrice en rattrapé ($IdC < 0\%$) (Seifert et al., 2004a, 2007b).

De plus, il est raisonnable de considérer qu'un nageur avec de grandes mains et/ou des grands pieds a des plus grandes **surfaces propulsives** et par conséquent un plus grand déplacement à chaque cycle (à condition que ces actions soient efficaces), pouvant l'amener à glisser entre chaque impulsion propulsive et adopter une coordination en rattrapé. De fait, par l'utilisation de palmes ou de plaquettes, l'enseignant et l'entraîneur peuvent artificiellement augmenter la surface propulsive chez les débutants et induire une nouvelle coordination motrice (une nouvelle fois, à condition que les actions conduisant à la nouvelle coordination soient efficaces) (Sidney et al., 2001). Inversement, les nageurs avec des déficiences motrices et cérébrales, avec des handicaps (*e.g.*, amputation, déficience cérébrale, spinale, etc) présentent de plus petites surfaces propulsives ou une propulsion déséquilibrée par rapport à des nageurs sains ; ces deux facteurs influençant la coordination motrice (Osborough et al., 2010 ; Querido et al., 2010 ; Satkunskiene et al., 2005). Satkunskiene et al. (2005) ont montré que la coordination motrice variait avec le degré de déficience ou

d'handicap, amenant par exemple les nageurs amputés d'un bras à une stratégie de compensation se traduisant par une coordination motrice asymétrique. Querido et al. (2010) ont montré une grande variabilité inter-individuelle de la coordination des bras, tant en crawl ($-17,7\% < IdC < -4,2\%$) qu'en dos ($-21,2\% < IdC < -8,7\%$), chez nageurs avec une trisomie 21 (Down syndrome) suggérant qu'ils procédaient à des adaptations individuelles. Chez les nageurs amputés d'un bras, Osborough et al. (2010) identifient quatre profils de nageurs: (i) un rattrapé symétrique (*e.g.*, un bras sort de l'eau quand l'autre bras rentre dans l'eau), indiquant que l'amputation d'un bras déséquilibre peu le timing ; (ii) le bras « affecté » est étendu en avant du corps pendant que le bras « non affecté » pousse rapidement vers la hanche ; lorsqu'il débute son retour aérien, le bras « affecté » pousse rapidement sous l'épaule ; (iii) lorsque le bras « non affecté » a fait son retour, le bras « affecté » se déplace lentement sous l'eau avant de s'étendre sur le côté pour stabiliser le corps et permettre au bras « non affecté » de commencer sa poussée. ; (iv) une grande asymétrie de coordination : le bras « non affecté » montre une superposition tandis que le bras « affecté » révèle une coordination en rattrapé.

Par ailleurs, la **respiration** est une contrainte de l'organisme qui peut modifier la coordination motrice en amenant un mode en rattrapé. Lerda et al. (2001) montrent notamment qu'un grand temps accordé à l'inspiration provoque un temps mort dans la propulsion ; ce temps mort apparaissant du côté respiratoire (Seifert et al., 2005b, 2008b). Lors d'une épreuve de 100 m, Seifert et al. (2005b) montrent que les nageurs avec un pattern unilatéral de respiration (tous les 2, 4 ou 6 mouvements de bras) ont une coordination motrice asymétrique (nage « boiteuse »), caractérisée chez les non-experts par un grand temps de glisse avec le bras en avant dans le but de faciliter la rotation de la tête (amenant un rattrapé du côté respiratoire). Inversement, les nageurs avec un pattern bilatéral de respiration (tous les 3 ou 5 mouvements de bras) tendent à avoir une coordination symétrique (Seifert et al., 2005b). Le contrôle du pattern respiratoire devrait aider à avoir une coordination symétrique, équilibrée. Pour tester cette hypothèse, Amélie Chéhensse (2005) a testé sept patterns de respiration lors de son Master 2. Les patterns de respiration imposés à chaque nageur étaient divisés en deux catégories : (i) les patterns unilatéraux : respirer tous les deux temps du côté préférentiel de respiration ; respirer tous les deux temps du côté non-préférentiel de respiration ; simuler une respiration= tourner la tête mais ne pas inspirer pour évaluer l'effet du roulis de la tête ; et (ii) bilatéraux-axés: respirer tous les trois temps, apnée, respiration libre dans un tuba frontal ; respirer tous les deux temps dans un tuba frontal. Les résultats indiquent qu'une respiration unilatérale amène une asymétrie de coordination, qui est plus

marquée lorsqu'elle intervient du côté non-préférentiel de respiration (vs. préférentiel) (Seifert et al., 2008b). De plus, la coordination apparaît symétrique lorsque la respiration est bilatérale, axée ou en apnée (Seifert et al., 2008b).

Des analyses approfondies ont permis d'explorer les relations entre la **latéralité respiratoire et la symétrie de la coordination** en tenant compte (i) du **bras dominant** (Seifert et al., 2005b) et (ii) de la **symétrie des muscles responsables de la rotation interne de l'épaule** (Tourny-Chollet et al., 2009). La plupart des nageurs montrent une coordination asymétrique avec des discontinuités propulsives d'un côté et une superposition des phases propulsives de l'autre côté. Le plus souvent, cette asymétrie est liée à un pattern unilatéral de respiration et à un bras dominant ; bien que plusieurs profils soient observés (Seifert et al., 2005b): (i) La majorité des nageurs (17 sur 28 nageurs) ont le même côté d'asymétrie pour la coordination motrice, la respiration et le bras dominant, composant le groupe « latéralisé » ; (ii) Les nageurs avec le même côté de latéralité motrice et respiratoire mais avec une asymétrie de coordination du côté opposé, composant le groupe « mixte 1 » ; (iii) Les nageurs avec une asymétrie de coordination qui coïncide soit avec la latéralité motrice, soit avec la latéralité respiratoire, composant le groupe « mixte 2 » ; et (iv) les nageurs ayant une coordination symétrique composent le dernier groupe. Au regard du groupe « latéralisé » qui représente le cas le plus représentatif, le bras dominant pourrait correspondre au bras propulsif alors que le bras non-dominant servirait de support ou aurait un rôle compensatoire ; ceci peut être le cas des nageurs dont la respiration unilatérale provoque un grand roulis ou un trajet sous marin du bras très désaxé (sachant que le roulis des épaules et des hanches peut être en in-phase ou anti-phase, voir Psycharakis & Sanders, 2008). Ainsi, tel qu'observé pour les membres inférieurs dans la marche (Sadeghi et al., 2000), en natation, le bras non dominant pourrait servir à contrôler les asymétries locales dans le but de permettre un équilibre global de la nage.

Finalement, Tourny-Chollet et al. (2009) montrent que la latéralité respiratoire a un impact sur la symétrie des muscles rotateurs internes (responsables de la prise d'appui et de la traction sous marine) et la coordination des bras. Il est observé une asymétrie de coordination, en particulier un temps plus grand accordé à la prise d'appui et à la traction par le bras dominant, l'amenant à produire plus de force (donc une asymétrie de force). Là encore deux profils ont été distingués selon que les nageurs étaient sprinters ou spécialiste de longues distances.

En conclusion, il est important de comprendre que ces contraintes sont en interaction ; par exemple, les contraintes de l'organisme telles que la taille, la densité et la forme du corps

sont directement en relation avec les contraintes de l'environnement et influencent les résistances passives ; à cela s'ajoute la force musculaire qui influence les résistances actives, le tout amenant à un profil individuel de coordination.

3. La « constraints-led approach », aussi appelée « pédagogie non-linéaire »

La « pédagogie non-linéaire » (Araujo et al., 2004 ; Chow et al., 2006, 2007b ; Davids, 2010) propose de manipuler les contraintes pour faire émerger le comportement, d'où une autre appellation possible: la « constraints-led approach ». Cette approche pose pour principe qu'il n'existe **pas un comportement idéal**, dit « expert », à imiter (Brisson & Alain, 1996 ; Chow et al., 2006), mais que la réponse est fonction de contraintes en interaction, comme évoqué précédemment. Aussi, la réponse serait **individuelle** et non pas en accord avec un modèle théorique figé et prédéfini par l'entraîneur ou l'enseignant. De fait, l'apprentissage serait davantage **centré sur l'apprenant** et ses capacités (contrainte de l'organisme) tout au long de son curriculum, amenant certains auteurs à caractériser cette approche de « développementale » (Lagendorfer, 2007, 2010 ; Stodden et al., 2008).

Dans la pédagogie non-linéaire, l'apprentissage serait plutôt **implicite** (Davids, 2010 ; Davids et al., 2008 ; Masters, 2000 ; Masters, & Maxwell, 2004 ; Masters et al., 2008), amenant l'apprenant à explorer, découvrir, interagir avec les contraintes de la tâche, sans avoir recours à la mémoire, c'est-à-dire à des connaissances stockées en mémoire qui seraient utiles pour agir. L'apprentissage est implicite car l'enseignant donne des informations essentiellement sur le « but », le « quoi faire », plutôt que sur les « moyens », le « comment faire », laissant l'apprenant s'approprier, se construire sa propre solution. L'enseignant laisse une marge de liberté à l'apprenant dans l'organisation du mouvement, dans la mesure où l'enseignant ne spécifie que le comportement global à adopter en utilisant par exemple des **analogies, définies comme « métaphores biomécaniques »** (Davids et al., 2008 ; Masters, 2000 ; Lam et al., 2009 ; Liao & Masters, 2001). Dans ce cadre, l'enseignant qui voudrait apprendre à l'élève à avoir une position hydrodynamique en natation peut avoir recours à des analogies telles que « glisser comme une torpille » ou « glisser comme superman » ; ces consignes laissant à l'élève explorer les différentes possibilités de se profiler dans l'eau plutôt que lui expliquer précisément comment placer ses mains, ses bras, sa tête alors qu'il n'a peut être pas la souplesse d'adopter une telle position. Cette vision de l'apprentissage rompt avec

la vision classique de l'apprentissage **explicite** où l'enseignant donne une série de consignes verbales sur chaque paramètre du mouvement à apprendre ou à corriger. Ces consignes verbales représentent autant de connaissances déclaratives et procédurales que l'élève a à stocker en mémoire et à mobiliser pour agir (Maxwell et al., 2003).

L'enseignant est plus un « aménageur de contrainte » qui influence, provoque et fait émerger le comportement attendu, devant bien connaître l'activité pour manipuler aisément les contraintes de la tâche (Davids, 2010). Davids et al. (2008), Schöllhorn et al. (2009, 2010) mettent en avant l'intérêt d'une **pratique variable et/ou d'ajouter des perturbations**, qui même si elle prend parfois plus de temps pour stabiliser le nouveau comportement, le rend plus flexible. En effet, la pratique variable permet de confronter l'apprenant à un ensemble de contraintes qui changent dans le temps et non pas à un cadre rigide de pratique qui risquerait d'emprisonner l'apprenant dans un comportement peu adaptable à d'autres situations proches.

Enfin, Davids et al. (2008), Handford (2006) postulent pour une **simplification** de la tâche plutôt qu'une **décomposition** de la tâche, afin de garder l'esprit global de la contrainte de tâche. Ces auteurs préconisent par exemple de réduire la course d'élan (= simplification) mais de garder le lien entre course et impulsion lors d'un saut, plutôt que de travailler l'impulsion sans élan, puis d'ajouter l'élan après avoir appris l'impulsion (= décomposition). Si nous admettons, qu'il s'opère un couplage sujet-environnement, alors l'environnement est une source d'information pour l'apprentissage. Aussi, décomposer la tâche revient à la dénaturer, à la décontextualiser, à la sortir de son environnement et à appauvrir la situation en information. Deuxièmement, Davids et al. (2008) rappellent que les actions réalisées par l'élève produiront des changements spatio-temporels sur l'environnement, si bien que la richesse de la tâche proviendrait du couplage sujet-environnement.

Au final, la pédagogie non-linéaire ou l'approche par les contraintes proposent plusieurs moyens d'intervention qui illustrent les principes énoncés précédemment. (i) Il est possible de simplifier la tâche : réduire la distance d'une cible, réduire la distance entre deux objets, réduire la distance entre deux joueurs, réduire ou agrandir la dimension de l'espace de jeu. Par exemple, il semble évident qu'en natation, il faille réduire la profondeur du bassin et faire nager les débutants dans le petit bain. (ii) Il est aussi possible d'utiliser des artefacts pour amplifier ou ajouter de l'information, pour favoriser le couplage perception-action, c'est à dire augmenter les possibilités d'action (*i.e.*, les affordances, Gibson, 1979). Par exemple, nous avons évoqué précédemment qu'il était possible d'augmenter artificiellement les surfaces propulsives en natation en équipant le nageur de plaquette ou de palme ; ce qui simplifie la tâche sans décomposer la nage globale. Seifert et al. (2008b) a aussi montré qu'on

pouvait utiliser un tuba frontal pour équilibrer la coordination des bras en crawl lorsqu'elle est asymétrique. (iii) Davids et al. (2004), Hodges et Franks (2004), Newell et Ranganathan (2010) proposent d'utiliser des instructions pour spécifier la réponse attendue. Nous avons évoqué précédemment la possibilité d'utiliser des analogies pour focaliser les apprenants sur les effets directs de leur action (Liao & Masters, 2001). En natation, il est possible de faire acquérir la position profilée permettant une glisse hydrodynamique en donnant l'analogie de la « torpille » ou de « superman », mais plus encore, en tractant le nageur avec un élastique ou une perche pour amplifier la vitesse (contrainte environnementale).

4. La « constraints-led approach » en natation : exemple d'intervention

Au-delà des raisons scientifiques ci-dessus, pour lesquelles nous défendons la « constraints-led approach », cette approche semble particulièrement appropriée en natation pour au moins deux raisons pratiques : (i) l'environnement d'une piscine est bruyant et ne permet guère aux multiples enseignants avec leur classe de tenir des discours, (ii) une fois qu'un élève est en train de nager avec la tête souvent immergée, il n'entend plus l'enseignant et il n'est pas aisé de l'arrêter pour lui donner une consigne, surtout lorsqu'il nage dans une ligne d'eau éloignée du bord. Aussi, l'apprentissage implicite basé sur la manipulation des contraintes a d'autant plus de pertinence.

L'exemple suivant illustre un suivi sur 4 ans du multiple champion de France du 100 et 200 m brasse, médaillé de bronze aux jeux Olympiques de 2004 et 2008 sur 100 m brasse (Seifert et al., 2006). Pour faire émerger un temps de « glisse » entre la propulsion des jambes et celle des bras en brasse, des éducatifs concernant la coordination bras-jambes sont souvent utilisés. Ces éducatifs consistent à réaliser deux mouvements de bras pour un mouvement de jambes ou un mouvement de bras pour deux mouvements de jambes. Cette situation réfère bien à une « simplification » de la tâche car le nageur n'effectue pas des actions d'un seul train, mais bel et bien un cycle entier de nage. Il s'agit de dissocier l'action propulsive des bras de celle des jambes en intégrant un temps de glisse ; ce qui est complexe pour les élèves débutants car l'absence de sensation d'appui les amène à supprimer tout temps de glisse au profit d'un mouvement sustentateur des bras pour rester en surface. A l'inverse, sur le 100 m brasse, le médaillé de bronze aux jeux Olympiques 2004 et 2008 passe 50% du cycle de bras à glisser (donc à ne rien faire), 42% du cycle de jambe à glisser et pourtant seulement 17% du

cycle total est passé avec le corps totalement en extension, indiquant qu'il associe partiellement la glisse d'un train avec celle de l'autre train. Cette organisation semble efficace puisqu'elle permet le maintien d'une haute vitesse moyenne de nage. Grâce à des évaluations régulières, réalisées en parallèle des compétitions, il a été décelé une baisse de l'amplitude de nage, une augmentation de la fréquence et une baisse de la glisse. Les évaluations ont montré une augmentation des écarts temporels T2 et T3 (voir Partie 2 pour le détail) correspondant à un décalage temporel entre le début des retours bras-jambes et entre la fin des retours bras-jambes. Cela se traduit par des superpositions de temps propulsifs avec des temps de retours amenant le nageur à réduire le temps de glisse avec le corps en extension. Notre intervention visait à découpler, à dissocier les actions de bras de celles jambes pour restaurer des temps de glisse dans la nage, puis rapprocher les actions des deux trains jusqu'à obtenir leur continuité temporelle. Cette dissociation a son intérêt : il semble plus facile de réaliser une action après l'autre que deux actions en même temps, surtout quand il s'agit de réaliser simultanément des contractions musculaires contraires (*e.g.*, flexion et extension = anti-phase), plutôt que des contractions musculaires identiques (in-phase) (Swinnen et al., 1997). Autrement dit, en brasse un apprentissage dissocié des actions de bras et des actions de jambes, est nécessaire avant de « recoller les morceaux », car l'orchestration des temps de propulsion, de retour et de glisse obéit à une logique inversée entre les bras et les jambes. En effet, glisser avec les jambes semble logique, car la glisse suit une propulsion donc un mouvement efficace amenant une survitesse temporaire. Par contre glisser avec les bras ne semble pas logique, car la glisse suit un retour donc un mouvement freinateur. De fait, glisser après un retour n'est pas fréquent chez les débutants qui tendent à marquer un arrêt des mains à la poitrine, consécutif à la propulsion des bras, qui ne correspond pas à un temps de glisse car le corps n'est pas en position profilé. Il convient d'apprendre aux débutants l'orchestration des temps composant un cycle de bras et un cycle de jambes en insistant sur le placement des temps de glisse, condition sine qua none pour atteindre la coordination de l'expert. Nous n'avons pas procédé à des explications, ni donné une série de consignes verbales explicites sur le (dé)placement des membres, mais simplement manipulé les contraintes de tâche en utilisant un élastique pour freiner ou tracter le nageur (Seifert et al., 2006). L'usage d'un élastique sert d'amplificateur du comportement, propre à déceler une mauvaise coordination ou dissociation. En effet, tracter le nageur l'amène en situation de survitesse où il est nécessaire de dissocier les actions de bras et de jambes pour optimiser la glisse.

Partie 4. Coordination, Performance et Efficience

Si nous admettons qu'il n'existe pas une coordination motrice idéale dans l'absolu mais qu'une coordination émerge de l'interaction de contraintes (comme exposé en partie 3), alors le statut de la variabilité comportementale intra-essai, inter-essai (*i.e.*, intra-individuelle) et inter-individuelle en relation avec la performance serait à reconsidérer. Dans ce sens, nous analyserons la relation entre la coordination inter-segmentaire et la **performance**, avec un accent mis sur le rôle fonctionnelle de la variabilité inter- et intra-individuelle. Nous ferons des propositions pour représenter l'accès à l'expertise par un modèle sous forme de « sablier ».

Dans un deuxième temps, il nous a semblé pertinent de ne pas circonscrire l'étude de la coordination motrice en relation avec la performance mais d'envisager aussi le lien avec **l'efficience**. En effet, nous soutiendrons l'idée que **la coordination adoptée par le sujet en relation avec les contraintes n'est pas uniquement dans un but de propulsion mais répond aussi à d'autres préoccupations ; en l'occurrence, en natation, le nageur se coordonne pour se propulser mais aussi pour s'équilibrer, flotter, respirer, se repérer**. En ce sens, nous rappellerons que nos études menées sur la coordination motrice en natation indiquent un degré de coordination mais qui n'est pas en relation directe avec le degré de propulsion. Aussi il semble fondamental d'investiguer la relation entre la coordination inter-segmentaire et le coût énergétique et mécanique, l'efficience propulsive. Dans ce sens il est pertinent de savoir si un mode de coordination est plus économique et efficient qu'un autre. Reliant biomécanique et bioénergétique pour une approche biophysique, tel qu'initié par Barbosa et al. (2010), Pendergast et al. (2006), Vilas-Boas et al. (2010), nous proposons un rapprochement de la biophysique avec le contrôle moteur en natation ; cette entreprise étant déjà un pan de recherche largement exploré par Sparrow (2000) et ses collaborateurs dans d'autres activités physiques.

1. Existe-t-il une coordination experte pour une performance experte ?

Réfléchir au statut de la variabilité du mouvement revient à s'interroger en partie sur l'existence d'un mouvement idéal. Nous avons déjà argumenté en postulant que la réponse était individuelle car émergente d'un ensemble de contraintes. Néanmoins, nous pouvons

poser à nouveau le problème en considérant le débat soulevé par Bernstein (1967) sur l'organisation des degrés de liberté redondants, c'est-à-dire non utiles à la tâche, en un tout organisé appelé « coordination ». Une réponse était évoquée : le blocage (freezing) des degrés de liberté en un seul degré de liberté « virtuel », correspondant à un mouvement des membres en in-phase. Cette solution amène un mouvement monobloc, rigide, qui est souvent observée chez les débutants : par exemple le couplage poignet-coude-épaule au service au volley-ball (Temprado et al., 1997), le coulage des membres inférieurs lors d'une tâche d'oscillation sur simulateur de ski (Vereijken et al., 1992) et la coordination bras-jambes lors de la nage de la brasse (Seifert et al., 2010e). A l'inverse il semble que les experts soient capables d'utiliser un relâchement (freeing) des degrés de liberté non utiles à la tâche, se traduisant par une dissociation articulaire (Seifert et al., 2010e ; Temprado et al., 1997 ; Vereijken et al., 1992). Il pourrait être conclut qu'il existe des modes de coordination de débutant et d'expert, chaque individu en fonction de son niveau de pratique, convergent vers un état stable satisfaisant car réconfortant, économique, etc. Autrement dit, **les débutants et les experts se différencieraient par l'utilisation de mode(s) de coordination différents**. En effet, il semble raisonnable de penser qu'il est plus facile de faire un mouvement après l'autre que deux mouvements en même temps, surtout quand il s'agit de mouvements différents ; la solution la plus complexe étant d'accomplir des mouvements différents avec un décalage temporel non constant, c'est-à-dire alternant plusieurs accélérations-décélérations. Aussi il est aisé de comprendre qu'un débutant utilise en priorité des modes de coordinations simples (in-phase, anti-phase), alors que l'expert utilise des coordinations dites « expertes » car plus complexes.

En réalité, ce n'est pas uniquement la coordination elle-même qui est simple ou complexe, mais aussi le fait qu'elle soit **adaptée** à une situation, c'est-à-dire qu'elle réponde à des contraintes (environnementales, de l'organisme ou de tâche) en interaction, qui évoluent dans le temps. Cette notion **d'adaptabilité** a déjà été approchée par Bernstein (1996) quand il parle de **l'ingéniosité** (*i.e.*, **adresse** et **initiative**) comme propriété décisive de la « **dextérité** ». Au-delà de l'automatisation, de la standardisation et de la stabilisation du mouvement, Biryukova et Bril (2002) soulignent qu'un haut niveau d'expertise motrice est caractérisé par une grande dextérité ; cette dernière étant la capacité à résoudre un problème rapidement et dans toutes les situations. Autrement dit, la **dextérité** renverrait à la capacité d'un expert à réaliser le but de la tâche correctement (efficace), rapidement, raisonnablement (efficient) et avec ingéniosité (Bernstein, 1996). Biryukova et Bril (2002) conclut que « *la dextérité ne relève pas des mouvements en eux-mêmes, mais de leur capacité d'adaptation* ».

aux conditions extérieures » (p. 65). Dans ce cadre, **il n'existerait pas de coordination « experte », mais une expertise dans le couplage « sujet-contrainte »**, c'est-à-dire une expertise à adapter son comportement au niveau de contraintes demandé ou perçu et à l'actualiser au fur et à mesure que ces contraintes changent. Ainsi, la coordination est « contrainte-dépendant » (*i.e.*, tâche-dépendant, organisme-dépendant, environnement-dépendant) ; l'expertise étant la capacité à exploiter ce couplage « sujet-contrainte » de façon **circulaire** (Turvey, 2004). La variabilité intra-essai, inter-essai et inter-individuelle pourrait se comprendre dans la modification du couplage « sujet-contrainte ». En ce qui concerne la variabilité inter-individuelle, nous pouvons nous attendre à une variété des comportements pour un niveau de contrainte de tâche faible, les sujets explorant tous de façon individuelle leurs possibilités d'action en fonction des contraintes de leur organisme (taille, poids, souplesse, force, etc). Avec l'augmentation du niveau de contrainte, le champ des possibles peut se réduire à une solution unique. Par exemple, dans l'étude princeps sur la coordination bimanuelle (Haken et al., 1985 ; Kelso, 1984) une plus grande variabilité intra-sujet était observée pour un faible niveau de contrainte de tâche ; en l'occurrence une bistabilité (modes en in-phase et anti-phase) existait pour des fréquences faibles d'oscillation des index. Au dessus d'une fréquence gestuelle critique, seul le mode en in-phase perdurait, indiquant que l'augmentation de la contrainte de tâche restreignait l'étendue des possibles en termes de variabilité de la coordination. Des résultats semblables ont été observés pour la coordination bras-jambes lorsque la vitesse est augmentée dans la marche humaine (Donker et al., 2001). Ces deux exemples alimentent le postulat précédent selon lequel, un seul mode unique et idéal de coordination n'existerait pas, mais que la coordination motrice émerge des contraintes.

Newell et Corcos (1993) soulignent que traditionnellement, la variabilité du mouvement était vu comme du bruit – un artefact limitant les possibilités de traitement du système entre in-put et out-put. Aussi, le bruit augmenterait de façon concomitante avec l'augmentation de l'effort. La variabilité serait connotée négativement et devrait être minimisée. Or, les recherches conduites dans le cadre des approches écologiques et dynamiques du contrôle moteur montrent que la variabilité comportementale n'est pas du bruit nuisible à la performance, une erreur ou un défaut par rapport au modèle expert, qu'il conviendrait de corriger chez le débutant, mais une flexibilité du comportement pour s'adapter aux contraintes (Bartlett et al., 2007 ; Davids et al., 2003, 2006 ; Glazier & Davids, 2009 ; Newell & Corcos, 1993 ; Riley & Turvey, 2002). Dans ce cadre, Newell et Slifkin (1998) indiquent que traditionnellement, la variabilité était évaluée par l'écart-type ou la variance ; néanmoins ces indicateurs caractérisent la distribution des données et la quantité de

bruit en une seule mesure. L'écart-type n'indiquerait que le « degré » de variabilité (*i.e.*, l'amplitude, l'aspect spatial de la distribution), mais non la « structure » temporelle de la variabilité (qui se mesurerait par des analyses de fréquences) (Newell & Slifkin, 1998). Ces auteurs préconisent d'étudier la structure temporelle de la variabilité par des analyses spectrales du bruit, permettant ainsi d'avoir des indications sur sa nature déterministe ou stochastique. A cela, Newell et Slifkin (1998) conclut qu'il serait erroné de considérer que les « *deterministic processes specify the invariance of movement and the stochastic processes specify the variance of movement* » (p. 157). Dans ce cadre, certains auteurs suggèrent même d'ajouter du bruit, des perturbations à la situation initiale pour amener le sujet à s'adapter de façon imprévue (Schöllhorn et al., 2009 ; 2010). De nombreuses études ont mis en évidence que la variabilité comportementale, qu'elle soit analysée au niveau intra-essai, inter-essai (*i.e.*, intra-individuelle) ou inter-individuelle, aurait un rôle fonctionnel. Sans entrer dans une large revue de littérature, il nous semble important de citer quelques études pour illustrer notre propos, avant de présenter notre propre contribution.

Lors du shoot au handball, Fradet et al. (2004), Schorer et al. (2007) ont montré qu'avoir le plus grand et le plus stable ratio vitesse/précision n'était pas le seul facteur d'expertise ; par exemple, la capacité à faire varier son geste d'un essai à l'autre pour tromper le gardien était un vecteur d'expertise plus important, car assurait davantage de but. Dans une tâche de tir au foot (tirer par dessus une barre pour atteindre une cible), le changement des contraintes de tâches (hauteur de la barre et le positionnement de la cible) amène les experts et les joueurs de niveaux intermédiaires à varier leur tir en modulant la vitesse du coup de pied pour élever plus ou moins la balle, alors que les novices conduisent la balle dans toutes les situations (Chow et al., 2007a). L'analyse du shoot au basket indique que la variabilité inter-essai du couplage spatial coude-poignet diminue avec l'augmentation de l'expertise, mais que la variabilité intra-essai reste inchangée (Button et al., 2003). En l'occurrence, Button et al. (2003) montrent que la variabilité inter-essai est plus grande en phase finale qu'au début du shoot pour garantir une meilleure précision. Lors du shoot au hockey, Burgess-Limerick et al. (1991), Franks et al. (1985) ont montré que la phase du mouvement la plus variable était le backswing, afin de bien préparer le downswing et plus particulièrement l'impact. Lors de l'analyse du service au volley-ball, Davids et al. (1999) montrent que la variabilité (entre le début du service, l'apogée de la trajectoire de la balle et le contact) de la position du ballon au moment de la frappe diminuait sur l'axe vertical, mais augmentait pour les axes sagittal et latéral. Les auteurs expliquent une plus grande variabilité au moment du contact ballon-main pour ajuster en temps réel la direction du ballon. Des résultats semblables sont observés pour

le coup droit en tennis de table : Bootsma et Van Wieringen (1990) ont montré que d'un essai à l'autre, les joueurs experts variaient le temps entre l'initiation du mouvement et le contact balle/raquette, proposant un modèle de contrôle continu basé sur le couplage perception-action pour cette tâche d'interception. Ces quelques exemples indiquent tous que la variabilité intra-essai, inter-essai et inter-individuelle lors de contraintes fixes ou changeantes, peut être considérée comme le résultat d'ajustements fonctionnels, et non pas comme le résultat de fluctuations dues au hasard, qu'il faudrait minimiser. Il est intéressant de remarquer que cet aspect fonctionnel de la variabilité n'intervient pas que dans les activités physiques et sportives mais aussi dans la prévention des blessures et pathologies, soit du point de vue diagnostique, soit au niveau de la réhabilitation (Hamill et al., 1999, 2006 ; Heiderscheit, 2000). Heiderscheit (2000) montre que l'aspect fonctionnel de la variabilité de la coordination intra-segmentaire de la jambe durant la marche permettait de réguler la force de choc au sol et donc de minimiser les pathologies. Van Emmerik et van Wegen (2000) reportent une plus petite variabilité dans la coordination motrice (*e.g.*, couplage entre les rotations du pelvis et du thorax) chez les sujets Parkinsoniens que chez les sujets sains, ces derniers transitant d'un mode de coordination en phase à vitesse lente à un mode en décalage de phase à vitesse rapide. A l'inverse, les sujets Parkinsoniens restent majoritairement en in-phase (*i.e.*, rigidité axiale du tronc) lorsque la vitesse varie de 0,3 à 0,7 m.s⁻¹ (van Emmerik & van Wegen, 2000). Ce dernier exemple confirme que la variabilité n'est pas simplement du bruit ou un défaut mais peut recouvrir un aspect fonctionnel pour s'adapter à de multiples contraintes.

Au final, le modèle de l'expertise que nous défendons est un modèle articulant « **stabilité/variabilité** » : les experts et les non-experts ayant chacun leurs états stables, partageant parfois les mêmes modes de coordination ; par contre la particularité des experts seraient leur capacité **d'adaptabilité**, c'est-à-dire d'être stable quand il le faut et variable quand il le faut. En réalité, même si le système humain tend à aller naturellement vers des états stables, car plus économiques (Hoyt & Taylor, 1981 ; Sparrow, 2000 ; Sparrow & Newell, 1998), « stabilité » et « variabilité » ne sont pas antinomiques ; en l'occurrence, la variabilité n'est pas une perte de stabilité, au contraire, elle serait un signe d'adaptabilité (van Emmerik & van Wegen, 2000). Pour conclure, Bartlett et al. (2007) indiquent trois aspects fonctionnels à la variabilité : (i) s'adapter aux contraintes environnementales, (ii) réduire risque de blessure, et (iii) faciliter les changements de mode de coordination. Aussi, comme évoqué en partie 1, la stabilité se teste en observant les réponses du sujet quand on le perturbe spontanément, tandis que la variabilité correspond aux fluctuations du comportement dans une tâche donnée. Nous illustrerons cette articulation « stabilité/variabilité » à travers

l'analyse de l'expertise des coordinations motrices en natation, en proposant un modèle de l'expertise sous forme de « sablier ».

2. Variabilité inter-individuelle : pour un modèle de l'expertise sous forme de « sablier »

En partant de l'analyse de la coordination des bras en crawl et bras-jambes en brasse chez des nageurs élités, nous montrerons que la variabilité inter-individuelle de la coordination motrice provient d'adaptation fonctionnelle individuelle en relation avec les contraintes de l'organisme (spécialisation des filières énergétiques : sprint vs. demi-fond ; force musculaire et souplesse articulaire, taille debout, envergure et surface des mains). Puis nous montrerons que les nageurs d'un niveau compétitif intermédiaire présentent une moins grande variabilité inter-individuelle, comme si les contraintes de tâches et d'environnement étaient appréhendées dans le même sens pour l'ensemble des sujets. Enfin, l'analyse de nageurs débutants montrera à nouveau une large variabilité inter-individuelle (*e.g.*, bistabilité en brasse) liée à des contraintes de tâches et environnementales différenciées entre les sujets. Nos trois hypothèses principales pour expliquer la variabilité comportementale chez les débutants sont : (i) ils utilisent des modes de coordination simple à contrôler, basé sur des principes d'iso-contraction et/ou d'iso-direction (Baldissera et al., 1982, 1991 ; Swinnen et al., 1997) ; (ii) ils sont dans une phase d'exploration des contraintes environnementales (relation entre gravité et poussée d'Archimède) ; (iii) la contrainte de tâche « se propulser » imposée par l'enseignant ou l'entraîneur est perçue différemment par les débutants, car ils n'ont pas comme contrainte de tâche prioritaire d'avancer, mais de se « sustenter », de « respirer », de « s'équilibrer » et de se « repérer » dans le milieu aquatique. Au final, nous postulons pour un modèle de l'expertise (en termes de coordination inter-segmentaire) sous forme de « sablier » (Seifert et al., en révision) (Fig. 27):

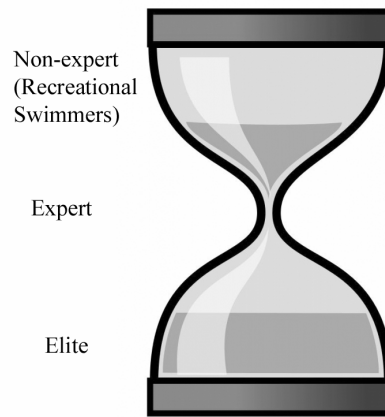


Figure 27. Modèle de l'expertise sous forme de « sablier »

2.1. Variabilité inter-individuelle chez le nageur élite en crawl

Nous avons vu en parties 2 et 3 qu'avec l'augmentation de vitesse, la majorité des nageurs transitaient d'un mode de coordination des bras en rattrapé à un mode en superposition (en l'occurrence à une vitesse critique de $1,8 \text{ m.s}^{-1}$ et/ou fréquence gestuelle critique de $50 \text{ cycle.min}^{-1}$ (Chollet et al., 2000; Seifert & Chollet, 2009 ; Seifert et al., 2007b). Néanmoins, l'analyse individuelle de douze nageurs élites (niveau international, finaliste et/ou médaillé championnat d'Europe et du Monde) montre des variations dans les plages de vitesse et de coordination (Fig. 28; Seifert & Chollet, 2009).

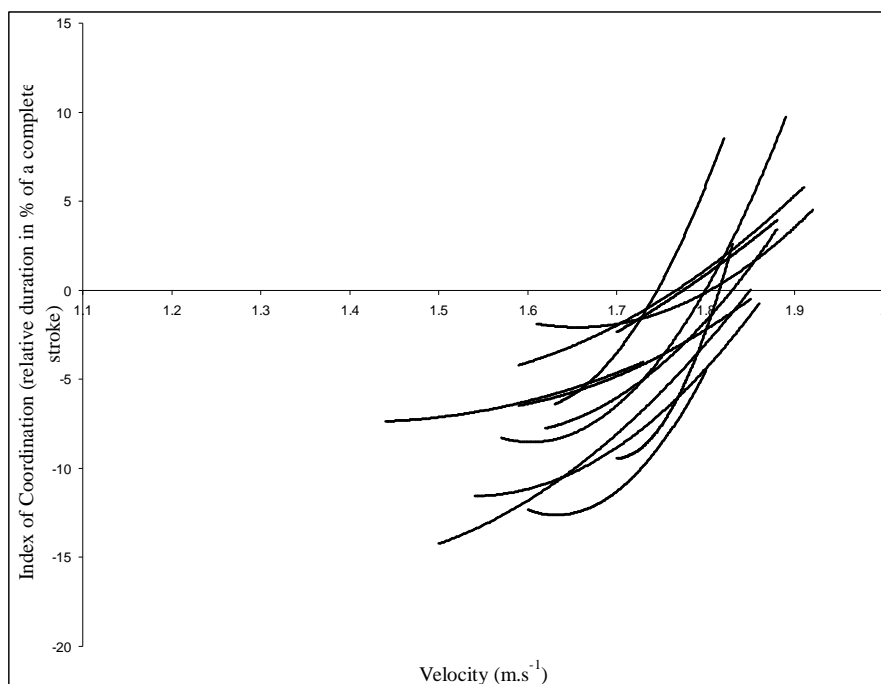


Figure 28. Relation entre coordination et vitesse pour douze sprinters élite en crawl (Seifert & Chollet, 2009).

Globalement, quatre profils théoriques peuvent résumer la relation entre coordination et vitesse en crawl (Fig. 29 ; Seifert et al., 2010b): 1) De petites gammes de vitesse et de coordination ; 2) une petite gamme de vitesse et une grande gamme de coordination ; 3) une large gamme de vitesse et une petite gamme de coordination ; 4) De grandes gammes de vitesse et de coordination.

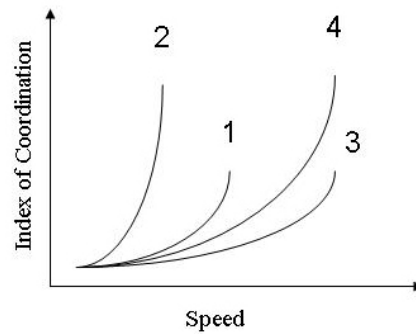


Figure 29. Quatre profils de relation coordination/vitesse (Seifert et al., 2010b).

Le premier profil correspondrait aux nageurs avec une faible variabilité dans la coordination et la vitesse, qu'on pourrait caractériser d'« ultra-spécialistes » s'entraînant principalement dans une direction. Par exemple, les triathlètes, qui s'entraînent principalement en endurance, maintiennent un mode de coordination davantage en rattrapé que les nageurs (Millet et al., 2002), avec des valeurs d'index de coordination (IdC) parfois très négatives (Hue et al., 2003a). Le second profil correspond une grande variabilité de coordination mais qui semble inefficace car n'amenant pas à de grande gamme de vitesse. Ça peut être aussi le cas de nageurs non-experts qui utilisent un mode de coordination en superposition ($IdC > 0\%$) par ce que leur main passe beaucoup de temps en phase dite « propulsive », due à une vitesse lente de la main, sans pour autant générer de haute force propulsive. Le troisième profil correspond aux nageurs avec une faible variabilité de coordination mais une grande gamme de vitesse. Une explication possible est que ces nageurs varient davantage des paramètres de fréquence gestuelle et distance par cycle (voir par exemple en figure 30 un nageur de l'équipe de France qui a participé au relais 4 x 100 m aux jeux Olympiques d'Atlanta en 1996).

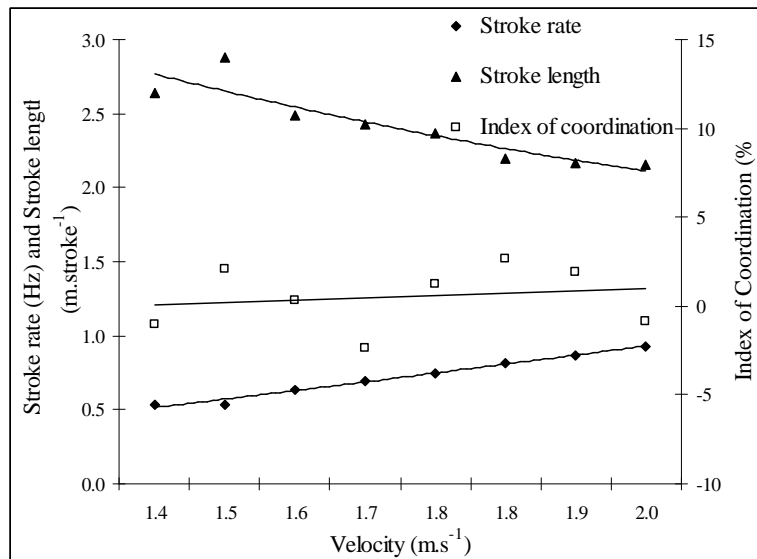


Figure 30. Changement de fréquence, de distance par cycle et d'index de coordination au cours des 7 x 25 m incrémentés en vitesse (Seifert et al., 2010b).

Finalement, le quatrième profil indique une grande variabilité de coordination pour une grande gamme de vitesse. Dans ce cadre, plus la valeur minimale de coordination est faible et plus la valeur maximale de coordination est grande, plus le nageur explore l'ensemble du potentiel humain ; la vitesse atteinte par le nageur variant en fonction du mode de coordination adopté : d'un mode en rattrapé en utilisant des temps de glisse à un mode en superposition en chevauchant les temps propulsives des deux bras. Pour l'entraîneur, ces quatre profils indiquent que la valeur de coordination n'explique pas en elle-même l'efficacité du nageur, mais doit être mis en relation avec les paramètres de nage (vitesse, fréquence gestuelle, distance par cycle) et des paramètres d'efficacité propulsive (variation intra-cyclique de vitesse, indice de nage, rapport entre vitesse de nage et vitesse de la main durant le trajet propulsif) (Miller, 1975 ; Vilas-Boas et al., 2010 ; Toussaint et al., 2006 ; Zamparo et al., 2005).

Ces différences de profils ne concernent pas que la nage, et dans sa thèse, Julien Vantorre a montré qu'il existait plusieurs profils de départ chez les sprinters élites en crawl : (i) Trois profils ont été discernés : les nageurs peuvent avoir une trajectoire à plat ou piquée, avec les bras lancés vers l'avant ou vers l'arrière (*i.e.*, « Volkov », du nom du recordman du Monde du 50m brasse en 1988) lors de l'impulsion et le début de la trajectoire aérienne (Seifert et al., 2010i) ; (ii) Quatre profils ont été distingués au niveau de l'orchestration des phases du départ selon le temps accordé aux phases d'impulsion, d'envol, d'entrée, de glisse, de battement et/ou ondulation et de nage (Vantorre et al., 2010b) ; (iii) Enfin, trois profils ont

été repérés (grab start : pieds symétriques et mains accrochées au plot de départ ; track start : les pieds décalés et mains accrochées au plot de départ ; grab ou track start avec bras vers l'arrière, type Volkov) qui n'amènent pas le même moment d'inertie (Vantorre et al., 2010a). Tous ces nageurs étant des sprinters de niveau national ou international avec des performances comparables ; cela indique la capacité des sportifs élites à individualiser leurs coordinations motrices en exploitant au mieux les contraintes individuelles, environnementales et de la tâche.

2.2. Variabilité inter-individuelle en brasse: élite, expert et non-expert

Ce paragraphe représente le travail de thèse de Hugues Leblanc et a fait l'objet de nombreuses publications (Leblanc et al., 2005, 2007, 2009, 2010) ainsi qu'un chapitre de synthèse (Seifert et al., 2010f). Le mode principal de coordination bras-jambes chez les brasseurs élites et experts est le mode en « continu », qui correspond à une alternance des propulsions (*i.e.*, propulsion des bras pendant la glisse des jambes ; propulsion des jambes pendant la glisse des bras) et à une synchronisation des retours bras-jambes (Chollet et al., 2004 ; Seifert & Chollet, 2005). Autrement dit, les nageurs élites et experts coordonnent leurs bras et leurs jambes en décalage de phase pendant la propulsion (mouvement de flexion ou d'extension d'un train pendant que l'autre train est fixé en extension) et en anti-phase pendant le retour (mouvement d'extension des bras pendant un mouvement de flexion des jambes) (Seifert & Chollet, 2008 ; Seifert et al., 2010e). A vitesse lente, ils glissent avec le corps en extension si bien qu'ils ont une partie du cycle passé en in-phase. Au final, pour un cycle de brasse qui dure entre 1,5 à 2 s, les nageurs élites et experts sont capables d'alterner dans leur cycle de nage trois modes de coordination bras-jambes : un décalage de phase pour les propulsions, l'in-phase pour la glisse et l'anti-phase pour les retours (Fig. 31).

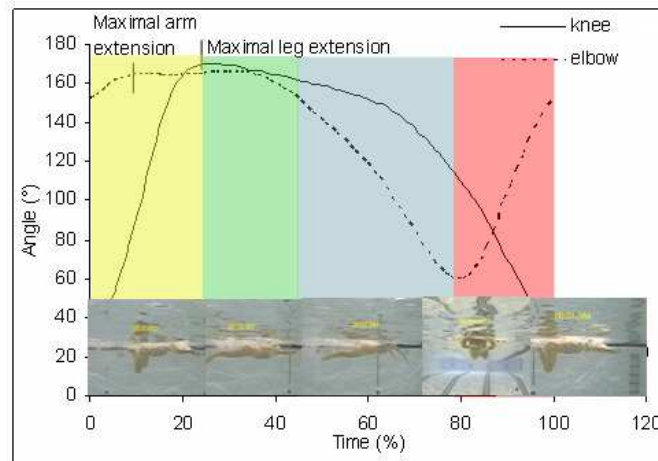


Figure 31. Variation angulaire du coude et du genou lors d'un cycle de nage chez le nageur de expert en brasse (Seifert et al., 2010e).

Les nageurs élités et experts sont capables d'insérer un temps de glisse plus ou moins long, variant leur coordination entre un mode en « glisse » (*e.g.*, à vitesse lente) et en « continu » (*e.g.*, à vitesse intermédiaire). Les nageurs élités se distinguent des nageurs experts par leur plus grande variabilité de coordination à vitesse rapide, concomitant d'une plus grande efficacité ; en l'occurrence les nageurs élités utilisent un mode de coordination en « superposition », où le début de propulsion des bras chevauche la fin de propulsion des jambes dans le but de maintenir une haute vitesse moyenne de nage (Leblanc et al., 2005; Seifert & Chollet, 2005). Il est intéressant de remarquer que ce mode en superposition où le corps forme un « X » est communément observé chez le débutant qui l'utilise quelle que soit la vitesse de nage (Leblanc et al., 2009 ; Seifert et al., 2010e).

Pour varier sa coordination bras-jambes, le nageur élite exploite au mieux les contraintes de l'organisme. Depuis plus de 30 ans, Persyn et al. (1979) ont mené des études approfondies sur la relation entre les contraintes de l'organisme (souplesse, force, taille, surface propulsive) et la technique chez les nageurs de brasse (Fig. 32). Ce sont des analyses conduites sur plus de 600 nageurs qui ont permis de dresser des profils individuels de nage en relation avec la performance, pour les hommes et les femmes, de niveau régional à international (Fig. 33) (Colman et al., 2005). Ces travaux permettent de distinguer deux styles principaux (à plat *vs.* ondulée) qui donnent lieu à six catégories de brasseur en fonction du degré de cambrure et d'ondulation du corps (Fig. 34) (Colman & Persyn, 1993 ; Persyn et al., 1992).

BODY STRUCTURE, COMPOSITION			FLEXIBILITY			STRENGTH		
A	B	C	A	B	C	A	B	C
height	drag		hip outward rotation			m. latissimus-pectoralis		
height ³ / weight	drag		knee outward rotation			m. latissimus-triceps (°°)		
width shoulder / hip	drag		ankle flexion			m. triceps (°°)		
endo-morphy' (°)	drag buoyancy		ankle supination			m. pectoralis		
vital capacity / weight	buoyancy		hip inward rotation					
surface arm / body section	propulsion		ankle extension					
surface foot / body section	propulsion		shoulder inward rotation					
			shoulder abduction (°°)					
			shoulder upward extension (°°)					
			trunk extension (°°)					

Figure 32. Relation entre les contraintes de l'organisme (colonne A), la technique (colonne B) et la méthode de mesure (colonne C) (Colman et al., 2005).

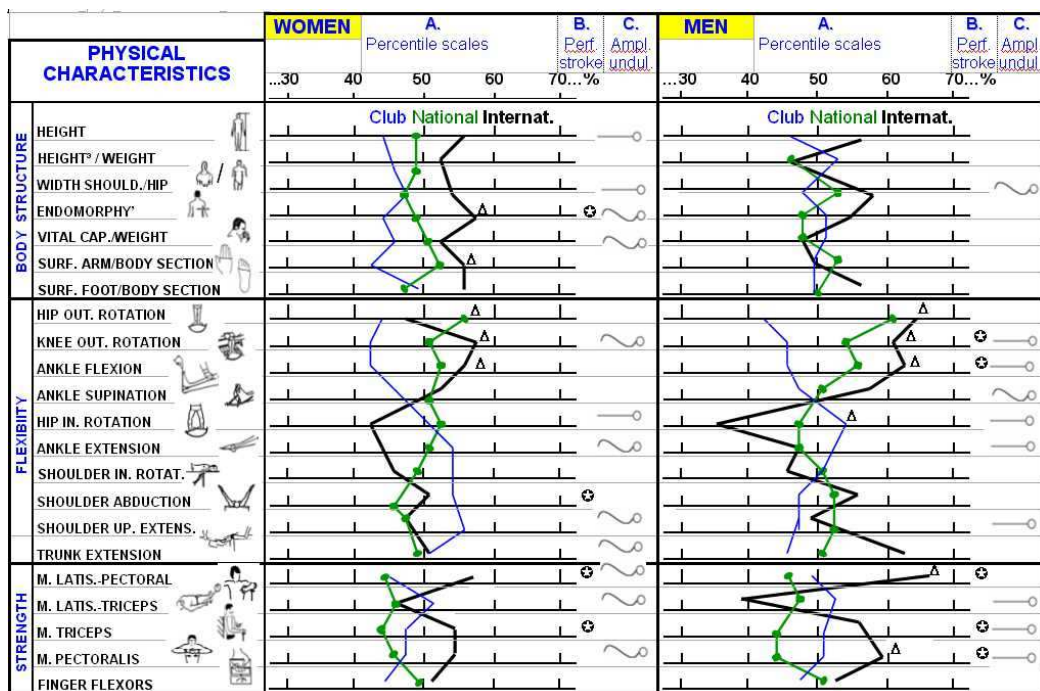


Figure 33. Relation entre les caractéristiques anthropométriques (force, souplesse, structure et composition du corps) et le niveau de performance pour les hommes et les femmes (Colman et al., 2005).

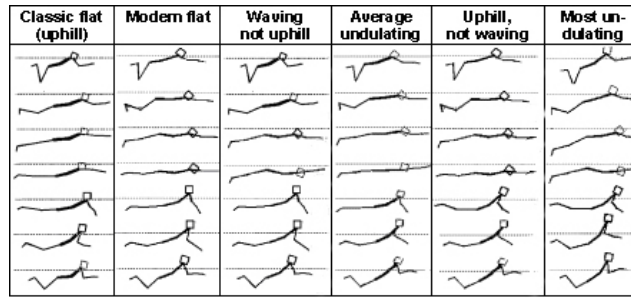


Figure 34. Styles de nage en fonction du degré d'ondulation et de cambrure du corps (Colman & Persyn, 1993 ; Persyn et al., 1992).

Nous venons de voir que les contraintes de l'organisme sont exploitées de façon différentes chez le nageur élite à travers différents styles de nage allant du plus à plat au plus ondulé. Néanmoins, au-delà du style de nage, les brasseurs élités se différencient aussi par la part accordée à la propulsion des bras et des jambes (pouvant varier de 40 à 60% de la propulsion). La figure 35 montre deux profils de vitesse instantanée de nageurs élités : la propulsion peut résulter d'un grand pic de vitesse issu de l'action des bras pour certains alors que d'autres favoriseront plutôt la propulsion des jambes. Le premier nageur glisse 0,28 s avec le corps en extension complète et parcourt 0,56 m alors que le second nageur glisse 0,27 s pour une avancé de 0,53 m. A ce titre, Leblanc et al. (2010) montrent que la capacité d'un nageur élite est celle de parcourir la plus grande distance pendant la glisse (grâce à une haute vitesse acquise durant la propulsion et à l'adoption d'un corps profilé pendant la glisse). Aussi, même si ces deux nageurs valorisent différemment leur contrainte de l'organisme, cela les amène à un niveau d'expertise équivalent, confirmant qu'il n'existe pas un modèle théorique idéal à haut niveau, mais une adaptation individuelle aux contraintes.

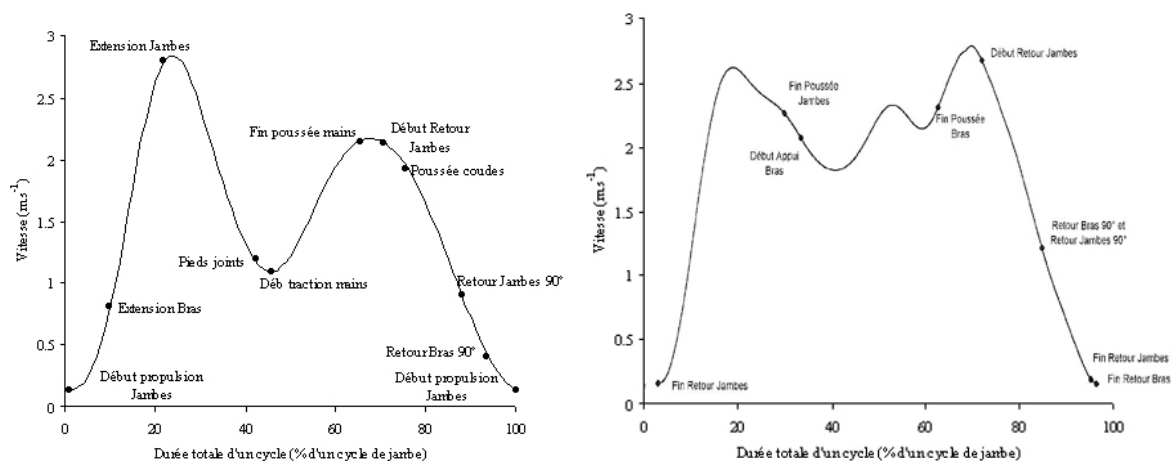


Figure 35. Courbe de vitesse instantanée de la hanche montrant deux pics de vitesse : figure de gauche : pic de vitesse lors de la propulsion bras > pic de vitesse lors de la propulsion jambes chez le médaillé d'argent sur 100 m brasse aux jeux Olympiques 2004 et 2008 ; figure de droite : pic de vitesse lors de la propulsion bras < pic de vitesse lors de la propulsion jambes chez un médaillé au championnat d'Europe du 100 m brasse en 2002 (Seifert et al., 2010f).

Comme exposé rapidement en partie 1, le nageur non-expert présente une bi-stabilité des modes de coordination, en l'occurrence deux modes différents de **superposition**, qui s'expliquent par des raisons mécaniques et de contrôle moteur (Leblanc et al. 2009; Seifert & Chollet, 2008 ; Seifert et al., 2010e):

(i) Certains élèves débutants optent pour une coordination peu efficace consistant à la **superposition de deux phases contradictoires** : se propulser avec les jambes pendant le retour des bras, et se propulser avec les bras pendant le retour des jambes. Cette superposition d'actions contradictoires peut être **complète** et pourrait se résumer à une coordination en « **accordéon** » où aucun temps n'est efficace car chaque action de propulsion (positive) est contrecarrée par une action de retour (négative) (Fig. 36). Cette superposition d'actions contradictoires peut être **partielle** et advenir à deux moments du cycle : la fin de propulsion des bras peut se superposer au début de retour des jambes ; le début de propulsion des jambes peut chevaucher la fin de retour des bras (Leblanc et al., 2005) (Fig. 36). Ces décalages de coordination sont généralement liés à des temps morts dans le cycle ; par exemple, les débutants arrêtent régulièrement leurs mains à la poitrine à la fin de la propulsion des bras, souvent pour prendre une longue inspiration. De fait, le retour des bras se trouve différé dans le temps et chevauche la poussée des jambes. A l'inverse du débutant, l'expert n'arrête pas ses mains à la poitrine, car cette position offre de fortes résistances à l'avancement.

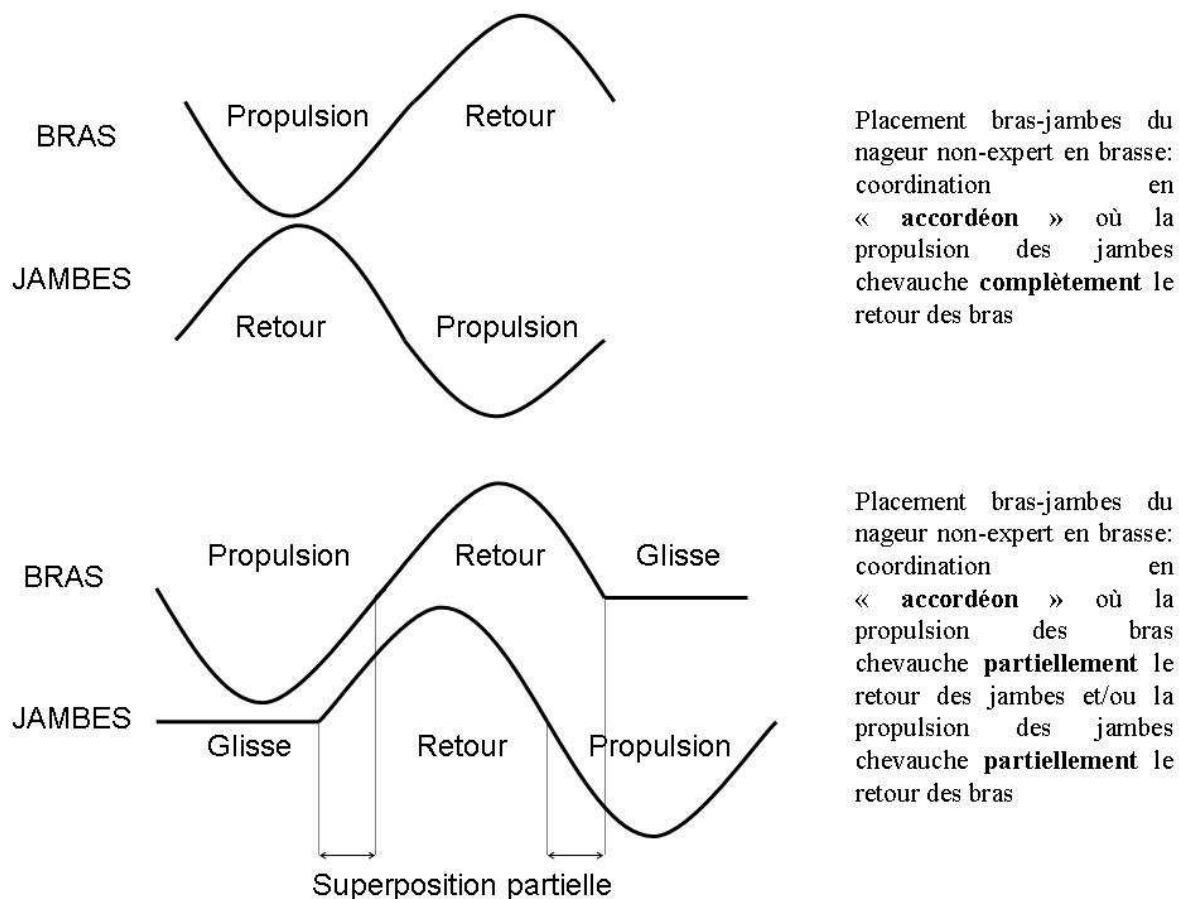


Figure 36. Mode de coordination en « superposition contradictoire » chez le non-expert: superposition complète (en haut) ou partielle (en bas) de la propulsion d'un train avec le retour de l'autre train.

La coordination en accordéon est la moins efficace mais la plus facile à réaliser mécaniquement, expliquant sa prévalence chez les nageurs non-experts. En effet, mécaniquement les nageurs synchronisent des mouvements de flexion des bras et des jambes d'une part, et des mouvements d'extension des bras et des jambes d'autre part (Tokuyama et al., 1976). Ce mode de contrôle s'appuie sur le principe de l'iso-contraction (flexions simultanées ou extensions simultanées) (Baldissera et al., 1982, 1991 ; Swinnen et al., 1997) observé également dans la coordination bi-manuelle (Kelso, 1984), dans la coordination pieds-mains (Jeka et al., 1993; Kelso & Jeka, 1992), où le mode en in-phase apparaît comme le plus stable, le plus simple mais qui pourrait révéler un blocage (freezing) des degrés de liberté dans le cas du nageur non-expert.

(ii) D'autres débutants **superposent deux propulsions**. Une superposition **complète** des phases propulsives des bras et des jambes correspond à un mouvement d'« **essuie-glace** », consistant à faire un mouvement vers l'arrière avec les bras et avec les jambes en même temps (Fig. 37). En l'absence d'un temps de glisse des jambes, le mouvement

d' « essuie-glace » peut concerner les retours, avec une superposition complète du retour des bras avec le retour des jambes ; ce qui en soit est plutôt recommandé d'un point de vue mécanique pour contenir en un seul temps des actions frénatrices opposées à l'avancement du nageur. La superposition des propulsions peut être **partielle**. Ce mode de coordination pourrait se repérer à une **position en « X »** lorsque les membres supérieurs et inférieurs du nageur sont en extension complètes (Fig. 37). Cette position en « X » peut résulter d'un manque de sensation avec les bras devant, le nageur n'effectuant pas une véritable prise d'appui, mais reprenant directement la nage par un mouvement latéral des bras pour se sustenter. Dans ce cas, les temps de propulsion ne s'ajoutent pas, alors que les freinages liés aux retours dissociés s'additionnent et amènent à un mode de coordination peu efficient car deux temps sont négatifs pour un seul temps positif. Le mode de contrôle de cette coordination peut s'expliquer par le principe de l'iso-direction, qui consiste à effectuer des mouvements dans la même direction (par exemple, vers l'avant ou vers l'arrière) (Baldissera et al., 1982 ; Swinnen et al., 1997). Ce deuxième cas de comportement non-expert n'est toujours pas efficient en brasse car la réalisation de deux propulsions simultanément n'assure pas un long temps propulsif tel qu'observé chez les experts. L'usage de la coordination en « X » peut provenir du mode d'apprentissage analytique employé au début du siècle, où l'enseignement du ciseau de jambes (et non du fouetté) se basait sur le modèle traditionnel « plier, écarter, serrer ».

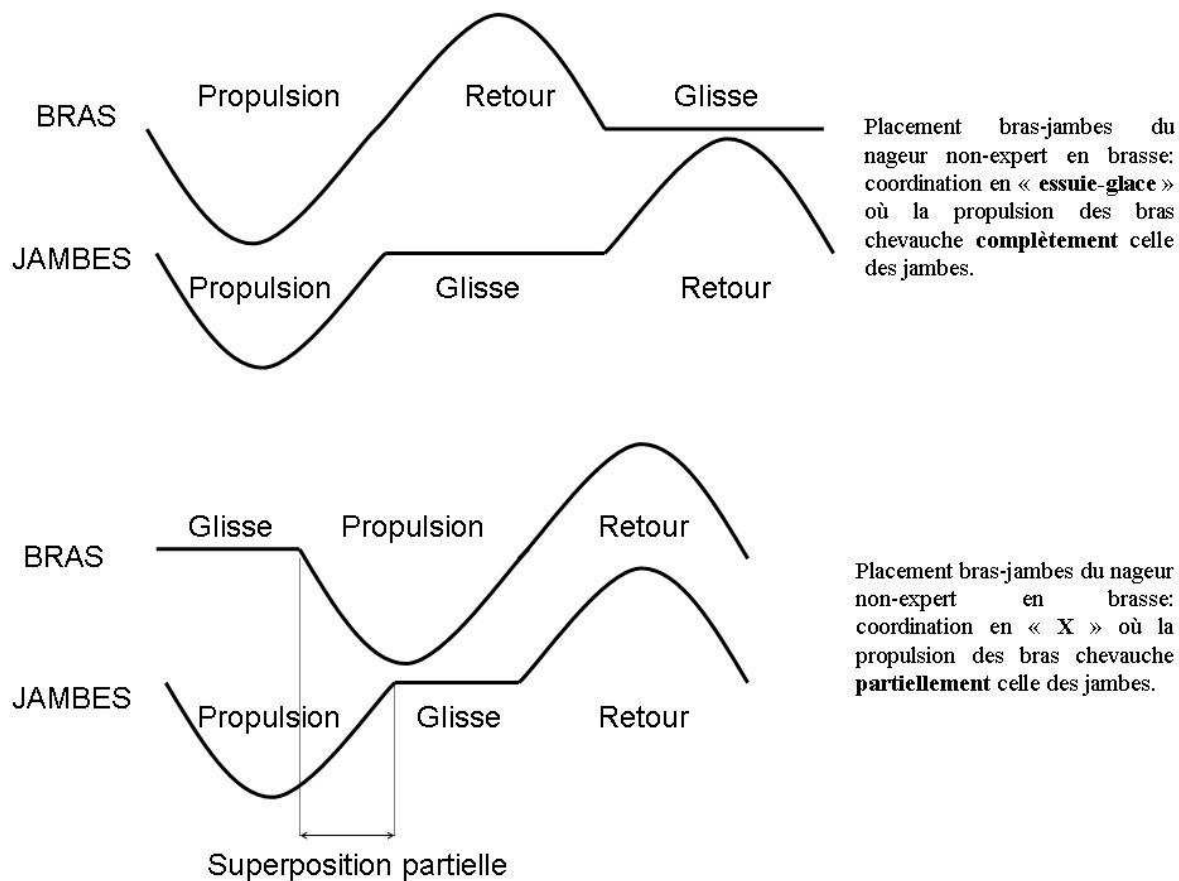


Figure 37. Mode de coordination en « superposition des propulsions » chez le non-expert: superposition complète (en haut) ou partielle (en bas) de la propulsion des deux trains.

Ces différents modes de coordination chez le nageur non-expert ne sont pas forcément indépendants ; certains nageurs mixent ces deux modes de superposition. Par exemple, la figure 38 montre un nageur avec un retour simultanément des deux trains (principe de l'iso-contraction), puis un temps d'arrêt des mains à la poitrine à la fin de la propulsion, qui occasionnera dans un troisième temps, un retard du retour des bras se traduisant par une superposition de deux actions contradictoires (début de propulsion des jambes superposée à la fin de retour des bras). Suite à l'absence de glisse les bras en avant, le quatrième point clé montre que la propulsion des bras rattrape celle des jambes pour se superposer en formant un « X ».

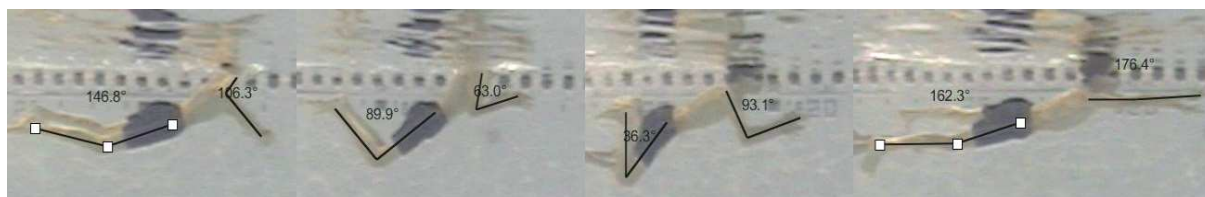


Figure 38 : Position angulaire des bras et des jambes à quatre points clés du cycle de brasse.

Au final, même s'il y a une bi-stabilité des modes de coordination bras-jambes chez le nageur non-expert en brasse, nous avons identifié plusieurs combinaisons de ces deux modes de coordination pouvant s'expliquer par des motifs différents (Seifert et al., en révision). Afin de mieux comprendre la variabilité inter-individuelle des coordinations non-expertes, nous avons procédé à des analyses de classification, en référence à divers travaux réalisés pour distinguer différents profils de lanceurs de javelot (*e.g.*, spécialistes vs. décathloniens ; Bauer & Schöllhorn, 1997), de sauteurs en longueur (Jaitner et al., 2001), de joueurs de handball (Schorer et al., 2007), de golfeurs (Ball & Best, 2007), de patterns de frappe lors du shoot en football (Chow et al., 2008) (pour une synthèse, voir Bartlett et al., 2007 ; Button et al., 2006 ; Rein et al., 2010). En natation, la classification des nageurs non-experts à partir de points clés de la phase relative continue sur un cycle de nage a permis de distinguer trois profils :

- (i) « Coordination variable » : non-expert dont la coordination se rapproche de l'expert par un début de dissociation des propulsions bras-jambes avec un retour des bras presque complet (angle à 140°) lorsque les jambes débutent leur propulsion (Fig. 39). Ce qui indique que ce débutant a une coordination se rapprochant de celle des experts, est sa capacité à créer une grande accélération lors de la propulsion des jambes. A ce stade, ce groupe de nageurs semble avoir déjà perçu l'effet des résistances aquatiques et s'organise pour les dépasser en exploitant la troisième loi de Newton (produire une action dans un sens pour obtenir une réaction dans l'autre sens).

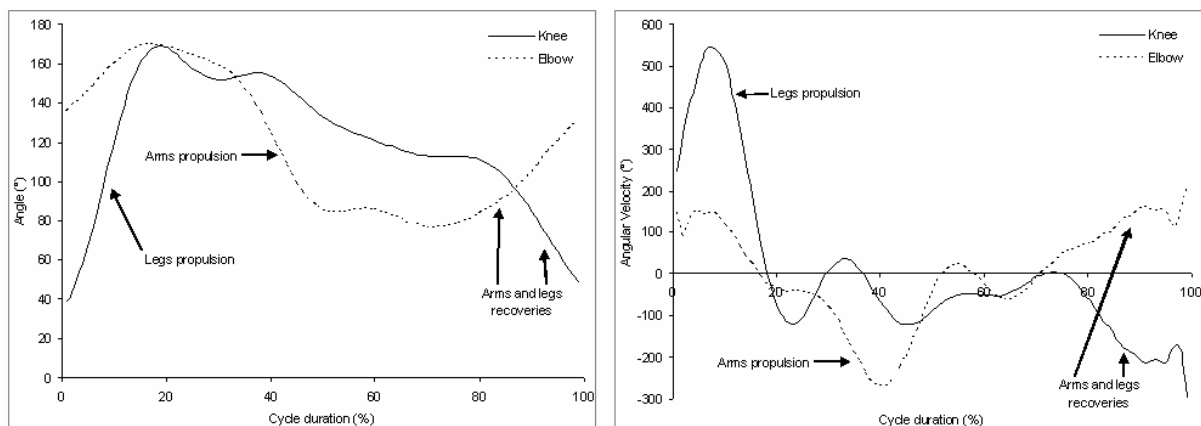


Figure 39. Courbe d'angle (à gauche) et vitesse angulaire (à droite) lors d'un cycle de nage commençant en position de flexion maximale des jambes (talons aux fesses) chez un non-expert du cluster « coordination variable » (Seifert et al., en révision).

- (ii) « Coordination en in-phase » : non-expert dont le couplage des mouvements des bras et des jambes a la forme d'un « accordéon », avec entre 40 et 90% du cycle passé en in-phase (*i.e.*, superposition complète ou partielle des courbes d'angles des bras et des jambes) et une faible accélération durant la propulsion des jambes, qui de surcroît est contrecarrée par le retour des bras (Fig. 40). L'absence de temps de glisse et de création d'accélération suggère que ce groupe de nageurs est focalisé sur « flotter » (*vs.* « avancer »), en orientant ses appuis vers le bas lors de mouvements continus des bras et des jambes.

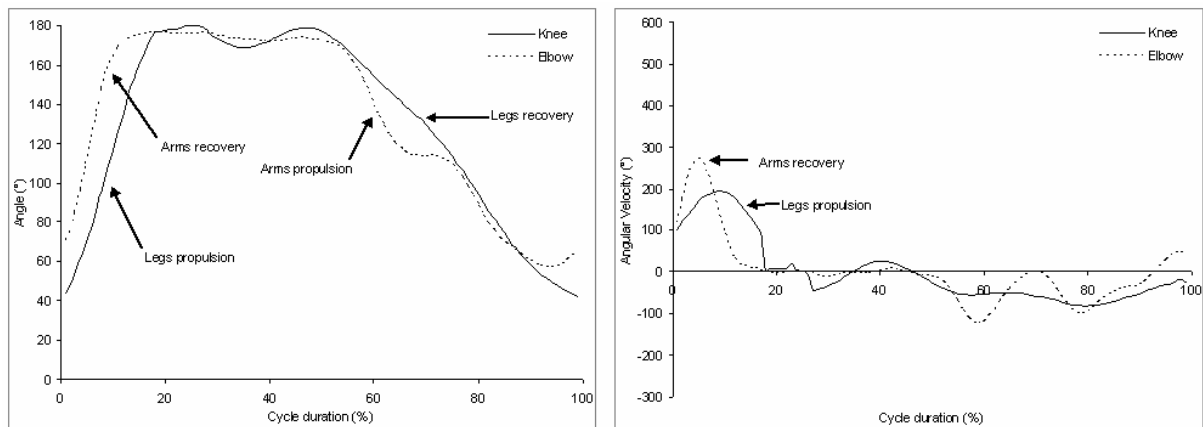


Figure 40. Courbe d'angle (à gauche) et vitesse angulaire (à droite) lors d'un cycle de nage commençant en position de flexion maximale des jambes (talons aux fesses) chez un non-expert du cluster « coordination en in-phase » (Seifert et al., en révision).

- (iii) « Coordination intermédiaire » : non-expert ayant un début de dissociation des propulsions bras-jambes mais dont la propulsion des jambes reste encore largement contrecarrée par le retour tardif des bras. A la différence de la figure 39, la figure 41 montre qu'au début du cycle, les jambes commencent à propulser alors que les bras ne sont pas du tout en position hydrodynamique (car à 100° de flexion). Néanmoins ces nageurs semblent avoir acquis la glisse des bras en extension et la création d'accélération durant la propulsion des jambes (Fig. 41). On peut penser que ce groupe de nageur non-expert explore la troisième loi de Newton sur l' « action-réaction » (appui-glisse).

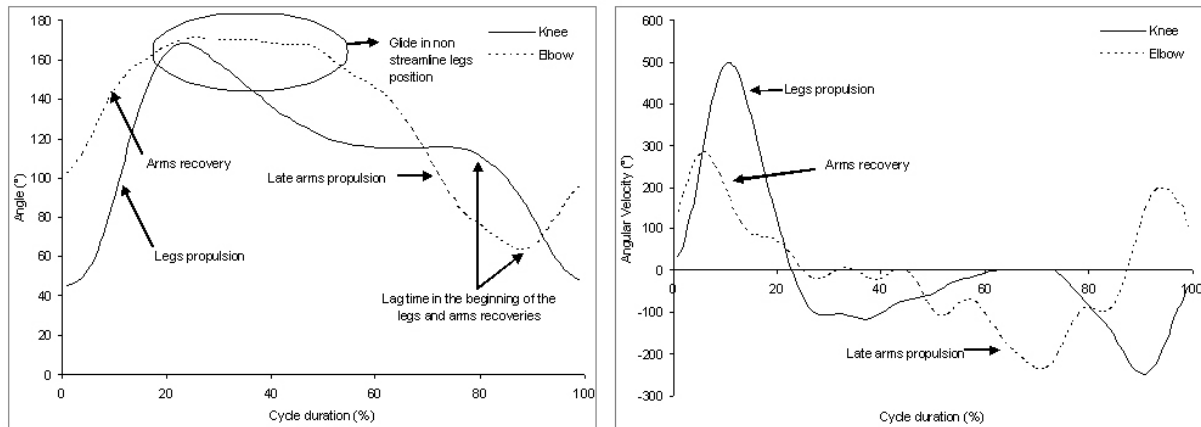


Figure 41. Courbe d'angle (à gauche) et vitesse angulaire (à droite) lors d'un cycle de nage commençant en position de flexion maximale des jambes (talons aux fesses) chez un non-expert du cluster « coordination intermédiaire » (Seifert et al., en révision).

Au final, la variabilité inter-individuelle des modes de coordination chez les nageurs non-experts en brasse résulterait de diverses contraintes dont l'interaction s'exprime individuellement ; par exemple, les contraintes de **l'organisme** liées aux modalités de contrôle (*e.g.*, principes d'iso-contraction ou d'iso-direction) mais aussi liées aux propriétés anthropométriques, de force, de souplesse et de flottaison du nageur. Ces contraintes de l'organisme n'agissent pas seules mais en interaction avec les contraintes de **tâche** : alors que l'expert vise à avancer le plus vite possible en orientant ses appuis vers l'arrière et en utilisant une coordination bras-jambes destinées à profiler le corps, la contrainte de tâche du débutant est de rester à la surface de l'eau, si bien que ses appuis sont orientés vers le bas et sa coordination bras-jambes ne permet aucun temps de glisse mais des mouvements de « bouchon » de haut en bas. De plus, la contrainte de tâche (individuellement perçue) est aussi en relation avec les contraintes de l'organisme et de **l'environnement** (*e.g.*, force de résistance de l'eau), car la locomotion aquatique impose certes de résoudre des problèmes de propulsion, mais aussi de respiration, de flottaison et d'équilibration. L'hypothèse à laquelle nous sommes arrivés est que les nageurs non-experts organisent leur coordination motrice non pas principalement dans le but de se propulser mais aussi de s'équilibrer (*e.g.*, se maintenir en position ventrale), de flotter (*e.g.*, se maintenir en surface) et de respirer (*e.g.*, faire un arrêt des mains à la poitrine pour s'appuyer sur l'eau et garder la tête en dehors de l'eau) ; ce qui peut expliquer la variabilité inter-individuelle de la coordination motrice sans lien direct avec la performance. En définitive, les contraintes entre non-experts et nageurs experts ou élites étant si différentes, il est questionnable (i) de demander aux non-experts d'imiter un nageur élite, et (ii) de considérer comme un défaut une coordination non-experte différente d'un modèle théorique basé sur l'analyse d'un nageur élite.

3. Efficience, économie et coordination motrice

Si nous nous accordons à définir l'efficience comme l'efficacité (*i.e.*, l'atteinte d'une performance) à moindre coût, alors il convient d'analyser les coûts qui peuvent altérer la production d'une performance. Globalement, le coût mécanique, énergétique et attentionnel sont répertoriés. Par ailleurs il convient de ne pas confondre l'efficience et l'économie (Caldwell et al., 2000 ; Sparrow et al., 2000). L'efficience mécanique (η_M) est le rapport entre l'énergie de « sortie » par rapport à l'énergie d'« entrée » (équation 8). L'énergie de « sortie » correspond au travail mécanique total réalisé par les muscles (W_{tot}) pendant que l'énergie d'« entrée » correspond à la dépense énergétique du travail réalisé par les muscles (\dot{E}) (Cavagna et al., 1964 ; Sparrow, 1983 ; Sparrow et al., 2000 ; Toussaint & Hollander, 1994 ; Toussaint et al., 1990):

$$\eta_M = W_{tot} / \dot{E} \quad (\text{équation 8})$$

L'économie est la mesure physiologique référant au coût énergétique (C) d'une performance (Sparrow et al., 2000). Dans la locomotion humaine, C est le rapport entre la dépense énergétique (\dot{E}) et la vitesse (v) de la locomotion (équation 9) :

$$C = \dot{E} / v \quad (\text{équation 9})$$

L'étude du coût énergétique en relation avec un mode préférentiel de coordination d'une part et l'étude du coût énergétique lorsque le sujet explore divers modes de coordination d'autre part ont largement été réalisées dans la locomotion humaine et animale sur terre (par exemple, voir Diedrich & Warren, 1995 ; Hoyt & Taylor, 1981 ; Holt et al., 1991, 1995 ; Hreljac, 1993 ; pour une synthèse, Sparrow, 2000 ; Sparrow & Newell, 1998). Il est globalement admis que la transition de mode de coordination se fait dans un principe d'économie.

L'eau ayant une densité 800 fois supérieure à l'air, la dépense énergétique et le coût énergétique nécessaires pour dépasser de plus grandes résistances à l'avancement, sont plus importants (di Prampero, 1986), ce qui peut supposer des adaptations motrices particulières. Di Prampero (1986) a comparé plusieurs formes de locomotion à des vitesses correspondant au record du monde pour des épreuves aérobies de durée comparable et il montre que le coût énergétique est le plus important en natation ($20 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ pour un 1500 m nage libre à $1,67 \text{ m.s}^{-1}$), étant respectivement 4,7 et 8,7 fois plus grand qu'une épreuve de 5 km en course à pieds et de 10 km en cyclisme. Avec une densité et des résistances plus grandes dans l'eau que dans l'air, l'efficience mécanique est basse en natation (8 à 12%) (Barbosa et al., 2010 ;

Toussaint et al., 1988a, 1990 ; Zamparo et al., 2002) ; en cyclisme par exemple, elle oscille entre 7,5 et 20,4% (Sparrow, 2000). La plus faible efficacité mécanique observée en natation proviendrait de la plus faible efficacité propulsive (η_P). En fait, si le travail mécanique total (W_{tot}) permet d'avoir un aperçu du coût mécanique, il demeure nécessaire de distinguer le travail pour dépasser les forces externes (W_{ext}) (*i.e.*, énergie potentielle et cinétique) et le travail résultant des forces internes (W_{int}) (*i.e.*, le coût mécanique lié aux accélérations et décélérations des membres par rapport au centre de masse). En natation, W_{ext} est la somme du travail nécessaire pour dépasser les résistances à l'avancement et contribuer à la propulsion (W_d), et le travail dissipé dans l'eau du fait d'« appuis fuyants » (W_k). Aussi, l'efficacité propulsive (η_P) serait :

$$\eta_P = W_d / W_{tot} \quad (\text{équation 10})$$

La combinaison des équations 8 et 10 montre l'importance de l'efficacité propulsive et du travail pour dépasser les résistances à l'avancement comme des facteurs déterminants de la dépense énergétique et du coût énergétique en natation :

$$\dot{E} = W_d / (\eta_P \cdot \eta_M) \quad (\text{équation 11})$$

Concernant l'efficacité propulsive, Toussaint et al. (1988a), Zamparo et al. (2005) montrent que η_P varie entre 42% et 77% pour des nageurs élités. De plus, Toussaint (1990) observe de plus petites η_P pour les triathlètes (44%) que pour les nageurs de compétition (61%). Cappaert et al. (1992) reportent des différences de η_P pour les nageurs de sprint (48%), de moyenne distance (56%) et de longue distance (62%). L'efficacité propulsive ne semble pas changer pas avec le sexe mais varie avec l'âge ($\eta_P = 31\%$ avant la puberté, 38 à 40% autour de 20 ans et 25% autour de 40 ans) (Zamparo, 2006). Enfin, Toussaint et al. (2006) montrent qu'avec l'accumulation de fatigue au cours d'une épreuve de 100 m nagée à intensité maximale, l'efficacité propulsive tend à diminuer de 63 to 60%. En conclusion, Toussaint et Truijens (2005) indiquent que pour nager vite, le nageur doit non seulement (i) produire un grand travail mécanique (W_d) permettant la génération d'une grande force propulsive, mais aussi (ii) réduire les résistances à l'avancement et (iii) minimiser le travail dissipé dans l'eau (W_k) pour avoir l'efficacité propulsive la plus grande possible (η_P). Dans ce cadre, il semble important d'examiner dans quelle mesure l'organisation de la coordination motrice peut contribuer à ces trois critères permettant de nager vite.

Nos recherches ont contribué à explorer les relations entre la coordination motrice, le coût énergétique et l'efficacité en fonction des contraintes environnementales du milieu

aquatique (*i.e.*, résistances à l'avancement définie en Partie 3) et des contraintes de tâche (*e.g.*, augmenter sa vitesse de nage dans l'eau). Ces recherches ont concerné les travaux de Master 2 d'Eric Malenfant (2007, avec des nageurs élites de longues distances) et de John Komar (2009, avec des nageurs élites en sprint) financés par un programme de recherche de la Fédération Française de Natation (Philippe Hellard). Ces recherches font aussi l'objet de collaborations actives et de publications avec Huub Toussaint (Université d'Amsterdam, Hollande), João Paulo Vilas-Boas et Ricardo Fernandes (Université de Porto, Portugal), Grégoire Millet (Université de Lausanne, Lausanne) et Aminian Kamiar (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne-EPFL, Suisse).

Comme évoqué en introduction de cette Partie 4, le degré de coordination intersegmentaire en natation ne correspond pas tacitement avec le degré de propulsion destiné avancer. Les indicateurs, tels que l'index de coordination en crawl et en dos (Chollet et al., 2000, 2008), la mesure d'écart temporels en brasse et en papillon (Chollet et al., 2004, 2006) ou de la phase relative continue en brasse (Seifert et al., 2010e) correspondent à une variable volontairement macroscopique sur l'organisation motrice. Par exemple, il est assumé que le nageur est propulsif durant les phases de traction et de poussée du bras dans l'eau ; pour autant, plusieurs études montrent que le temps passé par la main dans ces phases n'est pas synonyme d'efficacité propulsive (Alberty et al., 2009 ; Monteil, 1992 ; Rouard, 2010 ; Seifert et al., 2010h ; Suito et al., 2008 ; Toussaint et al., 2006). Par exemple, Alberty et al. (2005) sur 4 x 50 m nagés à intensité maximale, Seifert et al. (2007a) sur 100 m à intensité maximale montrent que les nageurs augmentent leur index de coordination (IdC) (*i.e.*, leur degré de continuité entre deux actions propulsives) sans pour autant maintenir une haute vitesse de nage ; cette augmentation d'IdC étant plus marquée chez des nageurs non-experts que chez des nageurs élites hommes et femmes (Seifert et al., 2007a). Il est suggéré qu'avec la fatigue de l'exercice, les nageurs augmentent le temps passé avec la main en phase dite « propulsive », maintenant ou réduisant la force appliquée et par conséquent l'impulsion de force (Alberty et al., 2009 ; Toussaint et al., 2006).

Aussi nous proposons de croiser la mesure de coordination motrice avec des indicateurs de coût mécanique et/ou énergétique et/ou d'efficacité propulsive pour mieux comprendre la relation entre coordination motrice et propulsion. Concernant les relations coordination motrice – coût énergétique, plusieurs études de notre laboratoire et de nos collaborateurs ont montré des corrélations positives entre ces deux paramètres (Fernandes et al., 2010 ; Komar, 2009 ; Komar et al., 2010 ; Malenfant, 2009 ; Morais et al., 2008 ; Seifert et al., 2010d) sans pour autant permettre de déterminer des liens de causalité. Il est observé

que la coordination inter-segmentaire, comme réponse motrice, et que le coût énergétique, comme réponse physiologique, augmentent de façon concomitante avec l'augmentation des contraintes de tâches et environnementales (*i.e.*, augmentation de la vitesse de nage et des résistances aquatiques lors de $n \cdot 200$ m ou $n \cdot 300$ m). Il est suggéré que l'augmentation du degré de continuité des actions propulsives des bras en crawl (*i.e.*, augmentation de l'index de coordination) est liée à l'augmentation de fréquence gestuelle et à l'augmentation des forces propulsives (pour dépasser les forces de résistives). Une étude en cours, en collaboration avec l'université de Lausanne et l'EPFL, explore l'effet d'une information comportementale (*e.g.*, nager avec un mode de coordination en glisse et en superposition) sur le coût énergétique. Que se soit en brasse ou en crawl, comme dans la locomotion terrestre, nous observons un coût énergétique plus élevé (+15% pour le mode en glisse, +8% pour le mode en superposition) lorsque les nageurs utilisent les deux modes de coordination imposés en comparaison à l'usage de la coordination préférentielle. Ces premiers résultats confirment qu'il n'existerait pas un mode de coordination idéal mais qu'à l'inverse l'adaptation motrice est tâche-dépendant, environnement-dépendant et sujet-dépendant (en référence aux trois types de contraintes évoqués par Newell, 1986).

Lorsque nous examinons la relation coordination motrice – efficacité propulsive, nous sommes contraints par des difficultés méthodologiques lors de l'évaluation du travail développé pour dépasser les résistances à l'avancement (W_d) et par conséquent lors du calcul de η_p . Plusieurs méthodes plus ou moins lourdes, ayant chacune ses avantages et inconvénients, ont proposé un calcul de l'efficacité propulsive ou une estimation de l'efficacité propulsive en natation:

Concernant le calcul de l'efficacité propulsive, trois méthodes sont répandues :

- (i) La comparaison de la consommation d'oxygène nécessaire pour dépasser des résistances à l'avancement dans une situation libre et des situations avec des masses ajoutées de 0,5 à 4 kg (di Prampero et al., 1974 ; Zamparo et al., 2002).
- (ii) Le calcul du rapport entre v^3 en nage libre et v^3 sur un rail sous marin équipé de plaques espacées tous les 1,35m et immergées à 80cm (dispositif appelé « Measure of Active Drag » – MAD system) ; le nageur se déplaçant en se propulsant avec ses mains de plaque en plaque (Fig. 42).

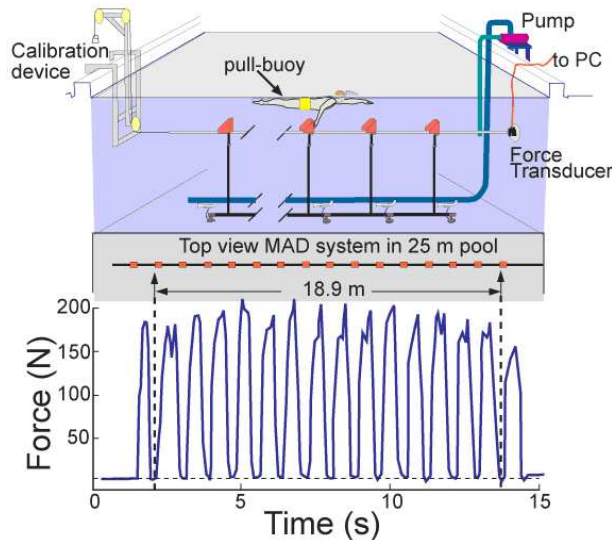


Figure 42. MAD-system (Toussaint et al., 1988, 1990, 2000)

La nage sur le MAD-system permet d'avoir des appuis solides donc sans W_k , si bien que $W_{total} = W_d$. Le rapport entre nage libre et nage sur le rail permet de quantifier W_k et donc l'efficacité propulsive (Toussaint, 1990 ; Toussaint et al., 1988a). L'évaluation conjointe de la coordination motrice, des résistances à l'avancement et de l'efficacité propulsive avec le MAD-system n'indique aucune corrélation entre l'index de coordination ($-5,1\% < IdC < 3,6\%$) et l'efficacité propulsive ($0,34 < \eta_P < 0,79$) alors qu'une corrélation positive apparaît logiquement entre la vitesse de nage et l'efficacité propulsive ($r=0,68$). Ceci confirme bien que l'index de coordination mesure un degré de coordination et non un degré de propulsion, et suggère qu'en natation, la fonction de la coordination motrice n'est pas d'assurer uniquement la propulsion mais aussi de permettre l'équilibration, la flottaison, la respiration, etc (Seifert, 2010 ; Seifert et al., 2010h).

(iii) Le calcul des forces développées par la main à partir d'une analyse cinématique tridimensionnelle basée sur des sources vidéo (Berger et al., 1997 ; Cappaert et al., 1992 ; Schleihauf, 1979 ; Schleihauf et al., 1983).

Concernant l'estimation de l'efficacité propulsive, trois indicateurs peuvent être proposés :

(i) Le calcul du rapport entre la vitesse de nage (v) et la vitesse tangentielle de la main (u) que Zamparo et al. (2005) appellent « Froude efficiency » (η_F) (équation 12):

$$\eta_F = (v / (2\pi \cdot SR \cdot l)) \cdot (2 / \pi) \quad (\text{équation 12})$$

assumant que le bras est un segment rigide de longueur (l), tournant à vitesse angulaire constante ($2\pi \cdot SR$), SR étant la fréquence gestuelle (Hz) et $u = 2\pi \cdot SR \cdot l$. Cette proposition a été reprise par Toussaint et al. (2006) qui suggèrent plutôt de considérer le rapport v^2/u^2 , v^2 étant proportionnelle aux forces résistives (R) car ces dernières varient avec le carré de la vitesse de nage : $R = K \cdot v^2$, u^2 étant proportionnelle aux forces propulsives. L'inconvénient de cette méthode est qu'elle ne considère pas la position de la main, si bien qu'une main mal orientée et passant à travers l'eau, apporte moins de propulsion ; ce qui ne peut pas être détecté avec cette méthode.

- (ii) L'indice de nage : il s'agit de la capacité du nageur à maintenir une grande distance par cycle (SL) malgré les changements de vitesse ; aussi l'indice de nage = $v \cdot SL$ (Costill et, 1985).

- (iii) Le calcul des variations de vitesse instantanée (VVI) (Vilas Boas et al., 2010 pour une synthèse): L'application de forces propulsives dans l'eau conduisant à des accélérations et décélérations à l'intérieur d'un cycle de nage (*i.e.*, variation de vitesse instantanée du centre de masse), la vitesse de nage n'est pas uniforme (Fujishima & Miyashita, 1999; Miller, 1975 ; Miyashita, 1971). Ainsi, pour mesurer l'efficacité propulsive, une estimation de l'énergie dépensée lors des variations de vitesse est préconisée (Miller, 1975). Généralement, de larges VVI peuvent correspondre à une dissipation du travail mécanique. Nigg (1983) a montré qu'un changement de 10% de vitesse à l'intérieur d'un cycle amenait un travail additionnel d'environ 3%, suggérant que la meilleure solution pour augmenter sa capacité à produire une force propulsive était de minimiser les VVI. Par ailleurs Barbosa et al. (2005, 2006), Vilas-Boas et al. (2010) ont montré que l'augmentation de VVI était corrélée avec l'augmentation du coût énergétique. Un haut niveau d'expertise consisterait à organiser sa coordination pour minimiser ses VVI. A ce titre, Schnitzler et al., (2008b), Seifert et al., (2008c, 2010h) ont montré qu'avec l'augmentation de la vitesse de nage (sur un protocole de n•25m), les nageurs élites et experts changeaient leur coordination motrice en crawl, passant d'un mode de coordination des bras en rattrapé à un mode en superposition, sans pour autant modifier VVI (coefficient de variation = 0,15 pour les élites et 0,14 pour les experts). A l'inverse, sur le même protocole, les nageurs non-experts ont des plus grandes VVI (en moyenne, coefficient de variation = 0,18), qui de plus, augmentent au fur et à mesure de

l'augmentation des paliers de vitesse (VVI passant de 0,15 à 0,21) (Schnitzler et al., sous presse b). Dans le même temps, ces nageurs non-experts ne modifient pas leur coordination motrice, dont le mode reste en rattrapé ($-3,6 \% < IdC < -8,6 \%$), alors que les paliers de vitesse varient de $0,85 \text{ m.s}^{-1}$ à $1,40 \text{ m.s}^{-1}$. Comme évoqué précédemment lors de l'analyse de la variabilité inter-individuelle des nageurs élités en brasse, les VVI sont les plus marquées en brasse du fait des retours sous marins des bras et des jambes ; si bien que de nombreuses études ont utilisé les VVI pour distinguer les phases propulsives (*i.e.*, accélérations) et les phases résistives (*i.e.*, décélérations) lors d'un cycle de brasse (Colman et al., 1998 ; Craig et al., 1988, 2006 ; Kent & Atha, 1975 ; Manley & Atha, 1992) ; corrélant ces résultats à des mesures du coût énergétique et/ou à des calculs d'efficacité propulsive (Vilas-Boas, 1996 ; Vilas-Boas & Santos, 1994). Peu d'études sur les VVI ont concerné l'analyse de l'expertise (Leblanc et al., 2007 ; Takagi et al., 2004) et montrent des résultats contrastés (Vilas-Boas et al., 2010). La comparaison de brasseurs élités et non-experts indique de plus grandes VVI pour les élités, suggérant qu'ils ont la capacité de produire des grandes accélérations (Leblanc et al., 2007). A l'inverse, Takagi et al. (2004) notent des VVI plus importantes pour des nageurs éliminés au 9^{ème} championnat du Monde de notation en comparaison à ceux qui sont qualifiés pour les demi-finales. Les auteurs concluent que les plus grandes VVI sont le résultat de plus petite valeur minimale de vitesse instantanée et non de plus grande valeur maximale de vitesse instantanée ; ce qui ne rend pas si incompatibles les résultats des deux études précédentes.

En définitive, l'évaluation conjointe de la coordination motrice et de l'efficacité propulsive par des méthodes directes ou des estimations, renseignerait sur la capacité des sujets à adapter leur coordination aux contraintes de façon efficiente.

En conclusion, l'étude des relations entre coordination motrice, performance et efficacité met en avant le rôle fonctionnelle de la variabilité inter- et intra-individuelle comme capacité de l'individu à s'adapter à diverses contraintes en interaction. La mesure des coûts mécanique et/ou énergétique et de l'efficacité permet d'analyser si les changements de coordination motrice opérés sont opportuns pour le sujet.

Partie 5. Conclusion et Perspectives : Modélisation de la dynamique comportementale, Approche mixte de l'activité humaine

Pour résumer, notre note de synthèse s'inscrit ontologiquement dans une approche considérant la motricité humaine comme un **système complexe**, à l'interface entre la **biomécanique** et le **contrôle moteur**, **l'approche des systèmes dynamiques** nous permettant de comprendre la complexité de la motricité humaine en dépassant une analyse purement mécanique du comportement. Nous essayons de dépasser les aspects structurels pour nous focaliser sur les aspects fonctionnels, nous projetons de dépasser les comparaisons d'états avant et après entraînement, avant et après apprentissage pour nous intéresser aux changements d'états, à la dynamique temporelle du comportement et aux contraintes pesant sur ces changements d'états.

Cette approche nous a donné une autre vision de la nature de l'expertise, de l'optimisation de la performance, du contrôle et de l'apprentissage moteur, notamment en considérant l'interaction des contraintes pesant sur un système (« constraints-led approach, Davids et al., 2008) et permettant de tester sa stabilité (adaptation à une perturbation) et d'analyser sa variabilité (flexibilité entre les états stables). Bien que fondamentales, les caractéristiques d'un système dynamique ne se bornent pas aux cinq signatures évoquées par Kelso (1995) ; l'entrée par la manipulation des contraintes (Davids et al., 2003, 2008) permettant aussi d'appréhender les aspects fonctionnels de la variabilité intra- et inter-individuelle.

De là, nos perspectives sont issues de rencontres et d'opportunités de collaboration qui ont fait naître des « besoins » intellectuels.

1. Modélisation de la dynamique comportementale

Nos premiers besoins sont de dépasser des aspects descriptifs et explicatifs pour **modéliser la dynamique du comportement**. L'intérêt de la modélisation est de fournir des outils d'analyse et de simulation originaux qui pourront être des parties essentielles dans des processus d'aide à la décision portant sur des systèmes caractérisés par leur complexité interne. De fait, la modélisation est réalisée sur la base des caractéristiques des systèmes dynamiques non-linéaires (Kelso, 1995 ; Molenaar & Newell, 2010 ; Newell et al., 2006): (i)

Déterminer le paramètre d'ordre définissant l'organisation d'un système complexe en modélisant le couplage de ces éléments ; (ii) Modéliser la dynamique de ce système (*i.e.*, les états attracteurs et la nature des changements d'états) sur une échelle temporelle ou lorsque le niveau des contraintes augmente (*i.e.*, manipulation du paramètre de contrôle) ; (iii) Plus largement, il s'agit d'étudier l'adaptabilité d'un système à travers le rapport stabilité/variabilité.

La réponse à ces besoins est en train de se concrétiser à travers un Contrat Plan Etat-Région (CPER), rebaptisé Grand Réseau de Recherche (GRR) pour la région Haute Normandie. La politique régionale est de favoriser des projets innovants et structurants, favorisant des recherches pluri-disciplinaires. Dans ce cadre, dans la partie Transport de l'Information (TI) (coordonnée par S. Canu de l'INSA de Rouen, Laboratoire d'Informatique, de Traitement de l'Information et des Systèmes) du CPER Transport Logistique / Transport de l'Information, C. Bertelle (Université du Havre, Département Informatique, Laboratoire d'Informatique, de Traitement de l'Information et des Systèmes) coordonne un vaste projet dénommé « Réseau d'Interactions et Systèmes Complexes » (RISC) pour 2010-2013. Ce projet regroupe 5 établissements, plus de 18 partenaires institutionnels, 60 personnes autour des Sciences de la Complexité et de la modélisation des systèmes. Ce projet concerne l'étude des systèmes d'interactions et leur modélisation par les outils conceptuels de la Science de la Complexité (Aziz-Alaoui & Bertelle, 2006). Il s'agit de mettre en place des modèles génériques et des outils d'analyse et de diagnostic puis de les déployer sur des domaines d'applications au travers de « démonstrateurs » qui relèvent principalement de l'intelligence territoriale, des systèmes logistiques, des systèmes complexes humains et environnementaux.

Notre contribution est le co-pilotage avec R. Thouvarecq du projet « Dynamique Comportementale et Activités Physiques et Sportives » (DyComAPS) qui intervient comme « démonstrateur » dans le projet RISC. Notre projet vise à accroître et à améliorer les connaissances scientifiques sur la coordination motrice à l'échelle de l'humain, grâce aux modélisations utilisées pour analyser les systèmes complexes, dans le but de favoriser l'apprentissage, l'optimisation de la performance, de prévenir des blessures et d'envisager un geste efficace et efficient. Au-delà de l'amélioration du geste sportif, le recours à la modélisation d'une habileté motrice comme système complexe permettra d'apporter des connaissances sur la motricité en général. La modélisation permettra de catégoriser, d'identifier des états stables et efficaces dans la motricité, que ce soit pour des sportifs, des personnes saines ou des personnes déficientes. En d'autres termes, la modélisation de la motricité permettra de créer une véritable « carte d'identité » motrice pour chaque individu et

d'assigner cet individu à une catégorie d'individus semblables. Evidemment la catégorisation des individus n'est pas réalisée dans un but discriminatoire, mais fonctionnel. Il s'agit de mettre en relation la carte d'identité motrice individuelle avec l'interaction des contraintes (tâches, environnement, organisme) qui ont amené l'émergence de cette réponse motrice. Mettre en relation les contraintes et la réponse comportementale de l'individu permet d'évaluer la relation sujet-environnement, donc d'être dans une analyse fonctionnelle de la variabilité plus que sur la comparaison d'un individu par rapport à un modèle théorique idéal prédéterminé. Plus concrètement, l'intérêt scientifique réside dans la modélisation de la stabilité/variabilité du comportement soit sur une dimension temporelle, soit en manipulant les trois types de contraintes évoquées par Newell (1986). Plus que mesurer le **degré** (amplitude, écart-type, variance) de la variabilité inter-individuelle, intra-individuelle (*e.g.*, inter-essai ou inter-cycle) et intra-cycle ou intra-essai, il s'agit de modéliser la **structure** de la variabilité (*e.g.*, par des analyses fréquentielles) (Newell et al., 2006 ; Newell & Slifkin, 1998).

Cinq études s'inscrivent de près ou de loin dans le projet « DyCompAPS » ; le travail de modélisation envisagé dans ces études est focalisé sur un aspect central et commun à toutes ces études : **Modéliser la dynamique du comportement**. Cet aspect **dynamique** sera étudié à deux niveaux : l'application d'une contrainte de tâche (*e.g.*, répétition de la même tâche, incrémentation du niveau de contrainte), et une contrainte temporelle (*e.g.*, durée d'exercice plus ou moins long pouvant amené à un état de fatigue ; cycle d'apprentissage).

(i) Gautier Bideault, étudiant-ingénieur de l'INSA poursuit en parallèle de ses études d'ingénieur un Master 2 co-encadré par R. Hérault (l'INSA de Rouen, Laboratoire d'Informatique, de Traitement de l'Information et des Systèmes) et moi-même. En relation avec la figure 29 qui présente quatre profils d'adaptation de la coordination motrice des nageurs de crawl avec l'augmentation de la vitesse de nage, son étude concerne la **modélisation de la relation coordination-vitesse** pour 80 nageurs de niveaux variés, de spécialité (sprinter *vs.* moyenne et longue distance) différente et de sexe différent. Dans un premier temps il s'agit de regrouper les individus se ressemblant (par analyse de classification hiérarchique, formes fortes, carte de Kohonen, K-means) puis d'établir le modèle de régression linéaire (polynomiale, exponentielle, puissance) ou non-linéaire (par noyau, par morceau) le plus approprié à chaque groupe. Dans un deuxième temps, en collaboration avec Huub Toussaint (Université d'Amsterdam), Gautier Bideault est en charge de **modéliser la relation coordination-force propulsive** selon la même démarche pour 20 nageurs différents. Son étude s'inscrit complètement dans la thématique

du projet RISC et ambitionne de poursuivre en thèse STAPS financée par CIFRE en relation avec la Fédération Française de Natation. Au final, dans ce projet l'aspect **dynamique** est vu à travers d'évolution de la contrainte de tâche, où il s'agit de **modéliser l'adaptation individuelle à cette contrainte**.

(ii) La deuxième étude concerne la thèse STAPS de John Komar (2^{ème} année, co-dirigé par L. Seifert et D. Chollet), financée par une allocation ministérielle sur la **dynamique de l'apprentissage de la coordination bras-jambes chez les nageurs débutant en brasse**. Il s'agit de modéliser la nature de l'apprentissage (continu et progressif, non-linéaire, par alternance ; Chow et al., 2008 ; Newell, 1991 ; Nourrit et al., 2003 ; Teulier, & Delignières, 2006) cycle après cycle, essai après essai, leçon après leçon, en relation avec différentes conditions d'apprentissage : implicite (par exploration ; par contrainte de tâche, *e.g.*, avec aquapacer ou/et information comportementale ; par pratique variable) *vs.* explicite (série de consignes verbales), en référence aux travaux de Masters (2000), Masters et Maxwell (2004). L'hypothèse est que la courbe de la dynamique de l'apprentissage de la coordination bras-jambes en brasse est éminemment individuelle, telle qu'observée dans l'apprentissage de la frappe de pied au football (Chow et al., 2007). La figure 17 montre que les bras devancent les jambes, suggérant que les bras seraient l'« oscillateur-maître » et les jambes l'« oscillateur-esclave » du système, nous amenant à agir sur la coordination bras-jambes en brasse en intervenant prioritairement sur les bras. Ce projet s'effectue en étroite collaboration avec R. Héroult et C. Chatelain de l'INSA de Rouen (Laboratoire d'Informatique, de Traitement de l'Information et des Systèmes) et avec C. Soubeyrat et Y. Caritu de l'entreprise MOVEA-Gyration (dont le laboratoire de rattachement est le LETI au Commissariat à l'Energie Atomique à Grenoble ; cette entreprise nous fournit les centrales inertielles – capteurs de mouvements couplant des accéléromètres 3D, des gyroscopes 3D et des magnétomètres 3D – permettant d'automatiser le recueil et le calcul des angles des genoux et des coudes cycle à cycle). Au final, dans ce projet, l'aspect **dynamique** vise à modéliser la **dimension temporelle de l'apprentissage**.

(iii) La troisième étude concerne la thèse STAPS de Léo Wattebled (1^{ère} année, co-dirigé par L. Seifert et C. Bertelle) et le Master 2 STAPS de Clément Quiquempoix qui se focalisent sur la **dynamique de la coordination bras-jambes chez le grimpeur en escalade rocheuse et sur glace**. Il s'agit de modéliser le comportement de grimpeurs de niveaux

différents avec une expérience différente (débutants en escalade sur glace, de débutants en escalade sur glace mais experts en escalade rocheuse et de grimpeurs élites en escalade sur glace et rocheuse) afin de comprendre comment se construit l'expertise et comment s'opèrent les transferts d'habileté entre deux environnements différents (rocher/ glace ; escalade à mains nues / escalade médiée par des piolets et des crampons). Ce projet s'effectue en étroite collaboration avec R. Hérault et C. Chatelain de l'INSA de Rouen, et C. Bertelle du département d'Informatique de l'université du Havre (Laboratoire d'Informatique, de Traitement de l'Information et des Systèmes). Au final, dans ce projet, l'aspect **dynamique** concerne également la dimension **temporelle** de la coordination motrice.

(iv) Une quatrième étude concerne l'étude de la **stabilité** de la coordination motrice en natation suite à l'application d'une perturbation (*e.g.*, augmentation brutale de la résistance aquatique) dans un flume (bassin à contre-courant). Elle a débuté en mars 2010 et se poursuivra en mars 2011 avec la collaboration de C. Button et K. Davids grâce à l'obtention d'un CRCT de 6 mois et d'un statut de professeur invité pour 3 ans à l'Université d'Otago (Dunedin, Nouvelle Zélande). La deuxième partie de l'étude concerne la modélisation de la **variabilité** de la coordination motrice lorsque nous demandons de maintenir pendant 3 minutes un mode de coordination imposé (glisse *vs.* continue *vs.* superposition) à 3 vitesses de nage différentes. Au final, dans ce projet, l'aspect **dynamique** concerne le rapport **stabilité/variabilité** lors d'une **contrainte de tâche**.

(v) Enfin, la dernière étude vise à modéliser l'effet de la **fatigue sur la coordination intra-segmentaire lors d'un nombre répété de frappe de piolet dans la glace** chez un grimpeur en escalade sur glace. Cette étude représente le Master 2 STAPS de Simon Duverney, co-dirigé par A. Rouard (Université de Savoie) et moi-même. Elle devrait se poursuivre en thèse grâce au financement d'un CIFRE en relation avec l'entreprise Petzl, leader français dans la fabrication du matériel de progression et d'assurance. Cette étude à vocation à (i) mieux comprendre la coordination intra-segmentaire de la frappe en relation avec la contrainte matérielle du piolet (poids, répartition du poids, forme du manche, caractéristique de la lame), le niveau d'expertise et la fatigue (en suspension sur les bras ; lors de frappes répétées de piolet), pour (ii) permettre des aides ergonomiques à la conception de matériel de progression. Dans cette étude, l'aspect **dynamique** correspond

au croisement d'une **contrainte de tâche** et d'une **contrainte temporelle**, conduisant à un état de fatigue. La modélisation visera donc à détecter les déterminants de la fatigue.

2. Approche mixte de l'activité humaine

Notre deuxième perspective de recherches scientifiques concerne **l'analyse de l'activité humaine selon une approche mixte**. Le paradigme des approches mixtes est sujet à controverses car il est lié à l'articulation de cadres théoriques, d'objets théoriques et/ou de méthodologies différentes, comme l'articulation d'approches « quantitatives » et « qualitatives », de données « subjectives » et « objectives ». Nous ne voulons pas rentrer dans ce type de débat, car pour nous, opposer deux approches ou deux types de données par des étiquettes est déjà un obstacle à leur articulation. La question de l'enrichissement mutuel de deux approches mixées est véritable. S'agit-il de mixer deux cadres théoriques finalement pas trop éloignés et donc compatibles ? S'agit-il de dépasser l'incompatibilité possible de deux cadres théoriques en mixant deux méthodologies complémentaires comme le proposent Bourbousson et Fortes (sous presse)? Bref, que ce soit au niveau épistémologique ou méthodologique, l'utilisation d'une approche mixte pose de vraies questions quant à la nature de l'articulation des données. Aussi, pour ne pas tomber dans le piège de l'étiquetage des approches et des données, nous préférons dénommer clairement la nature des données utilisées, les méthodes employées et les cadres théoriques d'appartenance ; sans pour autant préjuger de leur compatibilité. Deuxièmement, pour nous, une posture acceptable est un partage minimum des cadres théoriques pour une finalité commune. Il s'agirait d'un partage minimum des conceptions de nature ontologique, d'une épistémologie, de certains présupposés de l'activité humaine, de considérations méthodologiques.

Au-delà de la compatibilité des aspects ontologiques, épistémologiques et méthodologiques, ce qui a motivé notre démarche d'approche mixte est d'avoir accès à une compréhension du comportement qui ne résume pas à une seule approche. De fait, par « articulation », nous n'entendons pas « juxtaposition », mais véritablement « **interaction** », ce qui signifie que l'interaction de cadres théoriques, d'objets théoriques et/ou de méthodologies s'inscrit dans une vision **systemique**, où ce « tout » dépasse la somme des éléments ; en ce sens, la finalité commune que nous défendons dans une approche mixte correspond à une approche « **complexe** » de l'activité humaine. Autrement dit, au-delà de

l'apport de chaque cadre théorique, leur interaction fait émerger de nouvelles connaissances permettant de typicaliser l'activité humaine. Dans le cadre théorique du cours d'action, Theureau (1992, 2004, 2006) indique que la construction des traces d'activité significatives pour l'acteur permet de dégager des « **activités-types** » ; dans notre vision des approches mixtes, nous pensons que l'articulation de données de nature différente (*e.g.*, expérientielles, biomécaniques, de coordinations motrices) permettra d'améliorer le degré de finesse des « activités-types » établies.

Par exemple, dans le domaine du sport de haut niveau, plusieurs études ont déjà montré l'intérêt d'articuler des données de nature différente (*e.g.*, expérientielles *vs.* biomécaniques), afin de pointer leur convergence ou leur divergence, révélant ainsi la nature des relations entre le vécu de l'acteur et les données d'ordre biomécanique (Roberts et al., 2001, 2006 ; Saury et al., 2010). L'articulation de ces données vise à (i) produire des **connaissances sur l'activité** des sportifs, dans notre cas sur l'expertise et l'accès à l'expertise, (ii) proposer des **aides à la conception de matériel**, en relation avec des entreprises, et (iii) proposer des **aides à la conception de dispositifs formation**. Concernant les visées ergonomiques de conception, soit de nouveaux matériels sportifs, soit de nouveaux dispositifs d'entraînement, Roberts et al. (2001, 2006) se sont centrés sur les relations entre les sensations de golfeurs de haut niveau au moment de la frappe d'une balle avec les propriétés objectives de la balle (*e.g.*, sa pression), de la tête du club (*e.g.*, sa structure en bois ou en matériaux composites) et du son émis (*e.g.*, volume et propriétés acoustiques) au moment de l'impact de la balle sur la tête du club. Les résultats produits par l'articulation de données ont permis de pointer (i) de fortes corrélations entre les données de nature subjective relatives aux perceptions des golfeurs au moment de la frappe et les données de paramétrisation sonores et vibratoires, et (ii) l'absence de corrélation lorsqu'il s'agit d'évaluer les perceptions des golfeurs quant à la durée de l'impact de la balle sur la tête du club. Cette étude a ainsi montré l'incomplétude des données biomécaniques pour comprendre l'activité sportive instrumentée d'athlètes de haut niveau, et a souligné l'apport complémentaire de données relatives à la perception subjective qu'en ont les athlètes. Plus récemment, lors d'une course en aviron par équipage, Saury et al. (2010) ont proposé une méthode mixte permettant de décrire les processus de coordination motrice entre rameurs conjointement au niveau où l'activité est signifiante et non signifiante pour les acteurs. Ces auteurs montrent quel peut être l'enrichissement de l'analyse de l'activité des rameurs dans une perspective d'optimisation de la performance collective, notamment par le fait que les données biomécaniques donnent une « signification mécanique » aux sensations décrites par les rameurs.

Dans notre perspective de recherche, nous envisageons l'articulation des cadres théoriques des **systèmes dynamiques** (Kelso, 1995 ; Davids et al., 2008) et du **cours d'action** (Theureau, 1992, 2004, 2006). Cette approche mixte vise une analyse de l'activité à différents niveaux (*e.g.*, expérientiel, biomécanique, coordinations motrices) afin de mieux comprendre le caractère « **complexe, dynamique et situé** » d'une activité (Villame, 2004). Ces deux cadres théoriques partagent plusieurs éléments épistémologiques et ontologiques, et d'autres éléments sur lesquels ils se distinguent. Le cadre théorique du cours d'action s'appuie sur plusieurs présupposés relatifs à l'activité humaine :

- (i) L'activité humaine est **située**: elle est indissociable de l'environnement dans lequel elle prend forme (Lave, 1988 ; Suchman, 1987) et l'acteur participe à la construction de cette situation (Varela, 1989b). Selon la conception située de l'activité, celle-ci est co-déterminée par l'interaction acteur-environnement dont elle émerge. Autrement dit, **l'information** (informare, c'est à dire « construite de l'intérieur ») relève d'une co-définition entre l'acteur et son environnement.

- (ii) Dans l'approche du cours d'action, l'activité est **autonome** au sens où les interactions entre un acteur et son environnement constituent un **couplage structurel** qui construit et modifie à chaque instant l'organisation de l'activité de l'acteur (concept **d'énaction** selon Varela, 1989b).

- (iii) Ce couplage est **asymétrique** : chaque acteur ne subit pas la force prescriptive de stimuli extérieurs, mais c'est à partir de son engagement dans un environnement qu'émerge son « monde propre », à partir des éléments de cet environnement qui sont pertinents pour lui c'est-à-dire significatifs. Du fait de ce couplage asymétrique, l'activité de l'acteur change à chaque instant en fonction de la dynamique propre de ce dernier et des perturbations perçues de l'environnement. Le couplage est donc asymétrique, si bien qu'au niveau méthodologique, **le primat est accordé au point de vue de l'acteur** (ce qui ne veut pas dire l'exclusivité) (Theureau, 2004, 2006).

De là, il nous semble que plusieurs caractéristiques permettent de délimiter l'espace que peuvent partager le cours d'action et la théorie des systèmes dynamiques : l'activité a un caractère « **complexe, dynamique, situé et émergent** » :

- (i) Le caractère « **complexe** » concerne l'interaction de deux types de données. Il ne s'agit pas d'une juxtaposition de deux types de méthodologies mais bel et bien **d'interaction** dans le sens où un seul type de données nous semble insuffisant pour comprendre l'activité humaine. Notre projet pour analyser l'activité selon une approche mixte vise l'interaction de données d'expérience (*i.e.*, l'activité au niveau où elle est significative pour l'acteur) et de données biomécaniques et de contrôle moteur relatives à des variables macroscopiques de la motricité (*e.g.*, la coordination motrice). De l'interaction de ces deux types de données, nous pensons pouvoir enrichir la définition de « **formes d'activité-types** » tel que l'envisageait Theureau (2004, 2006) ; par **activité-type** nous entendons des formes d'activité possédant un même « air de famille ». Autrement dit, nous souhaitons dépasser la proposition de Bourbousson et Fortes (sous presse) qui envisagent l'articulation de la théorie des systèmes dynamiques et du cours d'action essentiellement sur le plan d'un « *complément méthodologique* » où « *aucune concession ontologique n'est réalisée* » par le cours d'action, les outils de la théorie des systèmes dynamiques étant « *empruntés* ». La théorie des systèmes dynamiques pourrait être un complément méthodologique au cours d'action car elle offre des « *outils pour renseigner les contraintes et effets extrinsèques des cours d'expériences* » (Bourbousson et Fortes, sous presse): par exemple, les bifurcations et les fluctuations dans la dynamique des coordinations inter-personnelles (*e.g.*, voir Bourbousson et al., 2010a, 2010b pour l'exemple de la dynamique de la coordination entre les joueurs et entre les équipes en basket-ball) ; et des « *outils pour renseigner les cours d'in-formation* » (Bourbousson et Fortes, sous presse): le cours d'in-formation enrichit le cours d'action par la prise en compte d'autres dimensions de l'activité, n'ayant pas donné lieu à expérience pour l'acteur mais participant à son activité (Theureau, 2006). Bourbousson et al. (2010a, 2010b) ont renseigné par une analyse des coordinations inter-personnelles (*i.e.*, couplage spatio-temporel de dyades de joueurs) des éléments comportementaux non significatifs pour les joueurs. Par ailleurs, Bourbousson et Fortes (sous presse) suggèrent que le cours d'action pourrait être un complément méthodologique à la théorie des systèmes dynamiques en offrant des éléments de compréhension propres à l'expérience de l'acteur : focalisations, sensations, émotions, préoccupations, etc.
- (ii) Le caractère « **dynamique** » indique que notre focale d'analyse porte davantage sur **l'histoire** de l'acteur (dans le cours d'action), les changements d'états, encore appelés **bifurcations ou transitions** dans la théorie des systèmes dynamiques (*e.g.*, la dynamique

de l'expertise, c'est-à-dire l'accès à l'expertise), plutôt que sur un état statique (*e.g.*, l'expert) qui servirait de modèle théorique prédéterminé à imiter. Globalement, il s'agit d'étudier la stabilité/variabilité de l'activité dans le temps. Pendant que la théorie des systèmes dynamiques étudie l'interaction des contraintes (Davids et al., 2010 ; Newell, 1986) et les signatures de non-linéarité (métastabilité, fluctuations critiques, hystérésis, temps de relaxation, bifurcation) (Kelso, 1995), l'approche du cours d'action étudie l'histoire d'un acteur, qui montre aussi des bifurcations entre les **phases d'enquête**, les **phases exécutoires** (Sève et al., 2002, 2003) et les **phases de dissimulation** (*e.g.*, masquage ou amplification des émotions ; Poizat et al., 2006). Par exemple, Sève et al. (2002, 2003) montrent que l'histoire d'un match de tennis de table alterne des phases d'enquête (lors desquelles les joueurs cherchent à interpréter le jeu de l'adversaire) et des phases exécutoires (lors desquelles ils cherchent exclusivement à marquer des points) ; les pongistes arrêtent leur enquête lorsque la perte du set en cours s'accompagnent de la perte du match.

Si l'aspect dynamique peut réunir ces deux cadres théoriques, des précautions **méthodologiques** semblent nécessaires sur les **différences d'échelle temporelle** pour étudier la dynamique de l'activité. En effet, les analyses de coordination inter-segmentaire sont souvent réalisées sur une échelle de temps courte avec des séries temporelles de 500 à 2000 données parce que la fréquence d'acquisition est élevée (50 à 200Hz) ; néanmoins, l'analyse de l'effet de la pratique ou de l'apprentissage se fait sur des périodes massées ou des évènements courts (10 semaines de pratique). Le cours d'action de l'acteur est construit sur la base d'entretien d'auto-confrontation pouvant durer plusieurs heures ; l'un des points forts du cours d'action étant d'analyser la dynamique d'engendrement des actions, cognitions, émotions, pour laquelle une temporalité courte réduit la portée de l'analyse. Plus la temporalité est courte, plus il est difficile d'observer des récurrences à l'intérieur du cours d'action d'un acteur (et donc la généralisation des résultats est d'autant plus difficile). Une temporalité courte peut également rendre difficile le travail du chercheur car l'analyse est compréhensive et interprétative, une temporalité courte peut conduire à des inférences erronées. Une solution quand la situation impose une temporalité courte, est d'analyser plusieurs participants ou de changer de méthodologie en ayant recours à des entretiens d'explicitation (Vermersch, 1994).

(iii) Le caractère « **située** » met en avant l'idée de **couplage « acteur-environnement »**, « **perception-action** » et « **sujet-environnement** » selon le cadre théorique de référence.

Dans ce cadre, Järvilehto (2009) montre qu'il ne semble pas y avoir d'incompatibilité entre les données subjectives d'expérience et les données objectivant les coordinations motrices ; il indique « *Subject is the system in action, object is what emerges as the result of this action* » (p. 116), puis il ajoute « *Subjectivity does not mean exclusion of the agent from the world, but it involves rather his uniquely situated specific point of view or perspective on the world* » (p. 116). Comme largement évoqué en partie 1, dans les approches écologiques du contrôle moteur, que ce soit le courant de la perception directe (Gibson, 1979) ou la théorie des systèmes dynamiques (Kelso, 1995), il est défendu l'idée d'un **couplage circulaire « perception-action »**, résultant d'un flux continu entre « *perception degrees of constraint and action degrees of freedom* » (Turvey, 2004), et/ou d'un **couplage « sujet-environnement »**, le comportement du sujet émergent de l'interaction des contraintes (Newell, 1986). Même si le cadre théorique du cours d'action indique que l'acteur s'exprime en fonction de ses « ressources », pour la théorie des systèmes dynamiques, nous avons déjà expliqué que les contraintes ne s'opposaient pas aux ressources. En définitive, il semble que les deux cadres théoriques s'entendent sur l'existence d'un couplage ; néanmoins, l'engagement de l'acteur en fonction de ses ressources et la signification qu'il attribue à la situation rendent le couplage **asymétrique** dans le cours d'action. Dans les approches écologiques du contrôle moteur, il semble que la symétrie du couplage dépende du niveau d'analyse (couplage sujet-environnement, couplage inter-segmentaire, couplage inter-personnel, etc). Dans le courant de la perception directe, le couplage « **perception-action** » est **circulaire** car il faut « *percevoir pour bouger, mais aussi bouger pour percevoir* » (Gibson, 1979) ; il semble plutôt **symétrique**. Dans la théorie des systèmes dynamiques, le comportement émerge de l'interaction (ou du couplage) de contraintes comprenant l'organisme, la tâche et l'environnement (Davids et al., 2008 ; Newell, 1986), si bien que le couplage apparaît là aussi **symétrique**. Pour autant, si nous considérons le couplage inter-segmentaire, le couplage semble **asymétrique** car dirigé par un segment ; par exemple dans le cadre de la coordination bras-jambes en brasse en natation, nous avons identifié un « membre-maître » (les bras) et un « membre-esclave » (les jambes), suggérant que pour manipuler la coordination bras-jambes, il vaut mieux intervenir au niveau des bras. Quoi qu'il en soit, le concept de couplage (*vs.* causalité linéaire dans les approches computationnelles) est central et renvoie aux concepts **d'émergence et d'auto-organisation** déjà largement développés dans cette note de synthèse.

Au final, les cadres théoriques du cours d'action et des systèmes dynamiques montrent une certaine proximité épistémologique permettant de les qualifier d'approche « écologique ». Toutefois, si des points de congruence semblent possibles sur les présupposés théoriques, ces deux cadres théoriques ont des objets théoriques un peu différents :

- (i) Le cours d'action appartient au paradigme plus large de la « cognition ou action située », considérant la cognition comme incarnée. L'objet théorique concerne la « **cognition** ». Il s'agit de décrire la construction de la dynamique de significations pour l'acteur dans le cours de son activité ; ce qui revient à décrire **l'engagement de l'acteur dans la situation, la perception d'éléments significatifs pour l'acteur et la mobilisation et la construction de connaissances liées aux expériences de l'acteur** (Theureau, 2004, 2006). Dans l'approche du cours d'action, l'activité donne lieu à un **vécu ou à une conscience pré-réflexive**, qui exprime la capacité de l'acteur à rendre compte de l'expérience qu'il vit (en référence au paradigme de l'énaction et au courant Phénoménologique ; Merleau-Ponty, 1945) et qui nous permet d'accéder aux trois composantes de l'activité décrite ci-dessus. Cette conscience pré-réflexive caractérise l'expérience immédiate pour l'acteur, c'est-à-dire la signification qui constitue l'action qu'il réalise à l'instant « t », sur une période donnée, et qui contribue à construire son action suivante. Constitutive de l'activité, elle est donc une part de cette activité explicitable par lui, c'est-à-dire **montrable, racontable et commentable** à chaque instant (Theureau, 2004, 2006), sous certaines conditions méthodologiques de confrontation à des traces comportementales de son activité. Traduisant la nature sémiologique de l'activité, le cours d'action est alors reconstruit à partir de l'enchaînement des unités significatives qui ont émergé de l'interaction de l'acteur avec la situation (Theureau, 2004, 2006). La restitution de cet enchaînement permet de reconstruire la dynamique des significations produites par l'acteur. A noter qu'il s'agit bien d'avoir accès à la conscience pré-réflexive, c'est-à-dire à la partie dicible de l'activité qui n'échappe jamais à l'acteur et non pas à la partie indicible, plus ou moins enfouie dans la conscience et qui relève d'entretien d'explicitation (Vermersch, 1994).
- (ii) Dans la théorie des systèmes dynamiques du contrôle moteur, l'objet théorique concerne les « **coordinations** », inter-segmentaire dans notre cas. Il s'agit d'étudier la dynamique de la coordination inter-segmentaire, en particulier les états attracteurs vers lesquels

convergent naturellement le système, les transitions entre les états attracteurs et plus largement la stabilité/variabilité d'un système (comme exposé en partie 1).

Pour l'instant, nous n'avons pas poussé nos investigations épistémologiques au-delà de cette comparaison minimale des présupposés théoriques différenciant ou rapprochant les cadres et objets théoriques du cours d'action et de la théorie des systèmes dynamiques ; ce qui fait partie de nos perspectives de recherche. Notre état des lieux nous indique qu'il semble exister un espace partagé minimum pour une approche mixte acceptable sur le plan des cadres théoriques. De plus, la différence d'objet théorique du cours d'action et de la théorie des systèmes dynamiques offre l'opportunité d'étudier l'activité à plusieurs niveaux (*e.g.*, cognition et coordination motrice).

A ce jour, nos investigations dans le cadre d'une approche mixte de l'activité ont deux visées: (i) une visée **épistémique** : la production de **connaissances** relatives à la dynamique de l'expertise ; (ii) une visée **pragmatique** : fournir des aides à la **conception de matériel et de dispositifs de formation**. Deux projets, qui poursuivent ces deux visées, sont en cours avec la collaboration de D. Adé (Faculté des Sciences du Sport de Rouen), N. Gal-Petitfaux (Faculté des Sciences du Sport de Clermont et chercheur associé au laboratoire CETAPS de Rouen), G. Poizat (Faculté des Sciences du Sport de Dijon):

(i) Le premier projet s'intéresse à l'articulation de données biomécaniques et d'expérience pour enrichir la compréhension de l'activité et favoriser la conception d'un dispositif technologique à travers l'étude de nageurs de haut niveau qui interagissent avec un système servant à l'évaluation biomécanique des résistances à l'avancement et à l'entraînement des forces propulsives (MAD-system, Toussaint et al., 1988, 1990, 2000 ; voir Partie 4, Fig. 42). A ce jour, les membres de notre équipe ont publié leurs travaux selon leur cadre théorique de référence (pour le cours d'action : Adé et al., 2009 ; Poizat et al., 2010 ; pour l'approche biomécanique et dynamique des coordinations : Seifert et al., 2010g, 2010h) et une publication commune est en cours sur les approches mixtes (Gal-Petitfaux et al., en préparation). Dans cette dernière publication, les données biomécaniques analysant l'évolution des forces propulsives en crawl (à travers un protocole incrémenté en vitesse sur 10 x 25m où le nageur réalise 17 cycles de nage par 25m) permettent de **compléter méthodologiquement** les données d'expériences des nageurs qui interagissent avec le dispositif technologique. Ainsi, comme l'ont évoqué

Bourbousson et Fortes (sous presse), cette articulation méthodologique permet d'accéder au **cours d'in-formation** de l'activité. Dans notre étude, il s'agissait de renseigner précisément les dimensions de l'expérience des nageurs et les éléments comportementaux non significatifs pour eux, qui organisent leur activité au cours du protocole d'évaluation. L'articulation des données biomécaniques et d'expérience ont dévoilé trois formes d'activités-types qui émergent de la dynamique de l'interaction entre le nageur et le MAD-system: La première forme d'activité-type vise à **positionner correctement les mains sur les cales**, dans la mesure où la nage en situation naturelle est différente, car elle consiste à se déplacer à partir d'appuis palmaires exercés dans un fluide (l'eau). Cette adaptation se révèle tout particulièrement lors des vitesses lentes. La deuxième activité-type renvoie à la nécessité de **s'approprier les contraintes spatiales et temporelles du MAD-system** pour pouvoir appliquer des forces propulsives optimales permettant de produire les vitesses de nage imposées. La position spatiale invariante des cales (espacées d'1,35m) impose au nageur de produire une amplitude de nage constante tout au long du protocole et d'augmenter sa fréquence gestuelle pour répondre aux vitesses de nage qui augmentent. Or, cette contrainte imposée par le MAD-system semble perturber les nageurs par rapport à leur nage habituelle en situation naturelle, et plus particulièrement aux vitesses rapides. En effet, en situation naturelle, les nageurs modifient à la fois l'amplitude et la fréquence gestuelle dans un rapport optimal pour élever leur vitesse de nage, ce qui n'est plus possible dans le cadre du protocole. La troisième forme d'activité-type est de **profiler son corps en tournant les épaules verticalement** par rapport à la surface horizontale de l'eau: cette rotation des épaules est nécessaire pour pouvoir positionner le bras sous l'eau dans l'axe du rail, poser la main et prendre appui sur les cales. Cette modification posturale est ressentie comme particulièrement contraignante aux vitesses lentes, perturbant les sensations habituelles de nage.

Au final, cette étude ne remet pas en cause la validité du MAD-system qui a fait ses preuves pour évaluer les résistances à l'avancement et l'efficacité propulsive. Néanmoins, il est intéressant de remarquer que si tous les nageurs parviennent à respecter le protocole imposé, leur ressenti émotionnel dans l'utilisation du MAD-system varie en fonction des vitesses: alors que les nageurs perçoivent un inconfort et un effort important à produire pour utiliser le MAD-system et nager aux vitesses lentes et rapides imposées, cette gêne disparaît pour des vitesses intermédiaires où le MAD-system devient « transparent ». Outre une connaissance approfondie de l'activité des nageurs lors de leur interaction avec le dispositif, l'articulation des deux types de données (d'expérience et biomécanique) permet d'énoncer des

perspectives d'entraînement sur le MAD-system (*e.g.*, utiliser le MAD-system en priorité aux vitesses intermédiaires car elles sont ressenties comme adaptées au dispositif, en particulier à l'amplitude imposée entre les cales) et des propositions ergonomiques d'aide à la conception de dispositif technologique (*e.g.*, permettre une modification de l'amplitude inter-cale, de la profondeur du rail, de l'alignement linéaire des cales sur le rail).

(ii) Le deuxième projet concerne l'analyse de l'activité de grimpeurs sur glace débutants et experts. Ayant remarqué que deux sujets motivés par les mêmes attentes peuvent présenter des comportements différents et qu'inversement deux comportements a priori similaires peuvent être motivés par des attentes et focalisations différentes, nous avons opté pour une analyse de l'activité des grimpeurs à trois niveaux : l'articulation de données d'expérience, de données concernant les coordinations motrices (comme exposé en Partie 2, Fig. 20 et 21) et de récurrences d'actions (*e.g.*, frappe, crochetage, ancrage définitif). Dans ce cadre, le cours d'action n'est plus vu comme un **complément méthodologique** à la théorie des systèmes dynamiques, ou inversement ; il s'agit **d'articuler deux cadres théoriques partageant des présupposés théoriques et des objets théoriques différents pour accéder à un niveau de connaissance de l'activité humaine, uniquement accessible par l'interaction de données différentes**. Plus concrètement, l'objet est de fournir des **connaissances sur la dynamique de l'expertise** en escalade sur glace et rocheuse. Dans un second temps, il s'agit de fournir des **aides à la conception de dispositifs de formation aux métiers de l'escalade et de la montagne** en relation avec des partenaires institutionnels déjà impliqués dans notre projet de recherche (organisme de formation initiale et continue : Ecole Nationale de Ski et d'Alpinisme de Chamonix-ENSA, Syndicat National des Guides de Haute Montagne-SNGM ; fédérations et comité régional: Fédération Française des Clubs Alpains de Montagne-FFCAM, Fédération Française de Montagne et d'Escalade). Cette étude fait l'objet d'une candidature à l'appel d'offre du Ministère de la Santé et des Sports 2010 et a concerné le Master 2 de David Bernard (mémoire dirigé par D. Adé et soutenu en juin 2010). Dans un dernier temps, nous travaillons sur des visées ergonomiques, où il s'agit de fournir des **aides à la conception de matériel** (*e.g.*, matériel de progression comme les crampons et les piolets pour les grimpeur sur glace), en partenariat avec les entreprises Petzl et Simond. Cette dernière étude fait l'objet d'une thèse Jeune Entrepreneur financée par la région Bourgogne débutée en septembre 2010.

Un travail-pilote d'articulation de différents types de données a été présenté au congrès de la FFCAM en novembre 2009. Nous avons articulé des données d'expérience, de coordinations motrices et de récurrences d'action afin d'établir l'activité-type de grimpeurs débutants en escalade sur glace en comparaison au grimpeur expert (Seifert et al., 2009a). Les résultats d'expérience indiquent que le débutant n'a pas confiance dans des ancrages de crampons et de piolets peu profonds, et qu'il a plus confiance aux ancrages de piolets que de crampons. Par conséquent il frappe jusqu'à avoir enfoncé une grande partie de la lame du piolet et créé un trou pour ses pieds. Les résultats de coordination motrice montrent que le débutant a un couplage des membres supérieurs et inférieurs plutôt en in-phase avec un corps en forme de « X ». Les résultats de récurrences d'actions indiquent que le débutant frappe un grand nombre de fois ses piolets et ses crampons avant un ancrage définitif. Au final, l'interaction de ces trois types de données nous a permis d'identifier des formes d'activité-types du débutant. La figure 43 indique que le mode de coordination bras-jambes en phase, le grand nombre de frappes avant ancrage définitif et la faible confiance en lui qu'à le débutant lorsqu'il a des ancrages peu profonds conduisent à une forme d'activité-type : « se construire des appuis de confiance ».

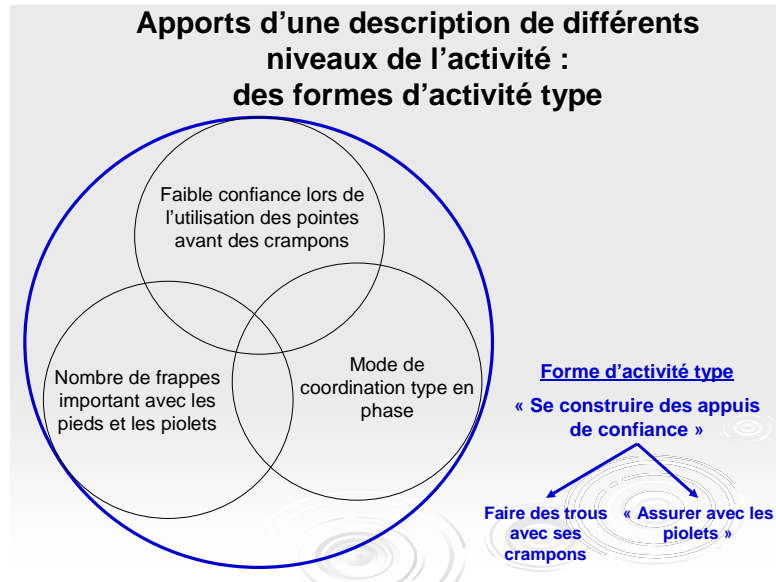


Figure 43. Exemple de forme d'activité-type chez le grimpeur débutant

L'analyse de la dynamique de l'activité d'escalade du débutant a permis de montrer l'alternance de phase **d'enquête** ou d'exploration (consistant à chercher un endroit pour ancrer ses piolets et ses crampons, s'équilibrer prioritairement par quatre appuis) et de phase **exécutoire** (consistant à réaliser de nombreuses frappes de piolets et de crampons pour avoir

un ancrage profond ou à se tracter sur ses piolets une fois qu'ils étaient bien ancrés). Ceci se voit tant au niveau des données expérientielles que des données de coordinations motrices (où s'alternent des phases statiques en position de « X » et des phases d'escalade avec les piolets à l'horizontal et à l'oblique). Une perspective prometteuse semble être l'étude de l'effet de la fatigue sur l'activité du grimpeur débutant. En effet, certains débutants ont chuté pendant l'expérimentation ; ce qui s'est traduit par un comportement surprenant : ils cherchaient à crocheter n'importe quel relief pouvant retenir leur piolet pour ne pas tomber en arrière. Cette stratégie de « sauvegarde », confirmée par les données expérientielles issues des entretiens d'auto-confrontation, pourrait être rapprochée des phases de « dissimulation » observées en tennis de table par Poizat et al. (2006).

En définitive, nous pensons qu'il existe un espace de partage suffisant des cadres théoriques du cours d'action et de la théorie des systèmes dynamiques, réunis autour du caractère **complexe, dynamique, situé et émergent** de l'activité humaine, ouvrant la voie à une épistémologie que nous pourrions qualifier d'« énaactive ». Dans ce cadre, l'interaction de différents types de données (cognition et coordination motrice) permet un enrichissement mutuel pour comprendre et déterminer des formes d'activité-types, que nous pourrions caractériser encore d'états stables dans une situation donnée (enquête ou exploration, exécutoire, dissimulatrice ou sauvegarde).

Bibliographie

1. Abernethy B., Farrow D., & Berry J. (2003). Constraints and issues in the development of a general theory of expert perceptual-motor performance: a critique of the deliberate practice framework. In J.L. Starkes, & K.A. Ericsson (Eds.) *Expert performance in sports*, (pp. 349-371), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
2. Adé, D., Poizat, G., Gal-Petitfaux, N., Toussaint, H., & Seifert, L. (2009). Analysis of elite swimmers' activity during an instrumented protocol, *Journal of Sports Sciences*, 27, 1043-1050.
3. Alberty M., Potdevin F., Dekerle J., Pelayo P., Gorce P. & Sidney M. (2008). Changes in swimming technique during time to exhaustion at freely chosen and controlled stroke rates. *Journal of Sports Sciences*, 26, 11, 1191-1200.
4. Alberty M., Sidney M., Huot-Marchand F., Hespel J.M., & Pelayo P. (2005). Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 471-475.
5. Alberty M., Sidney M., Pelayo P., & Toussaint H.M. (2009). Stroking characteristics during time to exhaustion tests. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41, 637-644.
6. Allard P., & Blanchi J.P. (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*, Decarie, Paris (2nd édition).
7. Araujo D., Davids K., Bennett S., Button C., & Chapman G. (2004). Emergence of sport skills under constraints. In A.M. Williams, & N.J. Hodges (Eds.) *Skill acquisition: Research, theory and practice* (pp. 409-434), Routledge, New York.
8. Arthur W.B., Durlauf S.N., & Lane D.A. (1997). *The economy as an evolving complex system II*, Addison-Wesley, Reading, Massachusetts, USA.
9. Atlan H. (1979). *Entre le cristal et la fumée. Essai sur l'organisation du vivant*. Points, Seuil, Paris.
10. Aujouannet Y., Bonifazi M., Hintzy F., Vuillerme N., & Rouard A.H. (2006). Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. *Applied Physiology and Nutritional Metabolism*, 31, 150-158.
11. Avlonitou E., Georgiou E., Douskas G., & Louizi A. (1997). Estimation of body composition in competitive swimmers by means of three different techniques. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 363-368.
12. Aziz-Alaoui M.A., & Bertelle C. (2009). *From system complexity to emergent properties*, Springer Verlag, Heidelberg.
13. Balasubramaniam R., & Turvey M.T. (2004). Coordination modes in the multisegmental dynamics of hula hoping. *Biological Cybernetics*, 90, 176-190.
14. Baldissera F., Cavalleri P., & Civaschi P. (1982). Preferential coupling between voluntary movements of ipsilateral limbs, *Neuroscience Letters*, 74, 95-100.
15. Baldissera F., Cavalleri P., Marini G., & Tassone G. (1991). Differential control of in-phase and anti-phase coupling of rhythmic movements of ipsilateral hand and foot, *Experimental Brain Research*, 83, 375-380.

16. Ball K.A., & Best R.J. (2007). Different centre of pressure patterns within the golf stroke I: cluster analysis. *Journal of Sports Sciences*, 25, 757-770.
17. Bandura A. (1971). *Principles of behaviour modification*. Holt, Rinehart & Wilson, London.
18. Barbosa T.M., Bragada J.A., Reis V.M., Marinho D.A., Carvalho C., & Silva A.J. (2010). Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: updating the state of the art. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 13, 262-269.
19. Barbosa T.M., Keskinen K.L., Fernandes R., Colaço P., Lima A.B. & Vilas-Boas J.P. (2005). Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 519-523.
20. Barbosa, T., Lima, F., Portela, A., Novais, D., Machado, L., Colaço, P., Gonçalves, P., Fernandes, R.J., Keskinen, K.L. & Vilas-Boas, J.P. (2006). Relationships between energy cost, swimming velocity and speed fluctuation in competitive swimming strokes. *Portuguese Journal of Sports Sciences*, 6, Supl 2, 192-194.
21. Bardy B.G., & Mantel B. (2006). Ask not what's inside your head, but what your head is inside of (Mace, 1977). *Intellectica*, 1, 43, 53-58.
22. Bardy B.G., Marin L., Stoffregen T.A., Bootsma R.J. (1999) Postural coordination modes considered as emergent phenomena, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25, 5, 1284-1301.
23. Bardy B.G., Oullier O., Bootsma R.J., & Stoffregen T.A. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28, 499-514.
24. Bardy B.G., Oullier O., Lagarde J., & Stoffregen T.A. (2007). On perturbation and pattern coexistence in postural coordination dynamics. *Journal of Motor Behavior*, 39, 326-336.
25. Barthels K.M., & Adrian M.J. (1975). Three dimensional spatial hand patterns of skilled butterfly swimmers. In J.P. Clarys, & L. Lewillie (Eds.), *Swimming II*, (pp. 154-160), Baltimore, University Park Press.
26. Bartlett R. (2005). *Sports Biomechanics: Reducing injury and improving performance*. E & FN Spon, Routledge, Taylor & Francis, 2nd édition, London (1999 pour la 1ère édition).
27. Bartlett R. (2007). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*. Routledge, Taylor & Francis, 2nd édition, London (1997 pour la 1ère édition).
28. Bartlett R., Wheat J., & Robins M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists ? *Sports Biomechanics*, 6, 224-243.
29. Bauer H.U., & Schöllhorn W. (1997). Self-organizing maps for the analysis of complex movement patterns. *Neural Processing Letters*, 5, 193-199.
30. Beek P.J., Jacobs D., Daffershofer A., Huys R. (2003). Expert performance in sport: views from the joint perspectives of ecological psychology and dynamical systems theory. In J.L. Starkes, & K.A. Ericsson (Eds.) *Expert performance in sports*, (pp. 321-342), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
31. Beek P.J., & Meijer O.G. (1988). On the nature of the motor-action controversy. In O.G. Meijer, & K. Roth (Eds.) *Complex Movement Behaviour: The motor-action controversy* (pp. 157-185), Elsevier Science Publishers, BV, Amsterdam, The Netherlands.
32. Beek P.J., Peper C.E., Stegeman D.F. (1995). Dynamic models of movement coordination. *Human Movement Science*, 14, 573-608.

33. Berger M.A.M., Hollander A.P., & de Groot G. (1997). Technique and energy losses in front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29, 11, 1491-1498.
34. Bernstein N.A. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. Pergamon Press Elmsford, New York.
35. Bernstein N.A. (1996). Dexterity and its development. In M.L. Latash & M.T. Turvey (Eds.) *Dexterity and its development* (pp. 1-235), Lawrence Erlbaum Associates Publishers, Mahwah, New Jersey.
36. Biryukova E., & Bril B. (2002). Bernstein et le geste technique. *Revue d'anthropologie des connaissances*, XIV, 2, 49-68.
37. Bootsma R.J., & van Wieringen P.C.W. (1990). Timing an attacking forehand drive in table tennis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16, 1, 21-29.
38. Boschker M.S.J., Bakker F.C., & Michaels C.F. (2002). Memory for the functional characteristics of climbing walls: perceiving affordances. *Journal of Motor Behavior*, 34, 25-36.
39. Boulesteix L. (2005). *La coordination en papillon : Spécificités de la vitesse et de la fréquence de nage, de la distance par cycle, du niveau d'expertise et du sexe*. Thèse STAPS non publiée, Université de Rouen.
40. Boulesteix L., Seifert L., & Chollet D. (2003). The ratio between coordination and butterfly propulsion index for expert swimmers. In J.C. Chatard (Ed.) *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, (pp.99-104). Saint Etienne, University of Saint Etienne.
41. Bourbousson J., & Fortes M. (sous presse). Anthropologie cognitive et théorie des systèmes dynamiques: quelles articulations possibles ? In M. Quidu. (Ed.). *Les sciences du sport face aux renouvellements théoriques contemporains*. Nancy, PUN.
42. Bourbousson J., Sève C., & Mc Garry T. (2010a). Space-time coordination patterns in basketball: Part 1. Intra- and inter-couplings among player dyads. *Journal of Sports Sciences*, 28, 3, 339-347.
43. Bourbousson J., Sève C., & Mc Garry T. (2010b). Space-time coordination patterns in basketball: Part 2. The interaction between the two teams. *Journal of Sports Sciences*, 28, 3, 349-358.
44. Bourdin C., Teasdale N., Nougier V., Bard C., & Fleury M. (1999). Postural constraints modify the organization of grasping movements. *Human Movement Science*, 18, 87-102.
45. Brazier T.D. (2008). *Comparing the kinetics and kinematics of parachute and non-parachute resisted swimming*. Unpublished Master Thesis, University of Otago, Dunedin, New Zealand.
46. Brétigny P. (2005). *Analyse de la cinématique et des coordinations du shoot en hockey sur gazon pour des joueuses expertes*. Mémoire de Master 2, Université de Rouen, Rouen, France.
47. Brétigny P., Seifert L., Leroy D., & Chollet D. (2008). Upper-limb kinematics and coordination of short grip and classic drives in field hockey. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 215-223.
48. Bril B. (2002). Apprentissage et contexte. *Intellectica*, 2, 35, 251-268.
49. Bril B., & Goasdoué R. (2009). Du mouvement sans sens ou du sens sans mouvement : rôle des finalités et des contextes dans l'étude de comportements moteurs. *Intellectica*, 1, 51, 273-293.
50. Bril B., Rein R., Nonaka T., Wenban-Smith F., & Dietrich G. (2010). The role of expertise in tool use: skill differences in functional action adaptations to task constraints, *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 36, 4, 825-839.
51. Brisson T.A., & Alain C. (1996). Should common optimal movement patterns be identified as the criterion to be achieved? *Journal of Motor Behavior*, 28, 211-223.

52. Burgess-Limerick R., Abernethy B., & Neal R.J. (1991). Experience and backswing movement time variability. A short note concerning a serendipitous observation. *Human Movement Science*, 10, 621-627.
53. Burgess-Limerick R., Abernethy B., & Neal R.J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26, 91-94.
54. Button C., Davids K., & Schöllhorn W. (2006). Coordination profiling of movement systems. In K. Davids, S. Bennett, & K. Newell (Eds.) *Movement system variability*, (pp. 133-152), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
55. Button C., MacLeod M., Sanders R., & Coleman S. (2003). Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 74, 257-269.
56. Caldwell G.E., van Emmerik R.E.A., & Hamill J. (2000). Movement proficiency: incorporating task demands and constraints in assessing human movement. In W.A. Sparrow (Ed.) *Energetics of human activity* (pp. 66-95) Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
57. Cappaert J.M., Bone M., Troup J.P. (1992). Intensity and performance related differences in propelling and mechanical efficiencies. In D. MacLaren, T. Reilly, & A. Less (Eds.) *Swimming Science VI* (pp. 49-52), E & FN SPON, Londres.
58. Carter M., & Chollet D. (2003). Relation comportement et coordination du non expert en dos crawlé. In M. Sidney, & P. Pelayo (Eds.) *3^{ème} Journées Spécialisées de Natation*, (pp. 117-118). Publibook, Lille.
59. Carter M., Seifert L., & Chollet D. (2006). Arm coordination in elite backstroke swimmers. In P. Hellard, M. Sidney, C. Fauquet, & D. Lehénaff (Eds.) *First International Symposium Sciences and Practices in Swimming*, (pp. 73-75). Les Entretiens de l'INSEP, Paris, Atlantica.
60. Cavagna G.A., Saibene F.P., & Margaria R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 18, 1-9.
61. Chéhensse A. (2005). *Impact de la latéralité respiratoire et de la latéralité motrice sur la symétrie de la coordination des bras en crawl*. Mémoire de Master 2 non publié, Université de Rouen.
62. Chollet D., Carter M., & Seifert L. (2006). Effect of technical mistakes on arm coordination in backstroke. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 6 (Supl. 2), 30-32.
63. Chollet D., Chaliès S., & Chatard J.C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 54-59.
64. Chollet D., Chavallard F., Lemaître F., & Seifert L. (2010). Do Fastskin swimsuits influence coordination in front crawl swimming? In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 55-57), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
65. Chollet D., & Seifert L. (2009). Coordination: How elite swimmers differ from sub-elite. In R. Sanders (Ed.) *27th International Society of Biomechanics in Sports Conference*, Limerick, Irlande.
<http://www.ul.ie/isbs2009/swimmingsymposiumflyer.pdf>
66. Chollet D., & Seifert L. (2010). Inter-limb coordination in the four competitive strokes. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.) *The world book of swimming : from science to performance*, Nova Science Publishers, Hauppauge, New York.
67. Chollet D., Seifert L., Boulesteix L., & Carter M. (2006). Arm to leg coordination in elite butterfly swimmers. *International Journal of Sport Medicine*, 27, 4, 322-329.

68. Chollet D., Seifert L., Leblanc H., Boulesteix L., & Carter M. (2004). Evaluation of the arm-leg coordination in flat breaststroke, *International Journal of Sport Medicine*, 25, 7, 486-495.
69. Chollet D., Seifert L., & Carter M. (2008). Arm coordination in elite backstroke swimmers, *Journal of Sports Sciences*, 26, 7, 675-682.
70. Chow J.Y., Davids K., Button C., & Koh M. (2007a). Variation in coordination of a discrete multiarticular action as a function of skill level. *Journal of Motor Behavior*, 39, 6, 463-479.
71. Chow J.Y., Davids K., Button C., & Rein R. (2008). Dynamics of movement patterning in learning a discrete multiarticular action. *Motor Control*, 12, 219-240.
72. Chow J.Y., Davids K., Button C., Shuttleworth R., Renshaw I., & Araùjo D. (2006). Nonlinear pedagogy: A constraints-led framework for understanding emergence of game play and movement skills. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 10, 1, 71-103.
73. Chow J.Y., Davids K., Button C., Shuttleworth R., Renshaw I., & Araùjo D. (2007b). The role of nonlinear pedagogy in physical education. *Review of Educational Research*, 77, 3, 251-278.
74. Clergue G. (1997). *L'apprentissage de la complexité*. Hermès, Paris.
75. Colman V., & Persyn U. (1993) Trunk rotation, body waving and propulsion in breaststroke. *Journal of Human Movement Studies*, 24, 169-189.
76. Colman V., Persyn U., Daly D., Soons B., & Sanders R. (2005). Diagnosing and estimating the best breaststroke style for each swimmer based on physical characteristics. Coaches' Information Service website: <http://www.coachesinfo.com/>
77. Colman V., Persyn U., Daly D., & Stijnen V. (1998). A comparison of the intra-cyclic velocity variation in breaststroke swimmers with flat and undulating styles, *Journal of Sports Sciences*, 16, 653-665
78. Colwin C.M. (2002). *Breakthrough swimming*, Champaign, Illinois, Human Kinetics.
79. Costill D.L., Kovalesski J., Porter D., Kirwan J., Fielding R. & King D. (1985). Energy expenditure during front crawl swimming: Predicting success in middle-distance events. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 266-270.
80. Costill D.L., Maglisco E.W., & Richardson A.B. (1992). *Swimming*, Oxford, Blackwell Scientific Publications.
81. Counsilman J. (1981). Hand speed and acceleration. *Swimming Technique*, 18, 22-6.
82. Craig, A., Boomer, W. & Skehan, P. (1988). Patterns of velocity in competitive breaststroke swimming. In B.E. Ungerechts, K. Wilke & K. Reischle (Eds.), *Swimming Science V* (pp. 361-367), Human Kinetics Publisher, Champaign, Illinois.
83. Craig, A.B., Termin, B. & Pendergast, D.R. (2006). Simultaneous recordings of velocity and video during swimming. *Portuguese Journal of Sports Sciences*, 6, 2, 32-35.
84. Davids K. (2010). The constraints-based approach to motor learning: Implications for a nonlinear pedagogy in sport and physical education. In I. Renshaw, K. Davids, & G.J.P. Savelsbergh (Eds.) *Motor learning in practice: A constraints-led approach* (pp. 3-16), Routledge, New York.
85. Davids K., Araujo D., Shuttleworth R., & Button C. (2004). Acquiring skill in sport: a constraints-led perspective. *International Journal of Computer Science in Sport*, 2, 31-39.
86. Davids K., Bennett S., Handford C. & Jones B. (1999). Acquiring coordination in self-paced extrinsic timing tasks: A constraints led perspective. *International Journal of Sport Psychology*, 30, 437-461.

87. Davids K., Bennett S., & Newell K. (2006). *Movement system variability*, Human Kinetics, Champaign, Illinois.
88. Davids K., Button C., & Bennett S. (2008). *Dynamics of skill acquisition: a constraints-led approach*, Human Kinetics, Champaign, Illinois.
89. Davids K., Glazier P., Araujo D., & Bartlett R. (2003). Movement systems as dynamical systems, the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Medicine*, 33, 245-260.
90. Delaplace C. (2004). *Contribution à l'analyse du crawl du nageur non-expert: étude des paramètres spatio-temporels, des parties nagées et non nagées et de la coordination de nage en fonction du niveau d'expertise, de la distance et du genre [Front crawl analysis in the non-expert swimmer: spatial-temporal parameters, swimming and non-swimming segments, and coordination in relation to skill, distance swum and gender]*, PhD thesis, University of Montpellier, France.
91. Delignières D. (2004). L'approche dynamique du comportement moteur. In J. La Rue, & H. Ripoll (Ed.) *Manuel de psychologie du sport : Les déterminants de la performance sportive* (pp. 65-80), Revue EPS, Paris.
92. Delignières D. (2009). *Complexité et compétences. Un itinéraire théorique en éducation physique*. Revue E.P.S., Paris.
93. Delignières D., & Torre K. (2009). Vers une nécessaire prise en compte de la complexité : Variabilité et fractalité dans la motricité rythmique. *Intellectica*, 52, 41-54.
94. de Rosnay J. (1977). *Le microscope. Vers une vision globale*. Points, Seuil, Paris.
95. Deschodt V.J., Arzac L.M., & Rouard A.H. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25 m sprint front crawl swimming. *European Journal of Applied Physiology*, 80, 192-199.
96. Diedrich F.J., & Warren W.H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 183-202.
97. di Prampero P.E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 55-72.
98. di Prampero P.E., Pendergast D.R., Wilson D., & Rennie D.W. (1974). Energetics of swimming in man. *Journal of Applied Physiology*, 37, 1-5.
99. Donker S.F., Beek P.J., Wagenaar R.C., & Mulder T. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 33, 86-102.
100. Elliott B.C. (1999). Biomechanics: An integral part of sport science and sport medicine. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2, 299-310.
101. Egret C., Dujardin F., Weber J., & Chollet D. (2004). 3D kinematic analysis of the golf swings of expert and experienced golfers. *Journal of Human Movement Studies*, 47,193-204.
102. Enoka R.M. (2004). Biomechanics and neuroscience: a failure to communicate. *Exercise and Sports Science Review*, 32, 1, 1-3.
103. Ericsson K.A., & Lehmann A.C. (1996). Expert and exceptional performance: evidence of maximal adaptation to task constraints. *Annual Review of Psychology*, 47, 273-305.
104. Faque, V. (1987). *Approche biomécanique du shoot*. Monographie BE₂, INSEP, France.
105. Faugloire E., Bardy B.G., & Stoffregen T.A. (2006). Dynamics of learning new postural patterns: influence on preexisting spontaneous behaviors. *Journal of Motor Behavior*, 38, 299-312.

106. Fernandes R.J., Morais P., Keskinen K.L., Seifert L., Chollet D., & Vilas-Boas J.P. (2010). Relationship between arm coordination and energy cost in front crawl swimming. In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 74-76), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
107. Fradet L., Botcazou M., Durocher C., Cretual A., Multon F., Prioux J., & Delamarche P. (2004). Do handball throws always exhibit a proximal-to-distal segmental sequence? *Journal of Sports Sciences*, 22, 439-447.
108. Francks I.M., Weicker D., & Robertson D.G.E. (1985). The kinematics, movement phasing and timing of a skilled action in response to varying conditions of uncertainty. *Human Movement Science*, 4, 91-105.
109. Fujishima M., & Miyashita M. (1999). Velocity degradation caused by its fluctuation in swimming and guidelines for improvement of average velocity. In K.L. Keskinen, P.V. Komi & A.P. Hollander (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII* (pp. 41-45), Jyvaskyla, University of Jyvaskyla.
110. Gal-Petitfaux N., Adé D., Poizat G., & Seifert L. (en préparation). L'intégration de données biomécaniques et d'expérience pour enrichir la compréhension de l'activité et favoriser la conception d'un dispositif technologique : l'exemple d'une étude chez des nageurs de haut niveau. *Le Travail Humain*.
111. Gell-Mann M. (1997). *Le quark et le jaguar*. Champs, Flammarion, Paris.
112. Gibson J.J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Houghton-Mifflin, Boston.
113. Gibson J.J. (1979). *The ecological approach to visual perception*. Houghton-Mifflin, Boston.
114. Glazier P.S., & Davids K. (2009). Constraints on the complete optimization of human motion. *Sports Medicine*, 39, 15-28.
115. Glazier P.S., Wheat J.S., Pease D.L., & Bartlett R.M. (2006). Dynamic systems theory and the functional role of movement variability. In K. Davids, S. Bennett, & K. Newell (Eds.) *Movement system variability* (pp. 49-72), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
116. Gonzalez D., & Dietrich G. (2003). Three-dimensional kinematics analysis of javelin throw: from real situation to biomechanical model. *Sciences & Sport*, 18, 216-218.
117. Guerin S., & Kunkle D. (2004). Emergence of constraint in self-organized systems. *Nonlinear Dynamics, Psychology and Life Sciences*, 8, 131-146.
118. Haken H., Kelso J.A.S., & Bunz H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51, 347-356.
119. Hamill J., Haddad J.M., Heiderscheit B.C., Van Emmerik R.E.A., & Li L. (2006). Clinical relevance of variability in coordination. In K. Davids, S. Bennett, & K. Newell (Eds.) *Movement system variability*, (pp. 153-166), Human Kinetics, Champaign, Illinois.
120. Hamill J., Haddad J.M., & Mc Dermott W.J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 407-418.
121. Hamill J., van Emmerik R.E.A., Heiderscheit B.C., Li L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14, 5, 297-308.
122. Handford C. (2006). Serving up variability and stability. In K. Davids, S. Bennett, & K. Newell (Eds.) *Movement system variability*, (pp. 73-83), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
123. Hahn A., & Krug T. (1992). Application of knowledge gained from the coordination of partial movements in breaststroke and butterfly swimming for the development of technical training. In D. MacLaren, T. Reilly, & A. Less (Eds.) *Swimming Science VI*, (pp. 167-171), E & FN Spon, London.

124. Hay J.G. (1993). *The biomechanics of sports techniques*. Benjamin Cummings Publisher, 4th édition, England (1980 pour la 1^{ère} édition).
125. Heiderscheit B.C. (2000). Movement variability as a clinical measure for locomotion, *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 419-427.
126. Hodges N.J., & Franks I.M. (2004). Instructions, demonstrations and the learning process: creating and constraining movement options. In A.M. Williams, & N.J. Hodges (Eds.) *Skill acquisition: Research, theory and practice* (pp. 145-174), Routledge, New York.
127. Holt K.G., Hamill J., & Andres R.O. (1991) Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 4, 491-498.
128. Holt K.G., Jeng S.F., Ratcliffe R., & Hamill J. (1995) Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride frequency. *Journal of Motor Behavior*, 27, 2, 164-178.
129. Horn R.R., Williams, A.M. (2004). Observational learning. In A.M. Williams, & N.J. Hodges (Eds.) *Skill acquisition: Research, theory and practice* (pp. 175-206), Routledge, New York.
130. Hoyt D.F., & Taylor C.R. (1981). Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature*, 292, 239-240.
131. Hreljac A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 1158-1162.
132. Hue O., Benavente H., & Chollet D. (2003a). Swimming skill in triathletes and swimmers using the index of coordination. *Journal of Human Movement Studies*, 44, 107-120.
133. Hue O., Benavente H., & Chollet D. (2003b). The effect of wet suit use by triathletes: an analysis of the different phases of arm movement. *Journal of Sports Sciences*, 21, 1025-1030.
134. Jaitner T., Mendoza L., & Schöllhorn W. (2001). Analysis of the long jump technique in the transitions from approach to takeoff. Based on time-continuous kinematic data. *European Journal of Sports Sciences*, 1, 5, 1-11.
135. Jantzen K.J., Oullier O., Kelso J.A.S. (2008). Neuroimaging coordination dynamics in sport sciences. *Methods*, 45, 325-335.
136. Järvillehto T. (2009). The theory of the organism-environment system as a basis of experimental work in psychology. *Ecological Psychology*, 21, 112-120.
137. Jeka J.J., Kelso J.A.S., & Kiemel T. (1993). Pattern switching in human multilimb coordination dynamics. *Bulletin of mathematical biology*, 55, 4, 829-845.
138. Jirsa V.K., & Kelso J.A.S. (2004). *Coordination dynamics: Issues and trends*. Springer Verlag, Berlin.
139. Jöris H.J.J., Edwards van Muyen A.J., van Ingen Schenau G.J., Kemper H.C.G. (1985). Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics*, 18, 409-414.
140. Kelso J.A.S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology, Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 15, R 1000- 1004.
141. Kelso J.A.S. (1994). Elementary coordination dynamics. In S. Swinnen, H. Heuer, J. Massion, & P. Casaer (Eds.) *Interlimb Coordination: Neural, Dynamical and Cognitive Constraints* (pp. 301-318), New York, Academic Press.
142. Kelso J.A.S. (1995). *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior*, Cambridge, MIT Press.

143. Kelso J.A.S. (2009). Coordination dynamics. In R.A. Meyers (Ed.) *The encyclopedia of complexity and system science*. Springer Verlag, Berlin.
144. Kelso J.A.S., & Engström D.A. (2006). *The Complementarity Nature*. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts.
145. Kelso J.A.S., & Jeka J.J. (1992). Symmetry breaking dynamics of human multi-limb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 645-668.
146. Kelso J.A.S., Scholz J.P., & Schöner G. (1986). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical fluctuations, *Physics Letters A*, 118, 279-284.
147. Kelso J.A.S., Scholz J.P., & Schöner G. (1988). Dynamics governs switching among patterns of coordination in biological movement, *Physics Letters A*, 134, 8-12.
148. Kelso J.A.S., & Schöner G. (1988). Self-organization of coordinative movement patterns, *Human Movement Science*, 7, 27-46.
149. Kent M.R. & Atha J. (1975). A device for the on-line measurement of instantaneous swimming velocity. In L. Lewillie & J. P. Clarys (Eds.) *Swimming II* (pp. 58-63), Baltimore, University Park Press.
150. Kjendlie P.L., Stallman R.K., & Stray-Gundersen J. (2004). Passive and active floating torque during swimming. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 75-81.
151. Kolmogorov S.V., & Duplischeva O.A. (1992). Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force coefficient in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of Biomechanics*, 25, 311-318.
152. Kolmogorov S.V., Rumyantseva O.A., Gordon B.J., & Cappaert J.M. (1997). Hydrodynamic characteristics of competitive swimmers of different genders and performance levels. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 88-97.
153. Komar J. (2009). *Etude de l'influence de l'évolution du coût énergétique sur les paramètres de coordination et d'efficacité propulsive chez des nageurs sprinters*. Mémoire de Master, non publié, Université de Rouen, France.
154. Komar J., Leprière P.M., Alberty M., Vantorre J., Fernandes R., Hellard P., Chollet D., & Seifert L. (2010). Effect of increasing energy cost on arm coordination at different exercise intensities in elite sprint swimmers. In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 204-205), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
155. Kugler P.N., & Turvey M.T. (1987). *Information, natural law and the self-assembly of rhythmic movement*. Erlbaum, Hillsdale, NJ.
156. Kusuhara K. (1993). Kinematic analysis of field hockey stroke. *Proceeding of International Society of Biomechanics XIVth Congress*, 734-735.
157. Lagendorfer S.J. (2007). The developmental perspective, the swimming reflex, and the velveteen rabbit. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 1, 2.
158. Lagendorfer S.J. (2010). Applying a developmental perspective to aquatics and swimming. In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI*, Oslo, Université d'Oslo, Norvège, 20-22.
http://www.coachesinfo.com/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=154&Itemid=268

- 159.Lam W.K., Maxwell J.P., & Masters R.S.W. (2009). Analogy learning and the performance of motor skills under pressure. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 31, 3, 337-357.
- 160.Lave J. (1988). *Cognition in practice*. Cambridge: Cambridge University Press.
- 161.LebLANc H. (2008). *Etude de la coordination bras-jambes chez le nageur de brasse*. Thèse STAPS non publiée, Université de Rouen.
- 162.LebLANc H., Seifert L., Baudry L., & Chollet D. (2005). Arm-leg coordination in flat breaststroke : a comparative study between elite and non-elite swimmers, *International Journal of Sports Medicine*, 26, 9, 787-797.
- 163.LebLANc H., Seifert L., & Chollet D. (2009). Arm-leg coordination in recreational and competitive breaststroke swimmers, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 352-356.
- 164.LebLANc H., Seifert L., & Chollet D. (2010). Does flotation influence breaststroke technique ? *Journal of Applied Biomechanics*, 2, 150-158.
- 165.LebLANc H., Seifert L., Tourny-Chollet C., & Chollet D. (2007). Velocity variations in breaststroke swimmers of different competitive levels, *International Journal of Sports Medicine*, 28, 2, 140-147.
- 166.Lerda R. & Cardelli C. (2003). Analysis of stroke organisation in the backstroke as a function of skill. *Research Quarterly in Exercise and Sport*, 74, 215-219.
- 167.Lerda R., Cardelli C., & Chollet D. (2001). Analysis of the interactions between breathing and arm actions in the front crawl. *Journal of Human Movement Studies*, 40, 129-144.
- 168.Lerda R., Cardelli C., & Coudereau J.P. (2005). Backstroke organization in physical education students as a function of skill and sex. *Perceptual and Motor Skills*, 100, 779-790.
- 169.Liao C., & Masters R.S.W. (2001). Analogy learning: A means to implicit motor learning. *Journal of Sports Sciences*, 19, 307-319.
- 170.Li L., Haddad J.M., & Hamill J. (2005). Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Human Movement Science*, 24, 257-267.
- 171.Li L., van den Bogert E.C.H., Caldwell G.E., Van Emmerik R.E.A., & Hamill J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency, *Human Movement Science*, 18, 67-85
- 172.Llop F., Tella V., Colado J.C., Diaz G., & Navarro F. (2006). Evolution of butterfly technique when resisted swimming with parachute, using different resistances. *Portuguese Journal of Sports Sciences*, 6, Supl 2, 302-304.
- 173.Maglischo E.W. (2003). *Swimming fastest*. Champaign, Illinois, Human Kinetics.
- 174.Malenfant E. (2007). *Etude de la coordination motrice en crawl chez des nageurs spécialistes en natation longue distance lors d'un test exhaustif à vitesse incrémentée [Analysis of the motor coordination in long distance front crawl swimmers during an intermittent incremental protocol until exhaustion]* Unpublished Master thesis, University of Rouen, France.
- 175.Manley P., & Atha J. (1992). Intra-stroke velocity fluctuations in paces breaststroke swimming. In D. MacLaren, T. Reilly & A. Lees (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming VI* (pp. 151-160), London, E & FN Spon.
- 176.Marin L., Bardy B., & Bootsma R.J. (1999). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Sciences*, 17, 615-626

177. Martin-Silva A., Alves F., & Gomes-Pereira J. (1999). Determinant factors in a 200-m butterfly swim as related to the fluctuation in horizontal velocity of the body centre of gravity. In K.L. Keskinen, P.V. Komi, & A.P. Hollander (Eds.) *Swimming Science VIII*, (pp. 21-24), Jyvaskyla, University of Jyvaskyla.
178. Mason B.R., Tong Z., & Richards R.J. (1992). Propulsion in the butterfly stroke. In D. MacLaren, T. Reilly, & A. Lees (Eds.) *Swimming science VI* (pp. 81-86), London, E & FN Spon.
179. Masset J.B., Rouard A.H. & Taïar R. (1999). 3-D analysis of the backstroke style. *Journal of Human Movement Studies*, 6, 253-271.
180. Masters R.S.W. (2000). Theoretical aspects of implicit learning in sport. *International Journal of Sport Psychology*, 31, 530–541.
181. Masters R.S.W., & Maxwell J.P. (2004). Implicit motor learning, reinvestment and movement disruption: What you don't know won't hurt you. In A.M. Williams, & N.J. Hodges (Eds.) *Skill acquisition: Research, theory and practice* (pp. 207-228), Routledge, New York.
182. Masters R.S.W., Poolton J.M., Maxwell J.P., & Raab M. (2008). Implicit motor learning and complex decision making in time-constrained environments. *Journal of Motor Behavior*, 40, 1, 71–79.
183. Maxwell J.P., Masters R.S., & Eves F.F. (2003). The role of working memory in motor learning and performance. *Consciousness and Cognition*, 12, 376–402.
184. Merleau-Ponty M. (1945). *Phénoménologie de la perception*. Paris, Gallimard.
185. Miller D. (1975). Biomechanics of swimming. *Exercise Sport Science Review*, 3, 219-248.
186. Millet G., Chollet D., Chabies S. & Chatard J.C. (2002). Comparison of coordination in front crawl between elite swimmers and triathletes. *International Journal of Sports Medicine*, 23, 99-104.
187. Miyashita M. (1971). An analysis of fluctuations of swimming speed. In J.P. Clarys & L. Lewillie (Eds.) *Swimming Science I* (pp. 53-57), Brussels, University of Brussels.
188. Molenaar P.C.M., & Newell K.M. (2010). *Individual pathways of change: Statistical models for analysing learning and development*. American Psychological Association, Washington.
189. Monteil K.M. (1992). *Analyse biomécanique du nageur de crawl lors d'un test conduisant à épuisement: études des paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques [Biomechanical analysis of a front crawl swimmer during an exhausting test: study of kinematic, kinetic and electromyographic parameters]*. Unpublished PhD thesis, University of Claude Bernard, Lyon 1, France.
190. Montpetit R., Cazorla G., & Lavoie J.M. (1988). Energy expenditure during front crawl swimming: a comparison between males and females, In B.E. Ungerechts, K. Wilke & K. Reischle (Eds.), *Swimming Science V* (pp. 229-235), Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers.
191. Morais P., Vilas-Boas JP., Seifert L., Chollet D., Keskinen KL., & Fernandes R. (2008). Relationship between energy cost and the index of coordination in front crawl – a pilot study, 16th FINA World Sports Medicine Congress, *Journal of Sports Sciences*, 26, (Suppl. 1), 11.
192. Morin E. (2005). *Introduction à la pensée complexe*. Points, Seuil, Paris.
193. Newell K.M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M.G. Wade & H.T.A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: aspect of coordination and control* (pp. 341-360), Dordrecht, Nijhoff.
194. Newell K.M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual review of psychology*, 42, 213-237.

195. Newell K.M., & Corcos D.M. (1993). Issues in variability and motor control. In K.M. Newell & D.M. Corcos (Eds.) *Variability and motor control* (pp. 1-12), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
196. Newell K.M., Deutsch K.M., Sosnoff J.J., & Mayer-Kress G. (2006). Variability in motor output as noise: a default and erroneous proposition? In K. Davids, S. Bennett, & K. Newell (Eds.) *Movement system variability* (pp. 3-24), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
197. Newell K.M., & Ranganathan R. (2010). Instructions as constraints in motor skill acquisition. In I. Renshaw, K. Davids, & G.J.P. Savelsbergh (Eds.) *Motor learning in practice: A constraints-led approach* (pp. 17-32), Routledge, New York.
198. Newell K.M., & Slifkin A.B. (1998). The nature of movement variability. In J.P. Piek (Ed.) *Motor behaviour and human skill: A multidisciplinary perspective* (pp. 143-160), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
199. Nigg B. (1983). Selected methodology in biomechanics with respect to swimming. In A.P. Hollander, P. Huijing, & G. de Groot (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming* (pp. 72-80), Illinois: Human Kinetics Publisher.
200. Nourrit D., Delignières D., Caillou N., Deschamps T., & Lauriot B. (2003). On discontinuities in motor learning: a longitudinal study of complex skill acquisition on a ski-simulator. *Journal of Motor Behavior*, 35, 2,151-170.
201. Osborough C.D., Payton C.J., Daly D.J. (2010) Influence of swimming speed on inter-arm coordination in competitive unilateral arm amputee front crawl swimmers. *Human Movement Science*, (sous presse)
202. Palut Y., & Zanone P.G. (2005). A dynamical analysis of tennis: Concepts and data. *Journal of Sports Sciences*, 23, 1021-1032.
203. Payen V. (2004). *Etude spatio-temporelle du départ en brasse*. Mémoire de Master 1 non publié, Université de Rouen, Rouen, France.
204. Pedroletti M. (2003). *Analyse de l'évolution des coordinations bras/jambes en brasse en fonction du niveau d'expertise, du sexe et de la vitesse de nage*. Mémoire INSEP non publié, Université de Rouen, Rouen, France.
205. Pelayo P., Sidney M., Kherif T., Chollet D., & Tourny C. (1996). Stroking characteristics in freestyle swimming and relationships with anthropometric characteristics. *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 197-206.
206. Pendergast D.R., Capelli C., Craig A.B., di Prampero P.E., Minetti A.E., Mollendorf J., Termin A., & Zamparo P. (2006). Biophysics in swimming. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 6 (Supl. 2), 185-189.
207. Pendergast D.R., Mollendorf J., Zamparo P., Termin A., Bushnell D., & Paschke D. (2005). The influence of drag on human locomotion in water. *Undersea and Hyperbaric Medicine*, 32, 1, 45-57.
208. Persyn U., & Colman V. (2005). What are the best breaststrokes doing now? Coaches' Information Service website: www.coachesinfo.com
209. Persyn U., Colman V., & Van Tilborgh L. (1992). Movement analysis of the flat and undulating breaststroke pattern. In D. MacLaren, T. Reilly, & A. Less (Eds.) *Swimming Science VI* (pp. 75-80), London, E & FN SPON.

210. Persyn U., Hoeven R.G.C., & Daly D.J. (1979). An evaluation procedure for competitive swimmers. In J. Terauds, & E.W. Bedingfield (Eds.) *Swimming Science III* (pp. 182-195), University Park Press, Baltimore.
211. Poizat G., Sève C., & Rossard C. (2006). Influencer les jugements au cours des interactions sportives compétitives : un exemple en tennis de table. *European review of applied psychology*, 56, 3, 167-178.
212. Potdevin F., Bril B., Sidney M., & Pelayo P. (2006). Stroke frequency and arm coordination in front crawl swimming. *International Journal of Sport Medicine*, 27, 193-198.
213. Potdevin F., Delignières D., Dekerle J., Alberty M., Sidney M., & Pelayo P. (2003). Does stroke frequency determine swimming velocity values and coordination? In J.C. Chatard (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming IX* (pp. 163-167), Saint Etienne, France, University of Saint Etienne.
214. Poizat G., Adé D., Seifert L., Toussaint H.M., & Gal-Petitfaux N. (2010). Evaluation of the Measuring Active Drag system usability: An important step for its integration into training sessions, *International Journal of Performance Analysis of Sport*, 10, 170-186.
215. Prigogine I., & Stengers I. (1979). *La nouvelle alliance*. Gallimard, Paris.
216. Psycharakis S.G., & Sanders R.A. (2008). Shoulder and hip roll changes during 200-m front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40, 2129-2136
217. Querido A., Marques-Aleixo I., Figueredo P., Seifert L., Chollet D., Vilas-Boas J.P., Daly D.J., Corredeira J., & Fernandes R.J. (2010). Front crawl and backstroke arm coordination in swimmers with down syndrome. In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 157-159), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
218. Reed, E. (1993). The intention to use a specific affordance: a conceptual framework for psychology. In R.H. Wosniack & K.W. Fisher (Eds.) *Development in context: acting and thinking in specific environments* (pp. 45-76), Hillsdale, Erlbaum.
219. Reed, E. & Bril B. (1996). The primacy of action in development. A commentary of N. Bernstein. In M. Latash & M. Turvey (Eds.) *Dexterity and its development* (pp. 431-451), Hillsdale, Erlbaum.
220. Rein R., Button C., Davids K., & Summers J. (2010). Cluster analysis of movement pattern dynamics in multi-articular actions. *Motor Control*, 14, 211-239.
221. Richardson A.B. (1986). The biomechanics of swimming: the shoulder and knee. *Clinics Sports Medicine*, 5, 103-113.
222. Richardson A.B., Jobe F.W. & Collins H.R. (1980). The shoulder in competitive swimming. *American Journal of Sports Medicine*, 8, 159-163.
223. Riley M.A., & Turvey M.T. (2002). Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*, 34, 99-125
224. Roberts J.R., Jones R., & Rothberg S.J. (2001). Measurement of contact time in short duration sports ball impacts: an experimental method and correlation with the perceptions of elite golfers. *Sports Engineering*, 4, 191-203.
225. Roberts J.R., Jones R., Rothberg S.J, Mansfield N.J., & Meyer (2006). The influence of sound and vibration from sports impacts on players' perceptions of equipment quality. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 220, 4, 215-227.

226. Rouard A. (2010). Biomechanical evaluation of freestyle swimming. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.) *The world book of swimming : from science to performance*, Nova Science Publishers, Hauppauge, New York.
227. Sadeghi H., Allard P., Princ, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12, 34-45.
228. Sanders R.H. (1996). Some aspects of butterfly technique of New Zealand Pan-Pacific squad swimmers. In J.P. Troup, A.P. Hollander, D. Strasse, S.W. Trappe, J.M. Cappaert, & T.A. Trappe (Eds.), *Swimming Science VII* (pp. 23-28). London: E & FN Spon.
229. Satkunskiene D., Schega L., Kunze K., Birzinyte K., & Daly D. (2005). Coordination in arm movements during crawl stroke in elite swimmers with a locomotor disability. *Human Movement Science*, 24, 54-65.
230. Saury J., Nordez A., & Sève C. (2010). Coordination interindividuelle et performance en aviron : apports d'une analyse conjointe du cours d'expérience des rameurs et de paramètres mécaniques. *@ctivités*, 7, 2, 2-27. <http://www.activites.org/v7n1/v7n1.pdf>
231. Schleihauf R.E. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In J. Terauds & E.W. Bedingfield (Eds.) *Swimming Science III*, (pp. 70-109), University Park Press, Baltimore.
232. Schleihauf R.E., Gray L., & Derose J. (1983). Three dimensional analysis of swimming propulsion in the sprint front crawl stroke. In A.P. Hollander, P.A. Huijing, & G. de Groot (Eds.), *Swimming Science IV* (pp. 315-322), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
233. Schmidt R.A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225-260.
234. Schmidt R.A. (1982). *Apprentissage moteur et performance*, Paris, Vigot.
235. Schnitzler C., Brazier T., Button C., & Chollet D. (2008a). Effect of velocity and added resistance on kinematical and kinetical parameters in front crawl. In T. Nomura & B. Ungerechts (Eds) First International Scientific Conference of Aquatic Space Activities (pp. 266-271), University of Tsukuba, Tsukuba, Japan,
236. Schnitzler C., Seifert L., & Chollet D. (sous presse a). Arm coordination and performance level in 400-m front crawl. *Research Quarterly for Exercise and Sport*
237. Schnitzler C., Seifert L., Chollet D., Alberty M. (sous presse b). The hip velocity and arm coordination in front crawl swimming. *International Journal of Sports Medicine*
238. Schnitzler C., Seifert L., Ernwein V., & Chollet D. (2008). Intra-cyclic velocity variations as a tool to assess arm coordination adaptations in elite swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 6, 480-486
239. Schöllhorn W.I., Beckmann H., Janssen D., & Drepper J. (2010). Stochastic perturbations in athletics field events enhance skill acquisition. In I. Renshaw, K. Davids, & G.J.P. Savelsbergh (Eds.) *Motor learning in practice: A constraints-led approach* (pp. 69-82), Routledge, New York.
240. Schöllhorn W.I., Mayer-Kress G., Newell K.M., & Michelbrink M. (2009). Time scales of adaptive behavior and motor learning in the presence of stochastic perturbations. *Human Movement Science*, 28, 319-333.
241. Scholz J.P., & Kelso J.A.S. (1989). A quantitative approach to understanding the formation and change of coordinated movement patterns, *Journal of Motor Behavior*, 21, 122-144.
242. Scholz J.P., & Kelso J.A.S. (1990). Intentional switching between patterns of bimanual coordination depends on the intrinsic dynamics of the patterns, *Journal of Motor Behavior*, 22, 98-124.

243. Scholz J.P., Kelso J.A.S., & Schöner G. (1987). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical slowing down and switching time, *Physics Letters A*, 123, 390-394.
244. Schöner G. Haken H., & Kelso J.A.S. (1986). A stochastic theory of phase transitions in human hand movement, *Biological Cybernetics*, 53, 247-257.
245. Schöner G., Jiang W.Y., & Kelso J.A.S. (1990). A synergetic theory of quadrupedal gaits and gait transitions, *Journal of Theoretical Biology*, 142, 359-391.
246. Schöner G., & Kelso J.A.S. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems, *Science*, 239, 1465-1576.
247. Schorer J., Baker J., Fath F., & Jaitner T. (2007). Identification of interindividual and intraindividual movement patterns in handball players of varying expertise levels. *Journal of Motor Behavior*, 39, 5, 409-421.
248. Seifert L. (2010). Inter-limb coordination in swimming. In P.L. Kjendlie, R. Stalman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 35-39), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
249. Seifert L., Adé D., Poizat G., & Wattedled L. (2009a). Une démarche de conception de formations et d'équipements sportifs centrée sur l'activité: Une illustration à partir de l'étude comparative de l'activité d'experts et de débutants en escalade sur glace. *Colloque de la FFCAM : Innovations scientifiques et évolution des pratiques de montagne*, Maison du Tourisme de Grenoble, France, 21 Novembre.
250. Seifert L., Barbosa T., & Kjendlie P.L. (2010a). Biophysics approach in swimming: gender effect. In S.A. Davis (Ed.) *Gender Gap: Causes, Experiences and Effects*, Nova Science Publishers, Hauppauge, New York, sous presse.
251. Seifert L., Boulesteix L., Carter M., & Chollet D. (2005a). The spatial-temporal and coordinative structure in elite men 100-m front crawl swimmers, *International Journal of Sport Medicine*, 26, 4, 286-293.
252. Seifert L., Boulesteix L., & Chollet D. (2004a). Effect of gender on the adaptation of arm coordination in front crawl, *International Journal of Sport Medicine*, 25, 3, 217-223.
253. Seifert L., Boulesteix L., Chollet D., & Vilas-Boas J.P. (2008a). Difference in spatial-temporal parameters and arm to leg coordination in butterfly stroke regarding race pace, skill and gender, *Human Movement Science*, 27, 96-111.
254. Seifert L., Button C., & Brazier T. (2010b). Interacting constraints and coordination in swimming. In I. Renshaw, K. Davids, & G.J.P. Savelsbergh (Eds.) *Motor learning in practice: A constraints-led approach*, Routledge.
<http://www.routledge.com/books/details/9780415478632/>
255. Seifert L., Chehensse A., Tourny-Chollet C., Lemaitre F., & Chollet D. (2008b). Breathing patterns effect on arm coordination symmetry in front crawl, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 5, 1670-1676.
256. Seifert L., & Chollet D. (2005). A new index of flat breaststroke propulsion: a comparison between elite men and elite women, *Journal of Sports Sciences*, 23, 3, 309-320.
257. Seifert L., & Chollet D. (2007). Approche dynamique des coordinations en natation, *Revue EPS*, 328, 53-59.
258. Seifert L., & Chollet D. (2008). Inter-limbs coordination and constraints in swimming: a review. In N.P. Beaulieu (Ed.) *Physical activity and children: new research* (pp. 65-93), Nova Science Publishers, Hauppauge, New York.

https://www.novapublishers.com/catalog/product_info.php?products_id=6832

259. Seifert L., & Chollet D. (2009). Modelling spatial-temporal and coordinative parameters in swimming, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 495-499.
260. Seifert L., Chollet D., & Allard P. (2005b). Arm coordination symmetry and effect of breathing in front crawl, *Human Movement Science*, 24, 2, 234-256.
261. Seifert L., Chollet D., & Bardy B. (2004b). Effect of swimming velocity on arm coordination in front crawl: a dynamical analysis, *Journal of Sports Sciences*, 22, 7, 651-660.
262. Seifert L., Chollet D. & Chatard J.C. (2007a). Kinematic Changes during a 100-m Front Crawl: Effects of Performance Level and Gender, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 10, 1784-1793.
263. Seifert L., Chollet D., Pappadopoulos C., Guerniou Y., & Binet G. (2006). Longitudinal evaluation of breaststroke spatial-temporal and coordinative parameters: preparing of the 100-m breaststroke bronze medallists of the Athena 2004 Olympic Games, *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 6 (Supl. 2), 260-262.
264. Seifert L., Chollet D., & Rouard A. (2007b). Swimming constraints and arm coordination, *Human Movement Science*, 26, 1, 68-86.
265. Seifert L., Chollet D., & Sanders R. (2010c). Does breathing disturb coordination in butterfly ? *International Journal of Sport Medicine*, 31, 3, 167-173.
266. Seifert L., Daly D., Burkett B., & Chollet D. (2009b). The profile of aquatic motor skills for able-bodied and swimmers with an impairment. In L.T. Pelligrino (Ed.) *Handbook of Motor Skills: Development, Impairment and Therapy* (pp. 65-94), Nova Science Publishers, Hauppauge, New York.
- https://www.novapublishers.com/catalog/product_info.php?products_id=10288
267. Seifert L., Delignières D., Boulesteix L., & Chollet D. (2007c). Effect of expertise on butterfly stroke coordination, *Journal of Sports Sciences*, 25, 2, 131-141.
268. Seifert L., Komar J., Leprêtre P.M., Lemaitre F., Chavallard F., Alberty M., Houel N., Hauswirth C., Chollet D., & Hellard P. (2010d). Swim specialty affects energy cost and motor organization, *International Journal of Sport Medicine*, 31, 9, 624-630.
269. Seifert L., Leblanc H., Chollet D., & Delignières D. (2010e). Inter-limb coordination in swimming: effect of speed and skill level, *Human Movement Science*, 29, 103-113.
270. Seifert L., Leblanc H., Chollet D., Sanders R., & Persyn U. (2010f). Breaststroke kinematics. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.) *The world book of swimming: from science to performance*, Nova Science Publishers, Hauppauge, New York, in press.
271. Seifert L., Leblanc H., Hérault R., Button C., Komar J., & Chollet D. (en révision). Inter-subject variability in the upper-lower limb breaststroke coordination. *Human Movement Science*
272. Seifert L., Schnitzler C., Alberty M., Chollet D., & Toussaint H.M. (2010g). Arm coordination, active drag and propelling efficiency in front crawl. In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 115-117), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
273. Seifert L., Toussaint H.M., Alberty M., Schnitzler C., & Chollet D. (2010h). Arm coordination, power and efficiency in national and regional front crawl swimmers, *Human Movement Science*, 29, 426-439.
274. Seifert L., Toussaint H., Schnitzler C., Alberty M., Chavallard F., Lemaitre F., Vantorre J., & Chollet D. (2008c). Effect of velocity increase on arm coordination, active drag and intra-cyclic velocity variations in

- front crawl. In T. Nomura & B. Ungerechts (Eds) *1st International Scientific Conference of Aquatic Space Activities* (pp. 254-259), University of Tsukuba, Tsukuba, Japan.
275. Seifert L., Vantorre J., & Chollet D. (2007d). Biomechanical analysis of the breaststroke start, *International Journal of Sports Medicine*, 28, 11, 970-976.
276. Seifert L., Vantorre J., Lemaitre F., Chollet D., Toussaint H.M., & Vilas-Boas J.P. (2010i). Different profiles of the aerial start phase in front crawl, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 507-516.
277. Seifert L., Wattedled L., L'Hermette M., & Hérault R. (2010j). Inter-limb coordination variability in ice climbers of different skill levels, *3rd International Congress Complex Systems in Medicine and Sport*, 15-18 septembre, Kaunas, Lituanie, 105-106.
278. Seifert L., Wattedled L., L'Hermette M., & Hérault R. (2010k). Effect of skill level on upper/lower limb coordination in ice climbers, *11th European Workshop of Ecological Psychology*, 9-12 Juin, Fréjus, France, 68-69.
279. Sève C., Saury J., Ria L., & Durand M. (2003). Structure of expert players' activity during competitive interaction in table tennis. *Research Quarterly for Sport and Exercise*, 74, 71-83.
280. Sève C., Saury J., Theureau J., & Durand M. (2002). Activity organization and knowledge construction during competitive interaction in table tennis. *Cognitive Systems Research*, 3, 501-522.
281. Sibella F., Frosio I., Schena F., & Borghese N.A. (2007). 3D analysis of the body center of mass in rock climbing. *Human Movement Science*, 26, 841-852.
282. Sidney M., Paillette S., Hespel J.M., Chollet D., & Pelayo P. (2001). Effect of swim paddles on the intracyclic velocity variations and on the arm coordination of front crawl stroke. In J.R. Blackwell & R.H. Sanders (Eds.) *XIX International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 39-42), San Francisco.
283. Sindors W.A., Lukaski H.C., & Bolonchuk W.W. (1993). Relationships among swimming performance, body composition and somatotype in competitive collegiate swimmers. *Journal of Sports and Medicine in Physical Fitness*, 33, 166-171.
284. Sparrow W.A. (1983). The efficiency of skilled performance. *Journal of Motor Behavior*, 15, 3, 237-261.
285. Sparrow W.A. (2000). *Energetics of human activity*. Human Kinetics Publisher, Champaign, Illinois.
286. Sparrow W.A., Hugues K.M., Russell A.P., & Le Rossignol P.F. (2000). Movement economy, preferred modes, and pacing. In W.A. Sparrow (Ed.) *Energetics of human activity* (pp. 96-123), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
287. Sparrow W.A., & Newell K.M. (1998). Metabolic energy expenditure and the regulation of movement economy. *Psychonomic Bulletin & Review*, 5, 173-196.
288. Stergiou N. (2004). *Innovative analyses of human movement. Analytical tools for human movement research*. Human Kinetics, Champaign, Illinois.
289. Sternberg R.J. (1996). Costs of expertise. In K.A. Ericsson (Ed.) *The road to excellence: the acquisition of expert performance in the arts and sciences, sports, and games* (pp. 347-354). Mahway, Erlbaum.
290. Stodden D.F., Goodway J.D., Langendorfer S.J., Robertson M.A., Rudisill M.E., Garcia C., & Garcia L.E. (2008). A developmental perspective on the role of motor skill competence in physical activity: an emergent relationship. *Quest*, 60, 2, 290-306.
291. Suchman L. (1987). *Plans and situated action: The problem of human machine communication*. Cambridge, Cambridge University Press.

292. Suito H., Ikegami Y., Nunome H., Sano S., Shinkai H., & Tsujimoto N. (2008). The effect of fatigue on the underwater arm stroke motion in the 100-m front crawl. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 316-324.
293. Swinnen S.P., Jardin K., Meulenbroek R., Douskaia N. & Hofkens-Van Den Brandt R. (1997). Egocentric and allocentric constraints in the expression of patterns of inter-limb coordination, *Journal of Cognitive Neuroscience*, 9, 348-377.
294. Takagi H., Sugimoto S., Nishijima N. & Wilson B. (2004). Differences in stroke phases, arm-leg coordination and velocity fluctuation due to event, gender and performance level in breaststroke. *Sports Biomechanics*, 3, 15-27.
295. Temprado J., Della Grasta M., Farrell M., & Laurent M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve. *Human Movement Science*, 16, 653-676.
296. Temprado J.J., & Montagne G. (2001). *Les coordinations perceptivo-motrices*. Armand Colin, Paris.
297. Teulier C., & Delignières D. (2007). The nature of the transition between novice and skilled coordination during learning to swing. *Human Movement Science*, 26, 376-392
298. Teulier C., Nourrit D., & Delignières D. (2006). The evolution of oscillatory behavior during learning on a ski simulator. *Research Quarterly in Exercise and Sport*, 77, 4, 464-475.
299. Theureau J. (1992). *Le cours d'action : analyse sémio-logique : essai d'une anthropologie cognitive située*. Berne, Peter Lang.
300. Theureau J. (2004). *Le cours d'action : Méthode élémentaire*. Toulouse, Octarès.
301. Theureau J. (2006). *Cours d'action : Méthode développée*. Toulouse, Octarès.
302. Togashi, T. & Nomura, T. (1992). A biomechanical analysis of the swimmer using the butterfly stroke. In D. MacLaren, T. Reilly & A. Lees (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VI* (pp. 87-91), E & FN Spon, London.
303. Tokuyama H., Okamoto T., & Kumamoto M. (1976). Electromyographic study of swimming in infants and children. In P.V. Komi (Ed) *Biomechanics V-B, International Series on Biomechanics* (pp. 215-221), vol. IB. Baltimore, University Park Press
304. Tourny-Chollet C., Seifert L., & Chollet D. (2009). Effect of force symmetry on coordination in crawl, *International Journal of Sports Medicine*, 30, 3, 182-187.
305. Toussaint H.M. (1990). Differences in propelling efficiency between competitive and triathlon swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 409-415.
306. Toussaint H.M., Beelen A., Rodenburg A., Sargeant A.J., de Groot G., Hollander A.P., & van Ingen Schenau G.J. (1988a). Propelling efficiency of front crawl swimming. *Journal of Applied Physiology*, 65, 2506-2512.
307. Toussaint H.M., Carol A., Kranenborg H. & Truijens M. (2006). Effect of fatigue on stroking characteristics in an arms-only 100-m front-crawl race. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 1635-1642.
308. Toussaint H.M., de Groot G., Savelberg H.H.C.M., Vervoorn K., Hollander A.P., & van Ingen Schenau G.J. (1988b). Active drag related to velocity in male and female swimmers. *Journal of Biomechanics*, 21, 435-438.
309. Toussaint H.M., & Hollander A.P. (1994). Energetics of competitive swimming. *Sports Medicine*, 18, 384-405.

310. Toussaint H.M., Hollander A.P., van den Berg C., & Vorontsov A. (2000). Biomechanics of swimming. In W.E. Garrett, & D.T. Kirkendall (Eds.) *Exercise and Sport Science* (pp. 639-660). Philadelphia, Lippincott, Williams & Wilkins.
311. Toussaint H.M., Knops W., de Groot G., & Hollander A.P. (1990). The mechanical efficiency of front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 402-408.
312. Toussaint H.M., & Truijens M. (2005). Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Animal Biology*, 55, 1, 17-40.
313. Turvey M.T. (1992). Ecological foundations of cognition: invariants of perception and action. In H.L., Pick, P. van den Broek, & D.C. Knill (Eds.) *Cognition: Conceptual and methodological issues*. APA, Washington.
314. Turvey M.T. (2004). Impredicativity, dynamics and the perception-action divide. In V.K. Jirsa, & J.A.S. Kelso (Eds.) *Coordination dynamics: Issues and trends* (pp. 1-20), Springer Verlag, Berlin.
315. Turvey M.T. (2007). Action and perception at the level of synergies. *Human Movement Science*, 26, 657-697.
316. Ungerechts B.E. (1988). The relation of peak body acceleration to phases of movements in swimming. In B.E. Ungerechts, K. Wilke, & K. Reischle (Eds.), *Swimming Science V* (pp. 61-66), Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers.
317. Vaccaro P., Ostrove S.M., Vandervelden L., Goldfarb D.H., Clark D.H., & Drummer G.M. (1984). Body composition and physiological responses of masters female swimmers 20 to 70 years of age. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 55, 278-284.
318. Vantorre J., Seifert L., Bideau B., Nicolas G., R.J. Fernandes, J.P. Vilas-Boas, & Chollet D. (2010a). Influence of swimming start styles on biomechanics and angular momentum. In P.L. Kjendlie, R. Stallman, & J. Cabri (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 180-182), Oslo, Université d'Oslo, Norvège.
319. Vantorre J., Seifert L., Fernandes R.J., Vilas Boas J.P., & Chollet D. (2010b). Kinematical profiling of the front crawl start, *International Journal of Sport Medicine*, 31, 16-21.
320. Vantorre J., Seifert L., Fernandes R.J., Vilas Boas J.P., & Chollet D. (2010c). Comparison of grab start between elite and trained swimmers. *International Journal of Sport Medicine*, sous presse.
321. van Emmerik R.E.A., Rosenstein M.T., McDermott W.J., & Hamill J. (2004). A nonlinear dynamics approach to human movement, *Journal of Applied Biomechanics*, 20, 396-420.
322. van Emmerik R.E.A., & van Wegen E.E.H. (2000). On variability and stability in human movement. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 394-406.
323. Varela F.J. (1989a). *Invitation aux sciences cognitives*. Points, Seuil, Paris.
324. Varela F. J. (1989b). *Autonomie et connaissance. Essai sur le vivant*. Seuil, Paris.
325. Vennell R., Pease D., & Wilson B. (2006). Wave drag on humans swimmers. *Journal of Biomechanics*, 39, 664-671.
326. Vereijken B., Van Emmerick R.E.A., Whiting H.T.A., & Newell K.M. (1992). Freezing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior*, 24, 133-142.
327. Vermersch P. (1994). *L'entretien d'explicitation en formation initiale et en formation continue*. Paris, ESF.

328. Vilas-Boas J.P. (1996). Speed fluctuations and energy cost of different breaststroke techniques. In J.P. Troup, A.P. Hollander, D. Strasse, S.W. Trappe, J.M. Cappaert & T.A. Trappe (Eds.) *Biomechanics and Medicine in Swimming VII* (pp. 167-171), London, E & FN Spon.
329. Vilas Boas J.P., Fernandes R.J., & Barbosa T.M. (2010). Intra-cycle velocity variations, swimming economy, performance and training in swimming. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.) *The world book of swimming: from science to performance*, Nova Science Publishers, Hauppauge, New York.
330. Vilas-Boas J.P., & Santos P. (1994). Comparison of swimming economy in three breaststroke techniques. In M. Miyashita, Y. Mutoh & A.B. Richardson (Eds.) *Medicine and Science in Aquatic Sports* (pp. 48-54), Basel, Karger.
331. Villame T. (2004). Conception de systèmes d'assistance au conducteur : comment prendre en compte le caractère, dynamique et situé de la conduite automobile ? Cognition située et conception de systèmes d'assistance au conducteur. @ctivités, 1, 2, 146-169. <http://www.activites.org/v1n2/villame.pdf>
332. von Foerster H. (1962). *Principles of self-organization*. Pergamon Press, New York.
333. von Neumann J. (1966). *Theory of self-reproducing automata*. University of Illinois Press, Urbana.
334. Ward P., Hodges N.J., Williams A.M., Starkes J.L. (2004). Deliberate practice and expert performance. In A.M. Williams, & N.J. Hodges (Eds.) *Skill acquisition: Research, theory and practice* (pp. 231-258), Routledge, New York.
335. Warren W.H. (1984). Perceiving affordances: The visual guidance of stair climbing. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 10, 683-703.
336. Whitaker D. (1992). *The hockey workshop, a complete game guide*. The Crowood Press, Marlborough.
337. Williams A.M., Davids K., & Williams J.G. (1998) *Visual Perception and Action in Sport*, E & FN Spon, London, England.
338. Yeater R.A., Martin R.B., White M.K., & Gilson K.H. (1981). Tethered swimming forces in the crawl, breast and back strokes and their relationship to competitive performance. *Journal of Biomechanics*, 14, 527-537.
339. Zamparo P. (2006). Effects of age and gender on the propelling efficiency of the arm stroke. *European Journal of Applied Physiology*, 97, 52-58.
340. Zamparo P., Antonutto G., Capelli C., Francescato M.P., Girardis M., & Sangoi R. (1996). Effects of body size, body density, gender and growth on underwater torque. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 6, 273-280.
341. Zamparo P., Pendergast D.R., Mollendorf J., Termin A. & Minetti A.E. (2005). An energy balance of front crawl. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 134-144.
342. Zamparo P., Pendergast D.R., Termin B., & Minetti A.E. (2002). How fins affect the economy and efficiency of human swimming. *Journal of Experimental Biology*, 205, 2665-2676.
343. Zanone P.G., & Kelso J.A.S. (1992). Evolution of behavioral attractors with learning: Nonequilibrium phase transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 403-421.
344. Zanone P.G., & Kelso J.A.S. (1997). Coordination dynamics of learning and transfer: collective and component levels. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 23, 5, 1454-1480.

- 345.Zanone P.G., Kostrubiec V., Albaret J.M., & Temprado J.J. (2010). Covariation of attentional cost and stability provides further evidence for two routes to learning new coordination patterns. *Acta Psychologica*, 133, 107–118.
- 346.Zwirn H.P. (2006). *Les systèmes complexes*. Odile Jacob, Paris.