



Rapport de recherche présenté en vue de l'obtention du  
MASTER RECHERCHE SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

PARCOURS CONTRÔLE PARCEPTIVO-MOTEUR ET APPRENTISSAGE

E.A 2991 Efficience et Déficience Motrices

LA DYNAMIQUE DES STRATEGIES POSTURALES DE PATIENTS PARAPLEGIQUES  
VERTICALISES SOUS STIMULATION ELECTRIQUE FONCTIONNELLE.

présenté par  
SIMON Claire

Sous la direction de  
DELIGNIERES Didier (PU)  
GUIRAUD David

Juin 2006

## 1. INTRODUCTION

La recherche sur la restauration du mouvement de membres paralysés se divise en une partie médicale (e.g., protocoles chirurgicaux, protocoles de rééducation) et technique (e.g., implants, informatique et automatique). C'est en cherchant à combler quelque peu ce décalage que des chercheurs du LIRMM<sup>1</sup> ont tenté de fonder une équipe pluridisciplinaire. Ainsi, sous l'initiative de D. Guiraud, une entité de recherche spécifique d'une nouvelle thématique transversale sous le nom de DEMAR (DEambulation et Mouvement ARTificiel) s'est mise en place. Cette collaboration entre le LIRMM, l'INRIA<sup>2</sup>, le CNRS et l'UFR STAPS de Montpellier I a des objectifs aussi bien théoriques qu'expérimentaux. La finalité étant bien définie : concevoir un système complet de Stimulation Electrique Fonctionnelle (i.e., SEF) permettant aux paraplégiques de retrouver une certaine autonomie et un confort de vie amélioré.

Dans la problématique du projet global, certains obstacles scientifiques sont apparus, notamment concernant la compréhension du mouvement humain en soi, pour des champs scientifiques essentiellement techniques (i.e, LIRMM et INRIA). L'intégration de l'action coopérative du patient (tronc-bras-déambulateur) sous SEF, est primordiale mais terriblement complexe compte tenu de l'interaction des actions volontaires, réflexes et passives du patient, mais aussi d'autres contraintes environnementales, psychologiques et sociales.

C'est alors que l'intérêt des outils théoriques et méthodologiques transversaux de l'approche dynamique des coordinations, qui émergea durant les années quatre-vingt (Kelso, 1981), est apparue comme un formidable éclairage. En effet, les sciences de la complexité, appliquées aux coordinations motrices regroupent justement des disciplines qui ont en commun l'étude de systèmes complexes (e.g., Haken, 1983). La posture semble d'ailleurs tout à fait pouvoir être appréhendée comme un système complexe (Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999). C'est ce que nous verrons au cours de cette introduction.

### 1.1 La verticalisation des paraplégiques, un objectif médical et scientifique

La **paraplégie** est une paralysie des deux membres inférieurs, de tout le tronc ou d'une partie du tronc selon le niveau de la lésion. Elle est due à une lésion de la moelle épinière dorsale, lombaire ou sacrée, causée le plus souvent par un accident, ou une blessure. Elle peut être secondairement due à une autre forme d'atteinte médullaire (i.e., disque intervertébral, tumeur, lésions vasculaires), à la sclérose en plaques, à une infection, un abcès de la moelle

---

<sup>1</sup> LIRMM : Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier

<sup>2</sup> INRIA : Institut de Robotique et d'Informatique Appliqué

épinière, ou à une malformation congénitale. Dans le cas d'une paraplégie traumatique, la boucle spinale réflexe fonctionne toujours, mais les patients ne peuvent plus contrôler les muscles des membre sous lésionnels.

Depuis cinquante ans, la prise en charge des paraplégiques s'est beaucoup améliorée (Boccardi & Ferrarin, 2005). On s'est par exemple rendu compte que la station debout et la marche apportent d'importants bénéfices aux paraplégiques, outre la signification fonctionnelle et psychologique fondamentale. La charge est essentielle pour la conservation d'un bon contenu calcique des os, et donc pour la prévention des fractures du paraplégique. La circulation est activée, notamment dans ses composantes cardiaques et périphériques et en particulier au niveau tissulaire. La fonction rénale, la plus fragile chez le paraplégique, serait ainsi protégée et la décharge de la région ischiatique, comprimée lors de la station en fauteuil aide à la prévention des redoutables escarres ischiatiques (Boccardi & Ferrarin, 2005). Nous comprenons alors mieux la nécessité médicale, en plus des bénéfices psychologiques et fonctionnels, de verticaliser les patients paraplégiques.

## 1.2 Des champs et objets de recherche différents

Différentes recherches avec pour objectif la verticalisation du patient paralysé ont alors évolué dans plusieurs champs distincts comme en neurophysiologie, en rééducation clinique et robotique. Par exemple, toutes les orthèses destinées au paraplégique doivent maintenir le genou et l'articulation tibiotarsienne (knee-ankle-foot orthosis) avec l'addition d'une pièce au niveau de la hanche, d'une ceinture pelvienne supplémentaire et éventuellement d'un corset (Boccardi & Ferrarin, 2005). Ainsi, tout un champ de recherche essaye d'améliorer la fonctionnalité de ces orthèses (e.g., Moynahan, 1995 ; Middleton, Sinclair, Smith, & Davis, 1999). Mais l'appareillage ne représente une solution au problème de la marche que chez un nombre limité de paraplégiques complets présentant des lésions de niveaux plutôt bas. De plus, les inconvénients principaux sont le temps et l'aide nécessaire pour mettre les orthèses, l'obligation d'un appui sur des béquilles, la lenteur de la marche, le coût énergétique élevé, l'impossibilité de se déplacer sur le côté et de monter des marches (Boccardi & Ferrarin, 2005). Ainsi, 65% des patients en France, 75% aux USA, en Italie, et en Angleterre abandonnent leurs orthèses six mois à un an après leur retour à domicile (Plassat, 2005).

Cette branche de recherche n'a donc pas totalement fait ses preuves et la recherche médicale visant la reconstruction de la moelle épinière doit encore prouver sa faisabilité sur l'homme, même si des progrès considérables ont été effectués sur la limitation de l'étendue de la lésion (Privat, Ribotta, & Orsal, 2000).

### 1.3 La stimulation électrique fonctionnelle

La restauration du mouvement paralysé par SEF consiste à stimuler électriquement des muscles encore innervés mais soustraits par une lésion organique au contrôle volontaire. Cette méthode est bénéfique car elle permet la conservation des facteurs trophiques du muscle (Boccardi & Ferrarin, 2005). Les patients pouvant bénéficier de ce traitement sont ceux avec une blessure médullaire comprise entre T4 et T11 (Boccardi & Ferrarin, 2005), car à un niveau plus élevé, cela conduirait à un contrôle insuffisant des mouvements du tronc voir du haut du corps. Un niveau plus bas engendrerait une paralysie locale plus ou moins importante, qui rendrait inefficace une stimulation des membres inférieurs. Les stimuli électriques pour contracter le muscle sont envoyés environ toutes les 10 à 300  $\mu$ s à une fréquence de 10 à 50 Hz selon le type ou groupe de fibres stimulés, et la cartographie musculaire de l'individu. Mais cette méthode pose certains problèmes et notamment celui de la fatigue musculaire importante due au recrutement aléatoire des unités motrices par le courant électrique et l'absence du « turnover » des fibres musculaires activées (Gregory & Bickel, 2005). De plus, la paraplégie occasionne une reconversion des fibres lentes en fibres rapides qui sont les plus facilement excitables, mais les plus fatigables également. Différentes études se penchent sur ce problème en proposant par exemple de diminuer la fatigue par la stimulation successive de différents chefs musculaires de façon à alterner et répartir les forces musculaires (pour une revue : Gregory & Bickel, 2005). Et si le principe de la SEF n'a pas changé, chaque équipe se spécialise dans des formes, paramètres et sites de stimulation différents. Mais ces recherches ne sont qu'à leur début, et nous ne pouvons profiter des infimes avancées pour l'instant. Ainsi, en ce qui concerne notre étude, la stimulation électrique sera administrée selon la loi du « tout ou rien » par un stimulateur externe PROSTIM<sup>3</sup>, et sera non invasive.

### 1.4 Verticaliser par stimulation électrique externe

De nos jours, les recherches en robotique sont de plus en plus spectaculaires dans certaines équipes (e.g., Popovic, Radulovic, Schwirtlich, & Jaukovic, 2003), mais le fossé avec la réalité de la réadaptation clinique est trop important pour que l'implantation soit largement acceptée par les patients et le monde médical. De plus, on estime à 5 à 10 % le nombre de patients pouvant tirer profit d'une stimulation implantée par SEF car les facteurs d'inclusion sont nombreux, les rejets sont possibles et nous manquons de recul (Donaldson, Wood, & McFaden., 2001). Mais ce n'est pas tout, avant d'implanter les patients il faut au préalable chercher à comprendre comment interagissent les mouvements sous contrôle volontaire avec

---

<sup>3</sup> Ce stimulateur PROSTIM a été conçu par un ingénieur du LIRMM (Montpellier II).

les mouvements sous SEF (Davoodi, Kamnik, Andrews, & Bajd, 2001). Commencer par rééduquer les patients en les habituant à la SEF externe tout d'abord, nous permettrait de conserver les facteurs trophiques musculaires mais également de mieux comprendre la dynamique des coordinations. Ainsi, 90 % de patients pourraient bénéficier d'une verticalisation thérapeutique par SEF sous surveillance médicale et scientifique (Donaldson et al., 2001). C'est pourquoi, nous chercherons dans cette étude à verticaliser des patients paraplégiques par SEF externe. Par ailleurs, pour que la verticalisation par SEF se fasse dans les meilleures conditions, il doit y avoir coordination entre les mouvements sous contrôle volontaire avec ceux sous SEF. Cette synergie entre la SEF et l'activité du patient est primordiale pour des raisons d'équilibre mais également pour diminuer la fatigue musculaire. C'est dans cet objectif qu'il nous semble essentiel d'identifier les stratégies posturales spontanées de ces patients sous SEF et de prendre cela comme un point de départ vers un apprentissage ultérieur.

#### 1.5 Etat de l'art de la caractérisation de la posture du paraplégique verticalisé

Depuis une vingtaine d'années, toutes les études qui s'intéressent au contrôle postural de paraplégiques assis (e.g., Seelen, Potten, Huson, Spaans, & Reulen, 1997), en station érigée sous stimulation électrique en comparaison avec des orthèses (e.g., Moynahan, 1995), n'enregistrent que l'EMG (i.e., Electromyographie) et l'évolution du centre de pression (Middleton, et al., 1999). Bien que ces études comparent également différents groupes de patients avec des lésions plus ou moins hautes ou importantes, elles ne sont que partielles. Certes, ces études nous renseignent sur l'émergence de nouvelles stratégies musculaires comme la co-contraction de muscles non posturaux (e.g., grand dorsal, partie supérieure des trapèzes, grand pectoral et grand dentelé). Nous apprenons que les sujets proposent des stratégies d'autant plus originales que leur lésion serait haute, ce qui requiert, en effet, plus d'adaptation. Mais aucun autre lien entre les patients n'a été proposé. De plus, chaque étude finit par conclure sur l'existence de stratégies « personnelles », tant la variabilité temporelle du timing de l'EMG enregistré ou du centre de pression est importante (e.g., Moynahan, 1995). Ces études ne semblent donc pas satisfaisantes pour caractériser les « stratégies posturales » de patients paraplégiques assis ou verticalisés sous SEF, car connaître les stratégies neuromusculaires nous renseigne peu sur la dynamique de la coordination. Ainsi, nous rejoignons Marin (1998) qui, dans sa thèse sur l'émergence des coordinations posturales, souligne un point important après avoir analysé certains articles décrivant des stratégies posturales (e.g., Nashner & McCollum, 1985) : la définition des stratégies neuromusculaires développée par Nashner et ses collaborateurs, qui se base sur l'analyse de l'activité musculaire

et suppose que ce niveau d'analyse est équivalent à celui de la cinématique des segments, est discutable. En effet, *la relation entre ces niveaux n'est pas univoque* (Bernstein, 1967). Une même activité musculaire peut avoir des conséquences différentes sur le mouvement des segments en fonction de la position initiale des membres, des conditions de réalisation, ou de l'activité des autres groupes musculaires (Faugloire, 2005). Marin (1998) *rejette ainsi la correspondance directe entre le niveau cinématique et les autres niveaux d'analyse* (i.e., cinétique, électromyographique, neural ou sensoriel). En effet, un phénomène présent à un niveau d'analyse peut entraîner plusieurs effets à d'autres niveaux, ce qui n'est pas sans nous rappeler un postulat de base de la théorie du Chaos (Gleick, 1987). Par exemple, la contraction de certaines fibres n'entraîne pas de manière linéaire la contraction de certains muscles puisque différentes contraintes comme la fatigue ou la température entrent en jeu. De même, la contraction de certaines fibres ou groupes musculaires n'entraînent pas forcément un patron cinématique identique. Le niveau musculaire, semble ne pas suffire pour analyser les coordinations posturales puisque l'on peut produire différents mouvements avec la même activité musculaire. Ceci a par exemple été illustré par Riccio et Stoffregen (1988) avec les cas de l'inclinaison du tronc sur les cuisses qui, au niveau cinétique, produit les même forces de cisaillement que le mouvement de la tête sur le tronc. Il y a donc équivalence de la force cinétique alors que les deux patrons cinématiques sont différents.

Ainsi, nous pensons qu'il serait plus informatif d'analyser le comportement de nos patients verticalisés sous SEF d'un point de vu cinématique plus macroscopique. De plus, n'étudier que les trajectoires du centre de pression pour façonner les futurs contrôleurs artificiels (Popovic et al., 2000) n'est pas suffisant dans la mesure

où cela ne permet pas de distinguer les différents attracteurs dynamiques du contrôle postural (Newell, Van Emmerick, Lee, & Sprague, 1993). Un contrôleur artificiel (Figure 1.1) est un système associé à la SEF permettant, dans ce cas, de corriger la posture en stimulant certaines groupes

musculaires, d'après les trajectoires du centre de pression. En effet, supposer que la variabilité du centre de pression signifie une stabilité du système postural, sans considérer la dynamique du système postural semble incorrect (Newell et al., 1993). La compréhension du type d'attracteur qui représente géométriquement les états d'équilibre, est primordiale puisque c'est ce mécanisme qui est à l'origine de la dynamique du centre de pression. D'après les principes

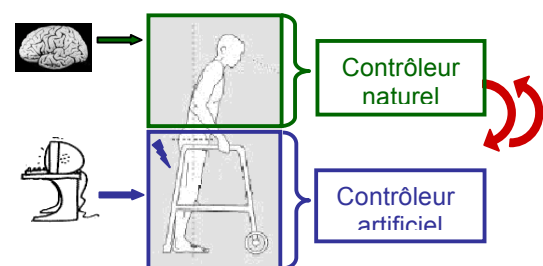


Figure 1.1 Vers une collaboration active des contrôleurs artificiel et naturel.

de la physique des systèmes dissipatifs, un mode de coordination attracteur est une organisation spatio-temporelle qualitative particulière vers laquelle évoluent les trajectoires dans l'espace des phases, indépendamment des conditions initiales (Newell, 1996). Nous tenterons donc au cours de cette étude d'identifier l'attracteur, en terme d'interaction préférentielle entre le haut et le bas du corps d'un groupe de patients paraplégiques verticalisés sous SEF.

#### 1.6 Pour un re-positionnement théorique de l'analyse des coordinations posturales

Nous nous positionnons alors en faveur du point de vue soutenu par Bardy et coll. (e.g., Bardy et al., 1999 ; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002 ; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999b) qui ont enregistré la cinématique angulaire des hanches et des chevilles. Ces auteurs ont appréhendé le processus de coordination comme le mouvement d'un système physique et étudié le comportement du système postural avec comme cadre de référence la théorie des systèmes dynamiques non linéaires (Haken, Kelso, & Bunz, 1985 ; Kelso, 1995). Ces recherches ont pour objectif de « résumer » l'auto-organisation du comportement d'un point de vue plus macroscopique en cherchant à identifier les attracteurs du système postural. Mais quel est donc plus précisément ce point de vue concernant le contrôle postural sous l'angle de l'approche dynamique ?

#### 1.7 Un système postural complexe et auto-organisé

La posture selon l'approche dynamique est appréhendée comme un système complexe (Riccio & Stoffregen, 1988), sur lequel trois types de contraintes sont susceptibles d'interagir. Ce sont les contraintes intrinsèques (i.e., liées au sujet), les contraintes environnementales (i.e., liées aux propriétés du milieu dans lequel évolue le sujet) et les contraintes intentionnelles (i.e., liées aux propriétés du but de la tâche à réaliser) (Newell, 1986 ; Marin, 1998). Mais la complexité ne s'arrête pas là car le corps humain est formé de milliards de cellules, d'environ huit cent muscles et d'une centaine de degrés de liberté. Ainsi, pour produire un mouvement spécifique qui répond à un but précis, il faut établir une relation fonctionnelle entre un nombre élevé de degrés de liberté. Le contrôle postural, qui met en jeu plusieurs centaines de degrés de liberté, c'est à dire de connexions à contrôler peut donc être considéré comme un système complexe. La posture pourrait ainsi être considérée comme une organisation multi-articulaire de l'ensemble du corps permettant de maintenir l'équilibre (Massion, 1992 ; McCollum & Leen, 1989) et de réaliser un mouvement volontaire (Marin, 1998). Ainsi, la posture s'envisagerait plutôt comme une activité continue et dynamique, indissociable de l'action finalisée (Riccio & Stoffregen, 1988). Les tenants de l'approche dynamique soutiennent qu'aucun système n'est en mesure de contrôler, paramétrer, programmer de concert la position, la vitesse, la distance, la tension musculaires,...de chacune des activités musculaires, sans oublier les activités

cognitives humaines comme la motivation, l'anxiété, la peur, le stress... (Marin, 1998). La coordination inter-segmentaire est alors considérée comme une propriété émergente des contraintes du système sujet-environnement, plutôt que provenant d'une organisation neuromusculaire centrale comme cela a d'ailleurs été montré (Bardy et al., 1999).

### 1.8 Un contrôle postural économique pouvant être résumé

L'approche dynamique cherche alors à identifier des unités fonctionnelles (e.g., Kelso, 1995) susceptibles de « résumer » la coordination grâce la mise en évidence de couplages entre ces degrés de liberté. L'organisme, est considéré comme capable d'économie, en réduisant le nombre de degrés de liberté à contrôler à quelques patrons comportementaux, grâce à des couplages préférentiels entre des degrés de liberté du système (Bernstein, 1967). L'émergence de ces couplages ou « actions collectives » de manière auto-organisée, serait le fruit d'une interaction coopérative et/ou compétitive entre tous les éléments constituant chaque système. Modéliser ces « variables collectives » ou « paramètre d'ordre » qui résumant le comportement de manière macroscopique, nous semble intéressant (Haken, Kelso, & Bunz, 1985). Par exemple, d'après Bardy et al. (1999) l'amplitude et le déplacement de la tête seraient des paramètres de contrôle de la posture et la phase relative (i.e., relation de position entre les hanches et les chevilles dans l'espace des phases), un paramètre d'ordre. Le paramètre de contrôle étant la variable permettant de modifier l'état du système, c'est-à-dire le paramètre d'ordre du système. Ce paramètre n'est en aucun cas un contrôleur qui prescrit les changements comportementaux mais une simple contrainte aspécifique dans la mesure où ce paramètre peut revêtir plusieurs aspects comme la fréquence d'oscillation (Kelso, 1995), la vitesse de marche (Diedrich & Warren, 1995) ou encore l'amplitude des oscillations posturales (Bardy et al., 1999). Le changement de la valeur du paramètre de contrôle a pour conséquence première d'augmenter l'instabilité de l'état adopté par le système. La perte de stabilité du système se traduit alors par une augmentation de la variabilité du paramètre d'ordre aussi appelé fluctuation.

En étudiant le système postural sous l'angle de l'approche dynamique, Bardy et al. (1999) ont observé la convergence des coordinations posturales vers deux modes de phase relative (i.e., rapport de phase) hanche-cheville : un mode proche de la phase (i.e., phase relative d'environ 20°) pour lequel les deux articulations bougent dans la même direction de façon quasi synchrone et un mode en anti-phase (i.e., phase relative d'environ 180°), pour lequel les articulations bougent simultanément dans des directions opposées. Ces deux modes de phase relative représentent en quelque sorte des attracteurs du système postural pour des sujets sains.

### 1.9 Identifier l'organisation spatio-temporelle segmentaire comme point de départ d'une thérapie.

Dès 1988, Glass et Mackey utilisaient le terme de « maladies dynamiques » pour parler des maladies des systèmes biologiques avec une organisation inter et intra-segmentaire spatio-temporelle anormale (Scholz, 1990). En 1990, Scholz propose d'utiliser l'approche dynamique pour évaluer des dysfonctionnements moteurs et améliorer la thérapie (Wagenaar & Van Emmerick, 1996). Il suggère que distinguer le paramètre d'ordre et le paramètre de contrôle permet de découvrir la dynamique intrinsèque pathologique, c'est-à-dire d'identifier le paysage des patrons de coordinations dysfonctionnelles présentes.

Suite à cela, des auteurs ont montré par exemple qu'augmenter progressivement la vitesse de locomotion de parkinsoniens influençait de façon bénéfique la rigidité et les tremblements pathologiques et augmentait la stabilité du patron de marche (Wagenaar & Van Emmerik, 1996). Les approches dynamique et écologique semblent donc intéressantes pour caractériser les comportements pathologiques et mieux « résumer » leurs dysfonctionnements (pour une revue : Van Wieringen, 1996). Les mouvements pathologiques ne sont pas que la conséquence d'anormalités structurelles, mais peuvent être compris comme une organisation spatio-temporelle anormale dans le couplage perception-action et dans la coordination. Il serait ainsi de prime importance d'identifier la dynamique des coordinations pathologiques, c'est-à-dire le paramètre d'ordre, mais également le paramètre de contrôle pouvant déstabiliser cette organisation dysfonctionnelle (Scholz, 1990). Ces informations comportementales pouvant ensuite être réutilisées lors de la thérapie, d'où l'intérêt de notre travail.

### 1.10 Problématique et hypothèse

Envisager une implantation d'électrodes pour que des paraplégiques puissent se tenir debout lorsqu'ils le souhaitent, est un objectif à très long terme. Mais de nos jours, il est techniquement possible de verticaliser des patients paraplégiques par SEF pour des bénéfices physiologiques et psychologiques. Pourtant, la verticalisation par SEF est loin d'être généralisée dans les centres de rééducation. Le chemin à parcourir entre ces deux objectifs, nécessite une véritable analyse comportementale, prélude à d'éventuelles innovations technologiques. En effet, analyser les stratégies posturales spontanées des patients avant d'envisager un éventuel apprentissage est nécessaire car une posture équilibrée dépend d'une véritable synergie entre l'activité du patient et la stimulation électrique (Davoodi et al., 2001). Nous pensons donc qu'il faut analyser la coordination entre les mouvements volontaires du patients (i.e., tronc et membres supérieurs) et les mouvements des membres inférieurs sous SEF (Figure 1.1). C'est pour cela que nous avons choisi d'étudier les stratégies posturales de paraplégiques verticalisés

par SEF sous l'angle de l'approche des systèmes dynamiques complexes. Ceci, afin d'identifier en termes d'attracteurs, les interactions préférentielles existant entre le haut et le bas du corps des patients. Nous pensons en effet que pour véritablement étudier la coordination posturale il faut avoir une idée des interactions segmentaires entre les composants du système postural (Newell et al., 1993).

De plus, bien que n'autorisant aucune comparaison directe, les diverses études sur les stratégies posturales de paraplégiques ne nous permettaient pas d'avoir une idée macroscopique de l'interaction entre les mouvements du haut du corps et ceux sous SEF. Ceci constituera donc le premier objectif de notre étude. Puis, nous chercherons à analyser l'efficacité de cette coordination en étudiant l'effort des membres supérieurs porté sur les poignées.

Pour étudier cela, nous avons réalisé une expérimentation dans laquelle les membres inférieurs de paraplégiques ont été stimulés électriquement, afin de pouvoir être verticalisés. Les patients devaient chercher à se tenir le plus équilibrée possible (i.e., en alignant tête-bassin-chevilles) afin de placer leur centre de gravité au dessus de leurs appuis. Pour les aider à suivre notre consigne, nous avons donné aux sujets un feedback visuel, qui est le retour vidéo de leur propre profil, transmis sur un mur devant eux. Ce feedback visuel est d'ailleurs le seul feedback sensoriel avec le feedback proprioceptif (i.e., contact haptique des membres supérieurs) intact chez les patients paraplégiques (Middleton et al., 1999). De plus, ce feedback visuel constitue un « focus externe » dans la mesure où cela permet aux sujets de diriger leur attention sur un événement en quelque sorte extérieur à leur corps (Shea & Wulf, 1999). Ceci leur permet également d'acquiescer une posture érigée et non affaissée, car sans feedback visuel, les patients auraient regardé leurs membres inférieurs. Ce feedback visuel « online » leur permet de vérifier l'état de leur équilibre postural en constituant une « connaissance du résultat ». Nous veillerons ainsi à faciliter leur contrôle postural, car cette verticalisation sous SEF est une tâche déjà très déstabilisante en soi et tout à fait inédite pour ces sujets.

L'approche dynamique caractérise les coordinations perceptivo-motrices par la présence de modes de coordinations préférentiels stables et disponibles dans le répertoire du sujet sans apprentissage préalable (Temprado & Montagne, 2001). Ces interactions émergeraient de façon spontanée d'un réseau de contraintes intrinsèques, extrinsèques et environnementales (Newell, 1986). Et nous nous trouvons bien face à une situation totalement inédite avec un réseau de contraintes unique, puisque aucun de nos sujets n'avait été verticalisé sous stimulation électrique fonctionnelle. Ainsi, nous faisons l'hypothèse que, bien que nos sujets soient tous différents, ils se trouvent dans le même réseau de contraintes, ce qui aurait pour conséquence l'émergence d'un patron de coordination commun aux sujets. Nous pensons donc pouvoir

observer le premier stade de l'apprentissage, à savoir le *stade de coordination* au cours duquel le sujet apprend à élaborer de nouvelles relations entre les éléments du système spécifique aux contraintes de la tâche (Newell, 1991).

## 2.1 METHODE

### 2.1 Sujets

Les patients retenus pour l'étude devaient satisfaire certains critères d'inclusion. Ont été retenus des patients majeurs de moins de 60 ans et volontaires, hospitalisés en centre de rééducation fonctionnelle ou externes, en phase de rééducation secondaire ou en phase de rééducation primaire (i.e., stabilité neurologique supérieure à six mois). La paraplégie ASIA A (i.e., complet moteur et sensitif), devait être d'origine traumatique et de niveau lésionnel T4-T12. La spasticité devait être inférieure à 2/4 sur l'échelle d'Aschworth modifiée. Les patients devaient être régulièrement verticalisés et assumer leur indépendance dans les transferts et la propulsion en fauteuil roulant. Une cartographie électrique des muscles grands fessiers, moyens fessiers, quadriceps, ischio-jambiers internes et externes, tibial antérieur, et du nerf peroneal (SPE) a été réalisée par un médecin pour ne retenir que les patients dont la contraction musculaire était de 3/5 voir 4/5 sur l'échelle de cotation musculaire MRC <sup>4</sup>. Les critères d'exclusion étaient les diverses pathologies dont souffrent les paraplégiques (i.e., trouble axial, escarres, contractures, pathologies cardio-vasculaire). Quatre patients paraplégiques de sexe masculin (Tableau I) ont participé à cette expérimentation après acceptation d'un CCPPRB<sup>5</sup> présentant notre protocole.

Tableau I : Caractéristiques des sujets

	Age	Poids	Taille	Lésion	Traumatisme	Muscles non stimulables
Sujet 1	30	78Kg	1m84	T7-T8	2 ans	néant
Sujet 2	29	80Kg	1m80	T5	6 mois	néant
Sujet 3	50	82Kg	1m85	T7	13 ans	néant
Sujet 4	19	100Kg	1m88	T12	1 an	Jambier antérieur

Ces patients ont ensuite participé à cinq séances d'entraînement à la stimulation électrique fonctionnelle avec un kinésithérapeute et comme critère de stimulation un seuil d'intensité et de diffusion inférieure à 150 mA. La fréquence moyenne de stimulation était de 25Hz et la largeur d'impulsion d'environ 300µs.

<sup>4</sup> Medical Research Council of Great Britain

<sup>5</sup> Comité Consultatif de Protection des Personnes se prêtant à des Recherches Biomédicales

### 2.1.2. Dispositif et matériel

Les patients étaient placés sur une chaise entre des barres parallèles utilisées en kinésithérapie (Figure 2.1). Le comportement des patients était enregistré grâce à un système Vicon370 (Biometrix) qui capturait le déplacement de seize capteurs réfléchissants placés sur le corps. Des capteurs sur les oreilles, les épaules, le dos, les hanches, les bras et l'avant bras, les cuisses, les jambes et chevilles ont été placés en référence aux récents ajustements de l'échelle de Zatsiorsky-Seluyanov's par Paolo de Leva (1996). Les mesures d'efforts des membres supérieurs ont été réalisées grâce à des capteurs d'effort à six degrés de liberté intégrés à des poignées fixées sur les barres parallèles (Figure 2.2). Une caméra vidéo était placée sur le côté du patient afin de filmer leur profil des pieds à la tête (Figure 2.1). L'image était ensuite transmise par rétroprojecteur sur un écran situé devant le patient, afin de pallier par feedback visuel les déficiences sensorielles dont souffrent les patients paraplégiques (Middleton al., 1999).



Figure 2.1 : Dispositif expérimental



Figure 2.2 : Sujet 1 verticalisé

### 2.1.3. Tâche et procédure

La semaine d'entraînement à la stimulation électrique fonctionnelle comprenait cinq séances de 1h30 à 2h où les muscles étaient stimulés électriquement par un kinésithérapeute sur le patient allongé. Cette semaine était suivie de deux jours de repos.

Le premier jour d'expérimentation, les sujets effectuaient une première verticalisation sans mesures. L'objectif de cette session était de leur donner confiance dans le matériel et l'installation et de leur permettre de se familiariser avec la verticalisation et le retour caméra (Figure 2.2). La seule consigne qui leur a été donnée était de se maintenir le plus verticalement possible, c'est-à-dire en alignant tête-bassin-chevilles (McCollum & Leen, 1989). Les patients réalisaient cinq essais de verticalisation en se levant de façon autonome.

Des expérimentateurs étaient placés de part de d'autre et derrière le patient pour parer d'éventuelles chutes.

Le deuxième jour, les sujets réalisaient la même tâche avec les seize capteurs placés sur leur corps afin que les positions soient enregistrées par le Vicon370, à une fréquence de 50Hz. Les mesures de pression des membres supérieurs étaient également enregistrées à 50Hz par un capteur d'effort six axes qui mesurait les pressions dans les trois directions de l'espace.

#### 2.1.4. Variables

Les variables dépendantes de cette expérimentation étaient le mode de coordination utilisé lorsque la posture est stabilisée (i.e., effort stabilisé des membres supérieurs sur les poignées, mains immobiles, centre de gravité à son élévation maximale) et l'efficacité de ce mode de coordination. L'efficacité était estimée en rapport avec l'effort des membres supérieurs sur les poignées. Moins les sujets appuyaient sur les poignées, plus la coordination était supposée efficace. Les valeurs d'effort analysées sont les coordonnées  $z$  d'un repère orthonormé direct avec pour origine le 0 indiquant une force nulle. Elles sont individuellement rapportées à la masse corporelle avant analyse. Pour chaque essai, une période de posture stabilisée a été sélectionnée et analysée.

#### 2.1.5 Analyse des données

Dans un premier temps nous avons recalculé les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs dans un nouveau repère formée par l'axe longitudinal des barres ( $x$ ), l'axe transversal des barres ( $y$ ), et la verticale ( $z$ ). Considérant que l'information essentielle était concentrée dans le plan sagittal ainsi défini, nous avons traité les données en deux dimensions, selon les coordonnées  $x$  et  $z$ . Afin de savoir comment interagit le haut du corps (sous contrôle volontaire) par rapport au bas du corps sous SEF, nous avons analysé la coordination de ces deux segments. Les angles de ces segments par rapport à l'horizontale ont été calculés au travers de l'arc tangente du rapport entre les différences des coordonnées verticales et les différences des coordonnées horizontales des marqueurs délimitant chaque segment.

La dynamique des relations entre ces deux angles a été étudiée au moyen d'une cross-corrélation à fenêtre mobile. Cette méthode consiste à calculer le coefficient de cross-corrélation entre deux variables au niveau d'une fenêtre temporelle limitée. Le calcul est ensuite réitéré après décalage de la fenêtre de cross-corrélation d'une observation, et ainsi de suite, jusqu'à ce que l'ensemble de la série ait été traité. Nous avons utilisé trois tailles de fenêtre (5, 50 et 250 points), afin de rendre compte de la dynamique du système à diverses échelles de temps (i.e., 0.1sec, 1sec, 5sec). Le calcul de la série des coefficients de cross-corrélation fenêtrée permet de rendre compte de l'évolution du degré d'association entre les

deux segments au cours du temps (Boker, Xu, Rotondo, & King, 2002). La cross-corrélation suggère que les deux variables sont en phase lorsque le coefficient est proche de 1, ou en anti-phase si le coefficient est proche de moins 1. Afin de rendre compte de tous les modes de coordination utilisés par nos sujets, nous avons choisi de répartir nos résultats de cross-corrélation en quatre catégories. Un mode A « en phase » correspondant à un coefficient de cross-corrélation compris entre « 1 et 0.5 » ; un mode B correspondant à un coefficient compris entre « 0 et 0.5 », un mode C où le coefficient est compris entre « 0 et -0.5 » et un mode D « en anti-phase » où le coefficient est compris entre « -0.5 et -1 ».

Pour identifier la coordination la plus utilisée dans le cadre d'une posture stabilisée nous avons réalisé une analyse de variance 5 (Essais) X 4 (Modes de coordination), avec mesures répétées sur les deux facteurs. Cette analyse portait sur le nombre d'occurrences relevées dans chaque mode de coordination lors de chaque essai. De même, nous avons également cherché à analyser statistiquement l'efficacité, en terme de pourcentage de poids du corps porté sur les poignées, des quatre patrons de coordination. Pour cela, nous avons réalisé une analyse de variance à quatre niveaux (Modes de coordination). Les données recueillies lors des différents essais ont été confondues dans cette analyse. Enfin, afin de mettre en évidence d'éventuelles différences inter-individuelles, nous avons réalisé une analyse de variance à un facteur (Participants) en considérant les valeurs d'effort sur les poignées relatifs aux quatre niveaux de coordination comme sujets. Toutes ces analyses de variance ont été réalisées sur les données produites selon les trois fenêtres de cross-corrélation (i.e., 5, 50 et 250 points). Suivant le cas, un test a posteriori (Scheffé) a été réalisé pour situer l'effet significatif.

#### 2.1.6. Résultats

##### 2.1.6.1. Nombre d'échantillons par coordination/essais sur les trois fenêtres

###### ▪ Modes de coordination obtenus pour une cross-corrélation de fenêtre 5 :

Les moyennes obtenues sont les suivantes : mode de coordination A (M= 37.5, Et= 10.27), B (M= 95.7, Et= 38.33), C (M= 138.8, Et= 42.97), D (M= 637.8, Et= 136.9). L'analyse de variance Essai X Mode de coordination ne présente pas d'effet significatif du facteur essai ( $F(4,12) = .39987, p = .80510$ ), ni de l'interaction Essai X Mode de coordination ( $F(12,36) = .96810, p = .49548$ ). En revanche, nous observons un effet significatif du facteur coordination ( $F(3, 9) = 13.003, p < .01$ ). Un test a posteriori (i.e., Test de Scheffé) indique que le nombre d'échantillons du mode de coordination D est significativement plus élevé ( $p < .01$ ) que le nombre d'échantillons de A, de B ( $p < .01$ ) et de C ( $p < .01$ ) (Figure 3.3).

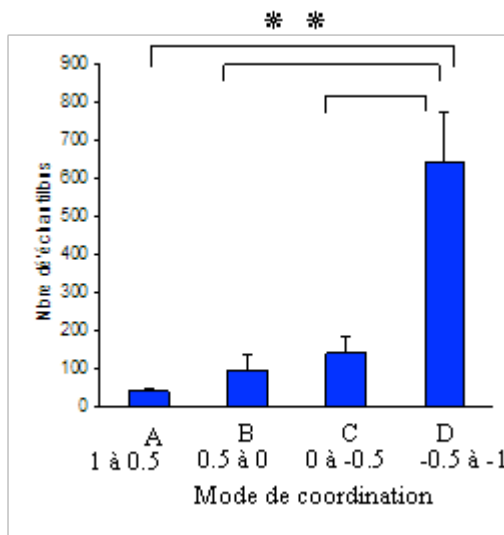


Figure 3.3 : Nombre d'échantillons pour une cross-corrélation fenêtrée de 5 points. Cette figure illustre l'effet significatif du facteur coordination ( $F(3, 9)=13.003, p < .01$ ). L'anti-phase est la coordination majoritaire pour tous les sujets. \*\* =  $p < .01$ .

▪ **Mode de corrélation obtenu pour une cross-corrélation de fenêtre 50 :**

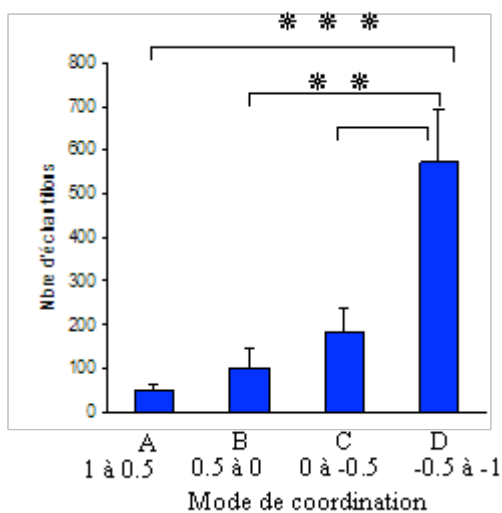


Figure 3.4 : Nombre d'échantillons pour une cross-corrélation fenêtrée de 50 points. Cette figure illustre l'effet significatif du facteur coordination ( $F(3, 9)= 19.323, p < .001$ ). L'anti-phase est la coordination majoritaire lorsque la posture est stabilisée pour tous les sujets. \*\* =  $p < .01$ , \*\*\* =  $p < .001$ .

Les moyennes obtenues pour cette fenêtre sont les suivantes : mode de coordination A ( $M= 48.57, Et= 16.47$ ), B ( $M=102.05, Et= 45.53$ ), C ( $M= 180.85, Et= 56.02$ ), D ( $M= 569.65, Et= 120.99$ ). L'analyse de variance Essai X Mode de coordination ne présente pas d'effet significatif du facteur Essai ( $F(4, 12) = .54197, p= .70815$ ), ni d'interaction significative Essai X Mode coordination ( $F(12, 36) = .62151, p= .80977$ ). En revanche, nous observons un effet significatif du facteur Mode de coordination ( $F(3, 9) = 19.323, p = <.001$ ). Un test a posteriori (Scheffe) indique que le nombre d'échantillons du mode de coordination D est significativement plus élevé ( $p < .001$ ) que le nombre d'échantillons du mode A , B ( $p < .01$ ), ou C ( $p < .01$ ) (Figure 3.4).

▪ **Mode de coordination obtenu pour une cross-corrélation de fenêtre 250 :**

Les moyennes obtenues pour cette fenêtre sont les suivantes : mode de coordination A ( $M= 17.85, Et= 17.15$ ), B ( $M= 174.35, Et= 80.31$ ), C ( $M= 217.25, Et= 74.42$ ), D ( $M= 456.98, Et= 81.76$ ). L'analyse de variance Essai X Mode de coordination ne présente pas d'effet significatif du facteur Essai ( $F(4, 12) = .38222, p= .81719$ ) ni de l'interaction Essai X Mode de coordination  $F(12, 36) = .31819, p= .98128$ ). En revanche, nous observons un effet significatif du facteur Mode de coordination ( $F(3, 9) = 13.978, p < .001$ ). Un test a posteriori

(Scheffe) nous permet de voir que le nombre d'échantillons du mode D est significativement plus élevé que le mode A ( $p = <.001$ ) et B ( $p = <.05$ ) (Figure 3.5).

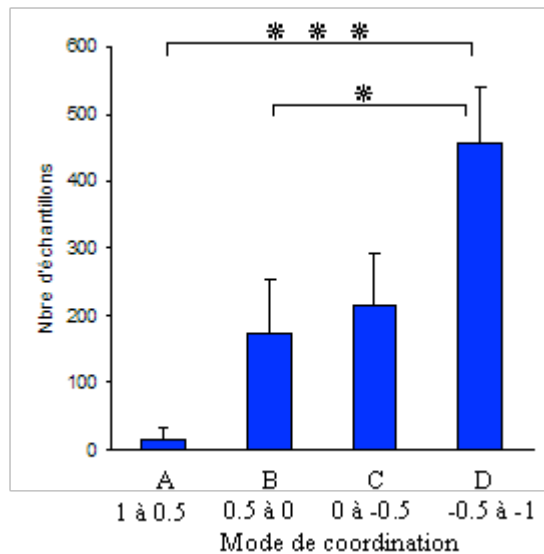


Figure 3.5 : Nombre d'échantillons pour une cross-corrélation fenêtrée de 250 points. Cette figure illustre l'effet significatif du facteur coordination ( $F(3, 9) = 13.978, p = <.001$ ). L'anti-phase est la coordination majoritaire lorsque la posture est stabilisée pour tous les sujets. \* =  $p <.05$ , \*\*\* =  $p <.001$ .

### 3.1.5.2. Efficiences de la coordination/mode de coordination

#### ▪ **Efficiences de la coordination pour une cross corrélation de fenêtre 5 :**

Les moyennes d'effort obtenues pour les différentes catégories de coordination sont les suivantes : A ( $M = 14.45\%$ ,  $Et = 11.32$ ), B ( $M = 13.59\%$ ,  $Et = 9.36$ ), C ( $M = 13\%$ ,  $Et = 10.02$ ) et D ( $M = 12.18$ ,  $Et = 10.66$ ). L'analyse de variance à un facteur Mode de coordination, des efforts sur les poignées ramenés à la masse corporelle, ne révèle pas d'effet significatif du facteur coordination ( $F(3, 9) = 2.97, p = .08935$ ).

#### ▪ **Efficiences de la coordination pour une cross corrélation de fenêtre 50 :**

Les moyennes obtenues pour les différentes catégories de coordination sont les suivantes : A ( $M = 19.37\%$ ,  $Et = 12.16$ ), B ( $M = 14.49\%$ ,  $Et = 10.45$ ), C ( $M = 12.83\%$ ,  $Et = 10.88$ ) et D ( $M = 11.53\%$ ,  $Et = 10.65$ ). L'analyse de variance à un facteur Mode de coordination des efforts sur les poignées révèle un effet significatif du facteur Mode de coordination ( $F(3, 9) = 6.5971, p = <.05$ ). Un test a posteriori (Scheffe) nous permet de voir que le mode A est significativement différent du mode C ( $p = <.05$ ) et D ( $p = <.05$ ) (Figure 3.6).

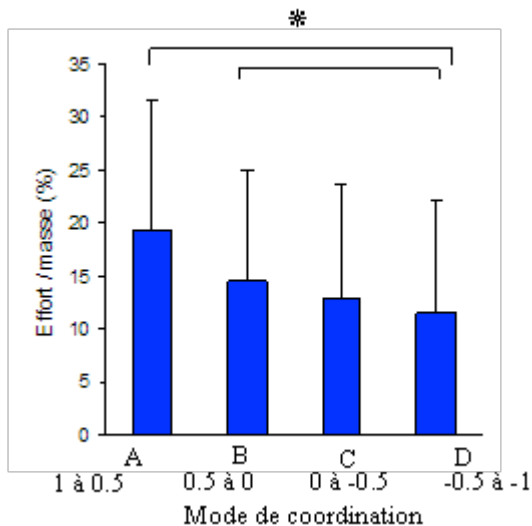


Figure 3.6 : Efforts/masse corporelle sur les poignées relatifs au mode de coordination analysé par une cross-corrélation fenêtrée de 50 points.. L'anti-phase est significativement plus efficace que la phase. \* =  $p < .05$ .

▪ **Efficiéce de la coordination pour une cross corrélation de fenêtre 250 :**

Les moyennes obtenues pour les différentes catégories de coordination sont les suivants : mode A (M= 16.08%, Et= 8.99), B (M= 13.48%, Et= 11.61), C (M= 13.19%, Et= 10.58) et D (M= 11.58%, Et= 10.79). L'analyse de variance à un facteur (Mode de coordination) des efforts sur les poignées ne révèle pas d'effet significatif du facteur coordination ( $F(3, 9)=3.1882$ ,  $p= .07715$ ).

3.1.5.3. Différences inter-individuelles/moyennes de pression sur les poignées

Afin de mettre en évidence d'éventuelles différences inter-individuelles, nous avons réalisé une analyse de variance à un facteur Participant en considérant les efforts sur les poignées relatifs aux quatre modes de coordination, comme sujets.

• **Différences inter-individuelles/efficiéce pour une cross corrélation de fenêtre 5 :**

Les moyennes sont les suivants : sujet 1 (M= 15.28%, Et= 0.83), sujet 2(M= 7.99%, Et= 0.21), sujet 3 (M= 3.09%, Et= 1.80) et sujet 4 (M= 26.86%, Et= 1.83). L'analyse révèle un effet significatif du facteur Participant ( $F(3, 9)= 348.01$ ,  $p= < .001$ ). Un test a posteriori (Scheffé) montre que le sujet 1 est significativement différent ( $p= < .001$ ) du sujet 2, 3 ( $p= < .001$ ) et 4 ( $p= < .001$ ). Le sujet 2 est significativement différent du sujet 3 ( $p= < .01$ ) et 4 ( $p= < .001$ ), et le sujet 3 est significativement différent du sujet 4 ( $p= < .001$ ) (Figure 3.7).

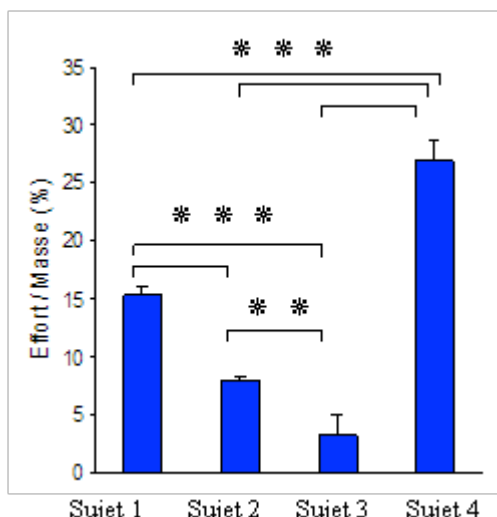


Figure 3.7 : Efforts/masse corporelle sur les poignées pour une cross-corrélation fenêtrée de 5 points. Cette figure illustre l'effet significatif du facteur Participant ( $F(3, 9)= 348.01$ ,  $p= < .001$ ). Tous les sujets sont significativement différents les uns des autres et portent un poids différent sur les poignées. \* =  $p < .05$ , \*\* =  $p < .01$ , \*\*\* =  $p < .001$ .

• **Différences inter-individuelles/efficience pour une cross corrélation de fenêtre 50 :**

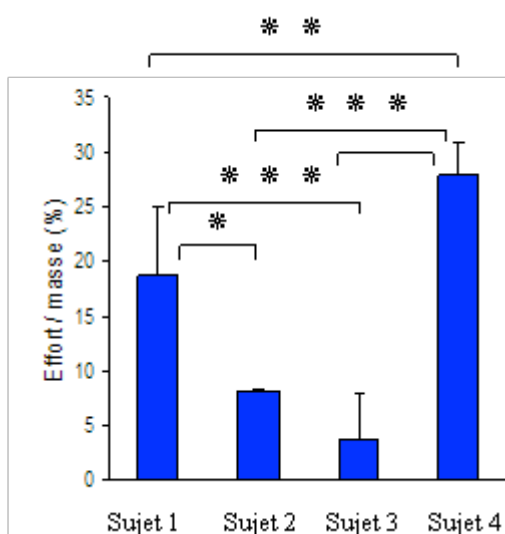


Figure 3.8 : Efforts/masse corporelle sur les poignées pour une cross-corrélation fenêtrée de 50 points. Cette figure illustre l'effet significatif du facteur Participant ( $F(3, 9)=65.503, p < .001$ ). Tous les sujets sont significativement différents les uns des autres et portent un poids différent sur les poignées, sauf les sujets 2 et 3. \* =  $p < .05$

Les moyennes sont les suivantes : sujet 1 ( $M= 18.6\%$ ,  $Et= 6.4$ ), sujet 2 ( $M= 8.11\%$ ,  $Et= 0.3$ ), sujet 3 ( $M= 3.72\%$ ,  $Et= 4.27$ ) et sujet 4 ( $M= 27.8\%$ ,  $Et= 3.02$ ). L'analyse de variance révèle un effet significatif du facteur Participant ( $F(3, 9)= 65.503, p < .001$ ). Un test a posteriori (Scheffé) nous permet de voir que le sujet 1 est significativement différent ( $p < .01$ ) du sujet 2, 3 ( $p < .001$ ) et 4 ( $p < .01$ ). Le sujet 2 est significativement différent du sujet 4, ( $p < .001$ ), et le sujet 3 est significativement différent du sujet 4 ( $p < .001$ ). Seul le sujet 2 n'est pas significativement différent du sujet 3 ( $p = .217634$ ) (Figure 3.8).

• **Différences inter-individuelles/efficience pour une cross corrélation de fenêtre 250 :**

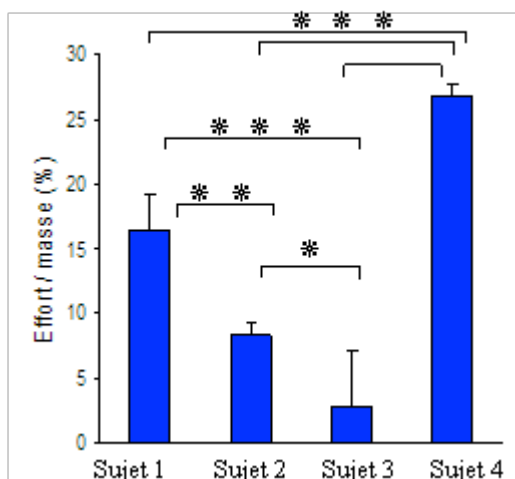


Figure 3.9 : Efforts/masse corporelle sur les poignées pour une cross-corrélation fenêtrée de 250 points. Cette figure illustre l'effet significatif du facteur sujet ( $F(3, 9)= 98.929, p < .001$ ). Tous les sujets sont significativement différents les uns des autres et portent un poids différent sur les poignées sur les cinq essais. \* =  $p < .05$ , \*\* =  $p < .01$ , \*\*\* =  $p < .001$ .

Les moyennes sont les suivantes : sujet 1 ( $M= 16.40\%$ ,  $Et= 2.82$ ), sujet 2 ( $M= 8.36\%$ ,  $Et= 0.79$ ), sujet 3 ( $M= 2.84\%$ ,  $Et= 4.16$ ) et sujet 4 ( $M= 26.73\%$ ,  $Et= 0.99$ ). L'analyse révèle un effet significatif du facteur Participant ( $F(3, 9) = 98.929, p < .001$ ). Un test a posteriori (i.e., Test de Scheffé) nous permet de voir que le sujet 1 est significativement différent du sujet 2 ( $p < .01$ ), 3 ( $p < .001$ ) et 4 ( $p < .001$ ). Le sujet 2 est significativement différent du sujet 3 ( $p < .05$ ) et du sujet 4 ( $p < .001$ ), et le sujet 3 est significativement différent du sujet 4 ( $p < .001$ ) (Figure 3.9).

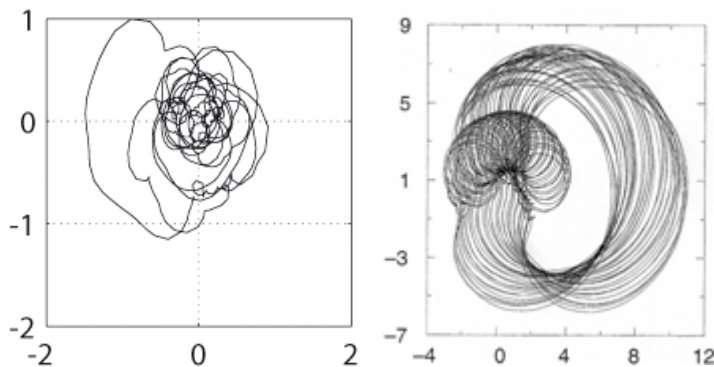
#### 4. Discussion

Notre étude visait à identifier les stratégies posturales de patients paraplégiques sous SEF, et plus précisément, la coordination entre les mouvements du haut du corps (sous contrôle volontaire) et les mouvements du bas du corps (sous SEF). Ceci pour améliorer la synergie entre l'action du patient et celle de la SEF, garante d'un équilibre postural. L'objectif étant d'obtenir une posture bipédique et non quadrupédique (lorsque les patients s'appuient trop sur les poignées) de manière à éviter des traumatismes des membres supérieurs et de permettre la libération d'une main. Les résultats obtenus nous permettent de penser qu'un rapport d'anti-phase entre le haut et le bas du corps apparaît majoritairement chez tous les patients sur les périodes de posture stabilisée. De plus, il semble que cette stratégie posturale en anti-phase soit également la plus efficace car correspondant aux valeurs d'effort sur les poignées les plus faibles. Dans un premier temps, nous nous situerons par rapport à certains points de questionnement méthodologique concernant l'utilisation de la cross-corrélation fenêtrée, pour montrer dans quelle mesure cette méthode se montrait la plus adaptée à nos signaux. Puis nous présenterons les principales implications théoriques de nos résultats, dans le cadre de l'approche dynamique des coordinations posturales.

##### 4.1 L'intérêt d'une cross-corrélation fenêtrée

Le choix de la méthode des cross-corrélations fenêtrées est justifiée par plusieurs raisons. Des analyses préliminaires dans le domaine fréquentiel nous ont montré que nos signaux ne présentaient pas de périodicité claire. Une transformée de Fourier présentait un spectre de puissance complexe, ne présentant pas de pic caractéristique. De ce fait, il était impossible d'envisager de calculer la phase relative par des méthodes linéaires comme cela est majoritairement fait dans les recherches sur la posture (e.g., Bardy et al., 1999 ; Ouillier et al., 2002) utilisant les outils de l'approche dynamique. En effet, la phase relative continue qui compare la phase entre deux séries points par points, et l'estimation ponctuelle qui ne compare que les extrema de position au cours de chaque cycle, nécessitent un signal relativement périodique (Marin, 1998) . Nous avons alors pensé opter pour une analyse non linéaire, c'est-à-dire la transformée de Hilbert (Pikovsky, Rosenblum, & Kurths, 2001) qui permet de détecter le couplage directionnel, de calculer et d'analyser l'évolution de la phase relative entre deux oscillateurs chaotiques même si leur interaction est faible. La transformée de Hilbert est basée sur la construction d'un signal analytique qui est une fonction complexe avec une partie réelle correspondant au signal d'entrée et une partie imaginaire correspondant à la transformée de Hilbert du signal d'entrée. Cette méthode était intéressante car elle proposait différents algorithmes dont l'un nous aurait permis de calculer précisément la

directionnalité et la synchronicité de deux signaux. Cet algorithme n'a en effet pas besoin de paramètres puisqu'il recherche tout au long du signal les différents cycles et périodes pouvant exister (*Instantaneous Period Approach*, Pikovsky et al., 2001). Mais le préalable pour pouvoir utiliser cette approche, était d'obtenir une représentation relativement elliptique de la partie imaginaire versus la partie réelle du signal dans un portrait de phase. Ce qui n'était pas le cas pour nos signaux analysés par transformée de Hilbert qui ne tournaient absolument pas autour d'une origine (Figure 4.1).



*Figure 4.1. La première figure montre que le signal même filtré du bas du corps ne peut être traité par la méthode de Hilbert puisque ce portrait de phase ne tourne pas autour de son origine comme celui de la figure de droite (Pikovsky et al., 2001, p. 368).*

Les analyses en cross-corrélation fenêtrées ont l'avantage de permettre l'analyse des relations entre séries sur des échelles de temps diverses. Travailler sur une fenêtre mobile de 1 ou 5 secondes signifie que l'on s'intéresse à des relations macroscopiques, s'exprimant sur des oscillations proches de celles généralement observées dans les études sur la posture. Par contre, l'analyse réalisée sur des fenêtres de 0.1 sec révèle un niveau de couplage plus fin, s'exprimant sur une échelle de temps qui aurait été sans doute supprimée par toute tentative de filtrage des données basée sur une approche fréquentielle. Des travaux récents sur la structure fractale des fluctuations dans les systèmes biologiques suggèrent que la variabilité observée à haute fréquence ne peut être considérée comme un bruit blanc, non corrélé, mais au contraire possède une structure essentielle à la compréhension du fonctionnement du système. La découverte de cross-corrélations majoritairement négative sur la plus petite fenêtre d'observation confirme cette hypothèse et valide a posteriori mon choix de la méthode.

Nous voulions tester différentes longueurs de fenêtre de cross-corrélation pour rendre compte de la gradation dans la complexité des patterns de coordination existants. Notre objectif étant de décrire spatio-temporellement, et le plus précisément possible l'émergence de la coordination observée avec les outils dont nous disposions. Nous avons alors testé trois fenêtres temporelles à l'échelle de 0.1 sec, 1 sec et 5 sec et nous nous sommes rendus compte que ces trois fenêtres renvoyaient aux mêmes propriétés statistiques des modes de coordinations. Quelle que soit la fenêtre et pour tous les sujets, la relation d'anti-phase entre le

haut et le bas du corps est significativement majoritaire. Ce résultat semble rejoindre l'idée que nous observons un système dynamique complexe dont les assemblages se traduisent par des relations spatio-temporelles stables et reproductibles (Temprado & Montagne, 2001), quelle que soit l'échelle temporelle. En effet, des études ont prouvé que les transitions entre les modes de coordination ne sont pas la conséquence comportementale d'un changement de programme moteur (e.g., Nashner & McCollum, 1985), mais résultent de la nature auto-organisée du système postural (Bardy et al., 2002). Ainsi, ces interactions émergentes en opposition de phase entre le haut et le bas du corps représentent en quelque sorte un aspect de la « signature » de la coordination (Temprado & Montagne, 2001). Voilà pourquoi la cross-corrélation fenêtrée nous semblait particulièrement adaptée à nos signaux et un outil intéressant d'étude de phénomènes dynamiques complexes. En revanche, nous sommes évidemment conscients que les analyses que nous avons utilisées ne permettent pas de décrire complètement tous les aspects de la stratégie posturale et que cela représente une limite. Il serait sûrement intéressant d'observer la temporalité événementielle des périodes de phase et d'anti-phase pour décrire leurs apparitions.

#### 4.2 Implications théoriques

Jusqu'à présent, les stratégies posturales de paraplégiques n'ont été analysées qu'en termes de trajectoire du centre de pression ou de stratégies musculaires par Electromyographie G (e.g., Moynahan, 1995 ; Seelen et al, 1997). Cela pose deux problèmes. Les études portant sur l'Electromyographie concluent souvent sur l'observation de « stratégies musculaires personnelles » très variables d'un individu à l'autre (e.g., Moynahan, 1995) qui ne permettent pas aux ingénieurs de concevoir un système de FES qui puisse convenir à une population homogène. Et n'utiliser que l'analyse du centre de pression pour façonner les futurs contrôleurs artificiels (e.g., Popovic et al., 2000) n'est pas suffisante dans la mesure où cela ne permet pas de distinguer les différents attracteurs dynamiques du contrôle postural (Newell et al., 1993). En effet, supposer que la variabilité du centre de pression signifie une stabilité du système postural, sans considérer la dynamique du système postural (i.e., interactions segmentaires), semble incorrect (Newell et al., 1993). La compréhension du type d'attracteur qui représente géométriquement les états d'équilibre, est primordiale puisque c'est ce mécanisme qui est à l'origine de la dynamique du centre de pression.

Voilà pourquoi nous avons opté pour une étude de la dynamique posturale en cherchant à identifier quel pouvait être l'attracteur (i.e., en terme d'interaction entre le haut et le bas du corps) du système postural de ces patients paraplégiques. Ainsi, il est intéressant d'observer que bien que nos patients soient très différents aussi bien au niveau la date de leurs

traumatismes qu'au niveaux de leurs lésions, (Tableau I) nous observons que le mode de coordination majoritaire est celui en anti-phase. En effet, nos quatre sujets n'exerçaient pas le même effort sur les poignées, ce que nous voyons d'après l'analyse de variance à un facteur Participant. Les quatre sujets appuient de façon significativement différente sur les poignées pour des cross-corrélations fenêtrée de 5 et 250 échantillons. Ces résultats permettent d'expliquer les écart-types assez importants lors des analyses de variance Essai x Mode de coordination et de l'efficacité du facteur Mode de coordination. Et pourtant, tous utilisent la même stratégie posturale d'interaction en anti-phase du haut du corps par rapport au bas du corps, comme l'indique l'analyse de variance Essai x Mode de coordination pour les trois fenêtres de cross-corrélation. Notre étude permet donc d'identifier un patron homogène à un groupe de sujets donné comme nous le pensions dans notre hypothèse de départ. Bien évidemment, nous sommes conscients que ce patron est homogène seulement quatre sujets et que ce résultat n'est en aucun cas généralisable à toute la population des paraplégiques. Néanmoins, ce résultat nous rappelle certains fondamentaux de l'approche dynamique puisque l'un des éléments essentiels qui caractérise les coordinations perceptivo-motrices est la présence de modes de coordinations préférentiels stables et disponibles dans le répertoire du sujet sans apprentissage préalable (Temprado & Montagne, 2001). Et nous nous trouvons bien face à une situation inédite avec un réseau de contraintes unique, puisque aucun de nos sujets n'avait été verticalisé sous stimulation électrique fonctionnelle. Cette expérimentation confronte les sujets au premier stade de l'apprentissage d'une coordination complexe (Newell, 1991) et plus précisément au *stade de coordination* au cours duquel le sujet apprend à élaborer de nouvelles relations entre les éléments du système spécifique aux contraintes de la tâche.

Plus précisément, le patron de coordination utilisé par nos sujets fait état d'une relation d'anti-phase entre le haut et le bas du corps quasi synchrone. En effet, même une cross-corrélation de fenêtre mobile de 5 échantillons indique que l'anti-phase est significativement majoritaire, or cette échelle de l'ordre du dixième de seconde est bien en dessous du seuil réactionnel généralement accepté.

Ceci n'est pas sans nous rappeler qu'une relation d'anti-phase synchrone entre des éléments du système postural, et plus précisément entre les hanches et les chevilles, avait été observée dans les études de Marin (1998), Bardy et al. (2002). Ces derniers avaient notamment observé la convergence des coordinations posturales vers deux modes de phase relative hanche-cheville : un mode proche de la phase (i.e., phase relative d'environ 20°) pour lequel les deux articulations bougent dans la même direction de façon quasi synchrone et un mode en anti-

phase (i.e., phase relative d'environ  $180^\circ$ ), pour lequel les articulations bougent simultanément dans des directions opposées. Marin et al. (1999b) ont par exemple observé que le mode en anti-phase émergeait de façon préférentielle lorsque les sujets se trouvaient dans des situations déstabilisantes comme par exemple sur une poutre. Nous savons que ces deux états ou « attracteurs » principaux, et le passage de l'un à l'autre ne peuvent en aucun cas être assimilés à notre étude puisque les conditions ne sont absolument pas identiques. En effet, nous ne pouvons pas parler de « coordination hanche-cheville » puisque le bas du corps de nos sujets est stimulé électriquement et qu'ils disposent d'un support mécanique pour leurs membres supérieurs. En revanche, une relation en anti-phase entre deux articulations ou segments comme dans le cas de notre étude semble être la plus efficace lorsque le système est instable. En effet, d'après une analyse de variance à un facteur Mode de coordination des moyennes de pression, il semble que le mode de coordination le plus efficace pour nos quatre sujets soit l'anti-phase pour une cross-corrélation de fenêtre 50 (Figure 3.6). Le fait que cette même analyse de variance n'ait pas donné de résultat significatif pour des cross-corrélation de 5 et 250 points apporte une information essentielle. Nos résultats précédents, indiquant des relations négativement corrélées entre les séries sur toutes les échelles de temps, ont montré que les fluctuations observées à haute fréquence dans nos séries ne pouvaient être considérées simplement comme du bruit aléatoire, que l'on aurait pu éliminer par filtrage. Les phénomènes de coordinations semblent opérer selon de multiples échelles temporelles interpénétrées. De toutes évidence, les corrélations observées à haute fréquence participent à celles observées sur des fenêtres plus longues. Cependant, si la coordination en anti-phase ne révèle sa supériorité en termes d'efficacité qu'au niveau d'une fenêtre d'observation de 1 sec, c'est sans doute que cette durée correspond à l'échelle de temps au niveau de laquelle la coordination devient un phénomène fonctionnel. On se situe alors dans des gammes de fréquences correspondant à celles observées dans des travaux antérieurs, en ce qui concerne la posture valide (Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Peraczack, 1998). La disparition de cet effet pour les fenêtres de 5 sec suggère que leur contenu, en termes de modes de coordination, présente une homogénéité moindre. Ce résultat nous incite à revenir sur l'analyse fréquentielle de nos séries, qui ne nous avait pas semblé la plus pertinente dans un premier temps de l'analyse. Une analyse de cross-cohérence qui étudie la cohérence entre deux spectres serait peut être intéressante, et nous confirmerait l'intérêt de l'échelle d'1sec pour caractériser ces coordinations posturales.

4.3. Un mode en anti-phase efficace. Un système postural dans lequel le tronc et les jambes agiraient en phase correspondrait à une situation d'appui et de gainage important. Comme

l'explique Marin (1998) dans sa thèse, la fréquence de résonance d'un pendule inversé simple (i.e., non amorti) dépend essentiellement du paramètre de raideur (Turvey, Schmidt, Rosenbaum, & Kugler, 1988). Ainsi, une augmentation de la raideur du système par une co-activation du couple agoniste-antagoniste des muscles du corps par exemple, produit une augmentation de la fréquence de résonance du système. Nous pourrions alors penser que si le système se raidit face à une perturbation, il n'y aura pas d'amortissement face à celle-ci. Par exemple, nous savons bien que pour amortir une réception d'un salto en gymnastique, il faut plier les jambes pour amortir le choc et laisser donc interagir les différentes articulations sans les bloquer par une raideur musculaire. Le lien semble certes éloigné avec nos résultats, néanmoins il semble que laisser interagir les articulations permette au système de mieux s'adapter aux perturbations extérieures. Ceci expliquerait nos résultats présentant un mode de coordination majoritaire en anti-phase, qui correspond au mode de coordination où l'appui sur les poignées est le plus faible. En outre, il semble qu'une organisation en anti-phase entre le haut et le bas du corps, comme nous l'avons observé dans notre étude permette au mieux à nos sujets de placer leur centre de gravité au-dessus de leurs appuis. Cette stratégie posturale d'interaction en anti-phase, permet la libération du bassin et donc la mobilité du centre de gravité. D'après notre observation clinique, les sujets tiraient ainsi vers l'arrière leurs membres supérieurs et les muscles du tronc pour ramener leur centre de gravité au-dessus de leurs appuis. C'est ce qu'ont confirmé certains signaux des poignées qui présentaient des périodes de traction en z positif. Cette stratégie s'explique également car certains de nos sujets avaient une lésion trop haute pour pouvoir utiliser leur abdominaux pour gérer leur posture comme cela avait été suggéré par Hodges, Cresswell et Thorstensson, (2004). Il semble donc que nous nous trouvions face à une situation tout à fait inédite de gestion de la posture par les membres supérieurs et les muscles du tronc. Ceci pourrait correspondre aux résultats de Seelen et al., (1997) qui avait identifié que la stratégie posturale musculaire utilisée par des paraplégiques assis, était d'autant plus originale et utilisait d'autant plus de muscles non posturaux, que la lésion était haute. Ils ont notamment identifié que le grand dorsal et les trapèzes permettaient de restaurer l'équilibre grâce à un co-activation avec les muscles du grand pectoral et du grand dentelé de manière à stabiliser la ceinture scapulaire (Seelen et al., 1997). Nous pourrions donc parler dans le cadre de notre expérimentation, ni d'une stratégie « hanche » ou « cheville » (e.g., Nashner & McCollum), ni d'une coordination « hanche-cheville » (Bardy et al., 2002), mais plutôt d'une stratégie posturale « partie supérieure du tronc / membres inférieurs ». Cette stratégie, qui d'après nos résultats est la plus efficace, serait la stratégie qui pourrait éventuellement permettre à des paraplégiques dans la même

situation de libérer une main. En effet, même pour des paraplégiques, la posture ne doit pas être une fin en soi et être utilisée dans le but de réaliser d'autres tâches (Bernstein, 1967 ; Riccio & Stoffregen, 1988). Ainsi, libérer une main pour que la posture devienne véritablement fonctionnelle, reste un objectif que nous n'avons pas pu expérimenter dans cette étude mais qui reste à explorer. Deux jours avec cinq essais de verticalisation n'ont pas été suffisant pour les sujets puissent avoir confiance dans le matériel et tenter de libérer une main.

### 5. Conclusions et perspectives

Cette expérimentation visant à décrire la stratégie posturale de patients paraplégiques sous SEF, a mis en évidence l'apparition spontanée d'un patron de coordination identique pour quatre sujets paraplégiques pourtant très différents. Plus précisément, il semble que la stratégie préférentielle et la plus efficiente, soit une coordination en anti-phase entre le haut et le bas du corps. Cette stratégie posturale aurait émergé d'un réseau de contraintes spécifiques aux contraintes intrinsèques, extrinsèques et environnementales et correspondrait au tout premier *stade de coordination* de l'apprentissage (Newell, 1991 ; Kelso, 1995).

*Des perspectives méthodologiques.* La nature de nos séries nous a incité à privilégier le choix méthodologique des méthodes cross-corrélationnelles. Le principe de la fenêtre mobile nous a permis de dépasser les limites de cette méthode, lorsqu'elle est appliquée sur l'ensemble de la

série observée. Nous avons alors accès à la dynamique de la cross-corrélation, plutôt que d'en analyser la valeur moyenne. Nos analyses ne sont cependant bornées aux corrélations de décalage nul. Une extension de la méthode consiste à étudier la dynamique fenêtrée de la fonction de cross-corrélation, obtenue en opérant un décalage progressif des séries analysées (Boker et al., 2002). Cette analyse permet de construire un graphe de surface, révélant la dynamique temporelle de la fonction de cross-corrélation (figure 5.1). L'étude des fonctions de cross-corrélation permet de mettre en évidence d'éventuels phénomènes de directionnalité dans le

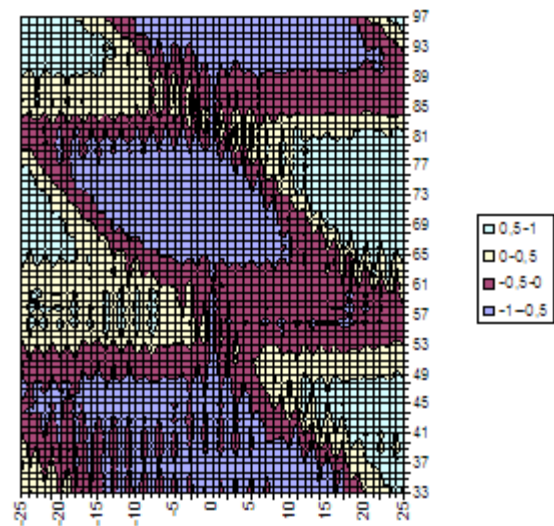


Figure 5.1. : Fonction de cross-corrélation fenêtrée. Les abscisses représentent les décalages (de -25 à +25) sur lesquels la fonction a été calculée. Les ordonnées représentent le temps. Les couleurs renvoient à la valeur des coefficients obtenus (ici catégorisée en quatre classes).

couplage d *Figure 5.1* In pic de corrélation sur un décalage non nul suggère qu'un événement dans une serie est reproduit dans la seconde, au terme d'un délai exprimé par le

décalage. Ces phénomènes sont révélés dans le graphe de surface par les formes obtenues et leur évolution dans le temps.

*Des perspectives concernant l'apprentissage.* Nous envisageons une expérimentation plus longue dans un prochain CCPPRB afin que cette coordination soit mieux maîtrisée et puisse permettre la conception de tâches plus complexes. Ceci, en mettant en place les protocoles effectués par Bardy et al., (1999) pour *discipliner les oscillations posturales* et débiter un protocole d'apprentissage (Faugloire, 2005), avec pour objectif la gestion de l'équilibre postural. Discipliner les oscillations posturales pourrait alors nous permettre d'envisager des analyses fréquentielles et de phase relative plus conséquentes.

*Des perspectives d'innovations technologiques.* Pour pouvoir un jour appareiller ces patients de façon autonome, afin qu'ils puissent se lever de leur fauteuil lorsqu'ils le souhaitent, il semble évident qu'il faut pallier leurs déficiences sensorielles autrement que par un retour caméra de leur profil. En effet, le feedback sensoriel visuel, que nous avons utilisé pour analyser la posture de ces sujets dans une configuration suffisamment droite et équilibrée, est artificiel. C'est pour cela notamment, que nous avons étudié le rapport entre la posture et la pression sur les poignées. Il serait possible d'envoyer des vibrations qui informeraient le patient sur un déséquilibre de sa posture afin qu'il se redresse (e.g., Davoodi et al., 2001). C'est d'ailleurs le projet de thèse de l'ingénieur qui a conçu ces poignées et participé à l'expérimentation. Le patient pourrait ainsi savoir qu'il doit se redresser, mais il manquerait toujours une information sensorielle sur la limite de sa verticalisation, afin d'éviter que le sujet ne tracte sur les poignées comme nous l'avons observé.

*Des perspectives de recherche pour la réhabilitation.* Il semblerait alors qu'il faille diriger notre recherche vers l'étude des feedback sensoriels résiduels chez des patients paraplégiques. Nous envisageons, par exemple, d'évaluer les performances de verticalisation du tronc de patients paraplégiques et de déterminer si les informations sensorielles dont ils disposent sont suffisantes. Les sujets seraient placés sur une plateforme oscillante avec des oscillations en dessous du seuil de détection du système vestibulaire canalaire (Henn et al., 1980) sous diverses conditions (i.e., assis, debout avec FES, avec et sans l'aide des mains, avec et sans retour caméra, avec et sans vision). Les performances posturales des patients à maintenir leur tronc vertical, en dépit des perturbations du support pourraient ainsi être évaluées. De nombreuses pistes restent à expérimenter suite à notre étude puisqu'elle ne fait qu'initier un chemin encore long à parcourir.

*Des perspectives concernant la posture sous FES.* De nos jours, les chercheurs analysent le levé de chaise (Davoodi et al., 2001), la déambulation assistée par robots

(Popovic et al., 2003), mais aucune étude ne s'intéresse véritablement à la coordination inter-segmentaire lors d'une posture stabilisée. A ce propos, il est souvent annoncé dans les articles que des étapes ont été brûlées et que les roboticiens auraient essayé de faire déambuler des paraplégiques avant d'étudier préalablement l'équilibre postural (Projet CALIES, 1990 ; Projet SUAW, 1996). Ce qui explique le décalage entre la recherche sur la réhabilitation par SEF et ce qu'il se fait dans les centres de rééducation. Pourtant, étudier la coordination entre les mouvements sous contrôle volontaire et ceux sous stimulation électrique avant de chercher à développer des contrôleurs artificiels, est primordial (Davoodi et al., 2001). Voilà pourquoi notre étude apporte une avancée en ce qui concerne la description de la coordination posturale de patients paraplégiques sous FES.

#### BIBLIOGRAPHIE

- 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, 1284-1301.
- Bardy, B. G., Oullier, O., Bootsma, R. J., & Stoffregen, T. A. (2002). The dynamics of human postural transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 25, 1284-1301.
- Bernstein, N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. (Oxford : Pergamon Press ed.).
- Boccardi, S., & Ferrarin, M. (2005). Recovery standing position and walking in paraplegic patients. *EMC-Kinésithérapie*, 1, 87-100.
- Boker, S. M., M. Xu, Rotondo, J. L., King K. (2002). Windowed cross-correlation and peak picking for the analysis of variability in the association between behavioural time series. *Psychological Methods*, 7, 338-355.
- Davoodi, R., Kamnik, R., Andrews, B., Bajd, T. (2001). Predicting the voluntary arm forces in FES-assisted standing-up using neural networks. *Biological Cybernetics*, 85, 133-143.
- De Leva, P., (1996). Adjustements to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters, *Journal of Biomechanics*, 29, 1223-1230.
- 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.
- Donaldson, N., Wood, D. E., & McFaden, C. (2001). *Functional standing for paraplegics: is it a sensible goal ?* Paper presented at the IFESS, Cleveland, USA.
- Faugloire, E. (2005). *Approche dynamique de l'apprentissage de coordinations posturales*. Université de Paris Sud II, Paris.
- Gleick, J. (1987). *Chaos*. New York : The Viking Pres.
- Gregory, C. M., & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy*, 85(4), 358-264.
- Haken, H. (1983). *Advanced Synergetics*. Berlin : Springer Verlag.

- Haken, H., Kelso, J. A., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51(5), 347-356.
- Kelso, J. A. S. (1981). On the oscillatory basis of movement. *Bulletin of the Psychonomic Society*, 18, 63.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamics patterns*. London: The MIT Press.
- Kralj, A., & Bajd, T. (1989). *Functional electrical stimulation : Standing and walking after spinal cord injury*. Boca Raton, Florida : CRC Press.
- Marin, L. (1998). *Une approche émergente des coordinations posturales.*, Université de la Méditerranée, Marseille.
- Marin, L., Bardy, B. G., & Bootsma, R. J. (1999b). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sport Sciences*, 17, 615-626.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.
- McCollum, G., & Leen, T. K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*, 21, 225-244.
- Middleton, J. W., Sinclair, P. J., Smith, R. M., & Davis, G. M. (1999). Postural control during stance in paraplegia: effects of medially linked versus unlinked knee-ankle-foot orthoses. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 80, 1558-1565.
- Moynahan, M. (1995). Postural responses during standing in subjects with spinal-cord injury. *Gait and Posture*, 3, 156-165.
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *The Behavioral and Brain Sciences*, 8, 135-172.
- Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, 42, 213-237.
- Newell, K. M., Van Emmerik, R. E. A., Lee, D., & Sprague, R. L. (1993). On postural stability and variability. *Gait and Posture*, 1, 225-230.
- Oullier, O., Bardy, B., Stoffregen, T. A., & Bootsma, R. J. (2002). Postural coordination in looking and tracking tasks. *Human Movement Science*, 21, 147-167.
- Pikovsky, A., Rosenblum, M., Kurths, J. (2001). *Synchronisation, a universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge : University Press.
- Plassat, R., Perrouin-Verbe, B., Stéphane, A., Rome, J., Brunel, P., Richard, I., et al. (2005). Gait orthosis in patients with complete thoracic paraplegia. Review of 43 patients. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 48, 240-247.
- Popovic, M. R., Pappas, I. P. I., Nakazawa, K., Keller, T., Morari, M., & Dietz, V. (2000). Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *Journal of Biomechanics*, 33, 1358-1368.
- Popovic, D., Radulovic, M., Schwirtlich, L., & Jaukovic, N. (2003). Automatic versus hand-controlled walking of paraplegics. *Medical Engineering & Physics*, 25, 63-73.
- Privat, A., Ribotta, M. G., & Orsal, D. (2000). *What is a functional recovery after spinal cord injury ?* *Nature Medecine*, 5, 1410-1412.
- Riccio, G., & Stoffregen, T. A. (1988). Affordances and constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, 7, 265-300.

- Scholz, J. P. (1990). Dynamic pattern - Some implications for therapeutics. *Physical Therapy*, 70, 827-843.
- Shea, C. H., & Wulf, G. (1999). Enhancing motor learning through external-focus instruction and feedback. *Human Movement Science*, 18, 553-571.
- Seelen, H. A. M., Potten, Y. J. M., Huson, A., Spaans, F., & Reulen, J. P. H. (1997). Impaired Balance Control in Paraplegic Subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 149-160.
- Stoffregen, T. A., Smart, L. J., Pagulayan, R. J., & Bardy, B. G. (1999). Postural Stabilization of Looking. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception Performance*, 25, 1641-1658.
- Temprado, J. J., & Montagne, G. (2001). *Les coordinations perceptivo-motrices. Introduction aux approches écologiques et dynamiques*. Paris : Armand Colin.
- Turvey, M. T., Schmidt, R. C., Rosenbaum, L. D., & Kugler, P. N. (1988). On the time allometry of coordinated rhythmic movements. *Journal of Theoretical Biology*, 130, 285-325.
- Van Wieringen, P. C. (1996). Ecological and dynamical approaches to rehabilitation, An epilogue. *Human Movement Science*, 15, 315-323.
- Wagenaar, R. C., & Van Emmerik, R. E. A. (1996). Dynamic of movement disorders. *Human Movement Science*, 15, 161-175.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczack, K. (1998). *Stiffness control of balance in quiet standing*. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-1221.