

# Une approche dynamique des déficits posturaux : Exemple de l'hémiplégie vasculaire

D. Varoqui<sup>1,2,3</sup>, B.G. Bardy<sup>1</sup> et J.-Y. Pélissier<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup> Movement to Health (M2H), Montpellier-1 University, EuroMov, 700 avenue du Pic Saint Loup, 34090 Montpellier, France

<sup>2</sup> Sensory Motor Performance Program, Rehabilitation Institute of Chicago, Chicago, USA

<sup>3</sup> Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Northwestern University, Chicago, USA

<sup>4</sup> Unité de Rééducation Neurologique, Centre Hélio-Marin – CHU Nîmes, 30240 Le Grau du Roi, France

Reçu le 12 avril 2010 – Accepté le 2 juin 2011

**Résumé.** Dans cet article, nous proposons quelques arguments en faveur de l'utilisation de la théorie des systèmes dynamiques pour l'étude de la posture pathologique. Dans le cas de l'hémiplégie, la majorité des travaux traitant des déficits posturaux utilise des méthodes « indirectes » basées principalement sur l'utilisation de la stabilométrie pour l'observation des déplacements du centre des pressions. Ce type d'analyse permet de quantifier le niveau de déficience posturale et présente un certain pouvoir pronostique, mais s'avère peu concluant pour le développement de protocoles de rééducation efficaces. Nous présentons ici la synthèse de quelques études récentes visant une étude plus « directe » de l'organisation spatio-temporelle du système postural à travers l'étude de la dynamique des coordinations hanche-cheville chez le patient hémiplégique. Les résultats de ces investigations attestent de l'intérêt de cette approche pour la quantification et la compréhension des déficits posturaux en termes d'anomalies spatio-temporelles des patrons fonctionnels de mouvements. De plus, une réflexion quant à l'implication de l'approche dynamique dans le développement de futures thérapies physiques est envisagée concrètement.

**Mots clés :** Approche dynamique, déficits posturaux, hémiplégie, coordination hanche-cheville, apprentissage, biofeedback

**Abstract. A dynamical approach to postural deficits: Application to hemiplegic stroke.**

In this paper, we present several arguments for the use of concepts and tools from the dynamical system theory to study pathological posture. Regarding hemiplegia, the vast majority of past investigations has used “indirect” variables such as the displacements of the center of pressure or center of mass to characterize postural deficits. These variables allow the quantification of postural deficits, exhibit a certain prognostic power, but seem inefficient to propose adequate rehabilitation protocols. Here, we present a synthetic view of recent studies, which have directly analyzed the spatio-temporal organization of the postural system through hip-ankle coordination patterns. These investigations show the interest of the dynamical approach to quantify postural deficits, in the form of spatio-temporal abnormalities of functional patterns of movement. They also provide the basis for new (re-)learning protocols and future therapies in post-stroke population.

**Key words:** Dynamical approach, postural deficits, stroke, hip-ankle coordination, learning, biofeedback

## Introduction

Le maintien d'une posture érigée stable nécessite la coordination de l'ensemble des différents éléments du système neuro-musculo-squelettique. Dans le cas

d'activités supra-posturales<sup>1</sup> (*e.g.*, locomotion, transfert assis-debout, etc.), le système postural doit se coordonner

---

<sup>1</sup> Le terme *supra-postural* fait référence ici à l'ensemble des activités sensori-motrices impliquant le maintien d'une posture stable sans que celui-ci soit considéré comme le but de la tâche réalisée.

avec les actions à effectuer. La mise en évidence de ces mécanismes et des structures intervenants dans le contrôle postural est une question centrale qui a fait et fait toujours l'objet de nombreuses investigations dans divers courants théoriques (*e.g.*, biomécanique, neurophysiologie, contrôle moteur). Aujourd'hui, les chercheurs en science du mouvement humain s'intéressent de plus en plus à l'effet des pathologies sur le contrôle postural. L'objectif est bien sûr d'améliorer les traitements proposés aux patients, mais également de développer et d'approfondir les connaissances sur le sujet sain. Ce type de recherche permet d'étudier l'évolution du comportement postural sous l'effet de déficits particuliers connus et donc d'inférer des hypothèses sur l'origine des troubles (*e.g.*, structures et/ou fonctions impliquées dans le contrôle postural).

Dans cet article, nous présentons notre travail réalisé sur l'hémiplégie consécutive aux accidents vasculaires cérébraux (AVC). Cette pathologie d'origine centrale (*i.e.*, lésion du faisceau pyramidal entraînant une diminution de la commande centrale) est à l'origine d'un certain nombre de déficits moteurs, sensoriels ou encore cognitifs (Geurts, de Haart, van Nes, & Duysens, 2005) et entraîne systématiquement des troubles de l'équilibre (Smith & Baer, 1999). Il est admis que parmi l'ensemble des troubles associés à cette pathologie, les troubles posturaux sont le premier facteur limitant la réalisation des activités de la vie quotidienne (AVQ, Geurts *et al.*, 2005) et la qualité de vie (Garland, Ivanova, & Mochizuki, 2007). Le niveau de déficit postural est un facteur pronostic majeur de la récupération fonctionnelle (Bohannon & Leary, 1995). Parce qu'ils provoquent des chutes entraînant d'importantes complications médicales (Forster & Young, 1995; Ganz, Bao, Shekelle, & Rubenstein, 2007; Hyndman, Ashburn, Yardley, & Stack, 2006), les troubles de l'équilibre sont considérés comme un problème majeur dans la prise en charge du patient (Berg, 1989).

Malgré une littérature abondante sur le sujet, de nombreuses interrogations subsistent encore aujourd'hui quant à l'origine des déficits et le développement de thérapies efficaces pour la restauration de capacités posturales minimales. Notre conjecture est que la nature des variables employées pour étudier les anomalies posturales est une des raisons de ce manque de résultat. Basées majoritairement sur l'observation des déplacements du centre des pressions plantaires (CPres), ces études se focalisent sur une variable ne permettant pas l'analyse des phénomènes de coordination entre les éléments neuro-musculo-squelettiques du système postural. Dès le début des années 1990, Scholz (1990) propose d'utiliser l'approche dynamique des patrons de coordination (Haken, 1983; Kelso, 1995) pour appréhender les anomalies sensori-motrices lors d'atteintes neurologiques. Depuis, plusieurs études ont démontré l'intérêt de cette approche pour qualifier différentes pathologies impliquant différents systèmes effecteurs (*e.g.*, Cauraugh & Kim, 2002; Cunningham, Stoykov, & Walter, 2002; Donker & Beek, 2002; Lewis & Byblow,

2004; Swinnen, van Langendonk, Verschueren, Peeters, Dom, & de Weerd, 1997; Wagenaar & Beek, 1992). C'est dans ce contexte que nous proposons une approche dynamique des déficits posturaux du patient hémiplégique. Dans cet article, nous présentons les particularités de cette approche pour l'étude des déficits posturaux, la méthodologie à employer, ainsi que les résultats obtenus à l'heure actuelle et leurs implications cliniques pour la rééducation.

## L'étude des déficits posturaux chez l'hémiplégique : apports et limites

### Les caractéristiques posturales du patient hémiplégique

Depuis une trentaine d'années, les publications traitant des déficits posturaux chez le sujet hémiplégique se sont multipliées. Nombre d'entre elles se concentrent sur l'évaluation cinétique du maintien de l'équilibre en station debout non perturbée ou lors de déplacements volontaires du poids du corps dans des tâches de transfert d'appuis. Il s'agit d'étudier les caractéristiques des oscillations posturales du patient à travers les déplacements de son CPres. Trois grandes particularités du maintien de l'équilibre érigé du patient hémiplégique ont pu être mises en évidence dans ces travaux. Tout d'abord, nous pouvons noter une asymétrie de la répartition du poids du corps au profit de la jambe non parétique qui supporte en moyenne 70 % du poids total (*e.g.*, Caldwell, Macdonald, Macneil, McFarland, Turnbull, & Wall, 1986; Sackley, 1990; Shumway-Cook, Anson, & Haller, 1988). De même, une augmentation de la surface totale des oscillations posturales est enregistrée (*e.g.*, Horak, Esselman, Anderson, & Lynch, 1984; Mizrahi, Solzi, Ring, & Nisell, 1989); cette augmentation est d'autant plus marquée sur l'axe médio-latéral (Shumway-Cook *et al.*, 1988). Pour finir, une limite de stabilité moindre est observée lors de la réalisation d'oscillation posturales volontaires maximales autour de l'axe des chevilles (Dettmann, Linder, & Sepic, 1987; Goldie, Evans, & Matyas, 1996), ainsi qu'une diminution de la capacité de transfert du poids du corps d'un appui vers l'autre (Laufer, Sivan, Schwarzmann, & Sprecher, 2003; Pai, Rogers, Hedman, & Hanke, 1994).

Il est intéressant de noter que l'évolution des paramètres stabilométriques est associée au niveau de récupération. Par exemple, il existe une corrélation entre d'une part, l'asymétrie posturale observée et d'autre part, les capacités fonctionnelles des patients dans les AVQ et la durée de l'hospitalisation. Plus l'asymétrie entre les deux appuis est importante, plus les performances dans les AVQ sont limitées (Sackley, 1990). L'évaluation de l'asymétrie de la répartition du poids du corps est donc utilisée comme mesure quantitative de la sévérité des troubles posturaux (Sackley, 1991). De même, il existe une forte relation entre l'augmentation des oscillations posturales et celle du nombre de chutes (Sackley, 1991). La corrélation entre échelle de mesure des capacités posturales et amplitude des oscillations montre que

plus les oscillations sont importantes, moins le niveau de récupération est élevé (Pyoria, Era, & Talvitie, 2004). Au cours de la rééducation, l'amélioration des capacités posturales est classiquement associée à une diminution de l'amplitude du CPres (de Haart, Geurts, Huidekoper, Fasotti, & Limbeek, 2004; Paillex & So, 2005).

D'autres travaux s'intéressant plus spécifiquement aux conséquences neuromusculaires de l'hémiplégie ont systématiquement révélé des anomalies des patrons d'activation musculaire lors de protocoles de perturbations soudaines et inattendues de la base de support (*e.g.*, Badke & Duncan, 1983; Berger, Horstmann, & Dietz, 1988; Dietz & Berger, 1984; Di Fabio, 1987; Marigold, Eng, & Inglis, 2004). Il a été mis en évidence des séquences d'activation musculaire anormales caractérisées par des contractions synchronisées de l'ensemble des muscles agonistes et antagonistes, ainsi qu'une latence des réponses électromyographiques et une diminution du niveau d'activation.

### Développement des thérapies dédiées à la restauration des capacités posturales

Jusqu'à récemment, la restauration des capacités posturales passait uniquement par des techniques de rééducation physique établies empiriquement. Aujourd'hui, les thérapies proposées sont plus directement inspirées des connaissances fondamentales sur les mécanismes du contrôle moteur et de l'apprentissage (Dobkin, 2004). En se basant sur les anomalies posturales présentées précédemment (*i.e.*, asymétrie de la répartition du poids du corps entre les appuis, oscillations posturales plus importantes et limite de stabilité moindre), diverses techniques de rééducation se sont développées, et plus particulièrement les techniques de biofeedback (bioFB) basées sur l'utilisation du CPres. L'objectif est de diminuer l'asymétrie posturale entre les deux appuis et/ou de réduire l'instabilité posturale<sup>2</sup>. Selon les études, le bioFB est présenté sous forme visuelle (*e.g.*, Geiger, Allen, O'Keefe, & Hicks, 2001; Sackley & Lincoln, 1997; Winstein, Gardner, McNeal, Barto, & Nicholson, 1989), auditive (*e.g.*, Engardt, 1994) ou combine les deux modalités (*e.g.*, Dursun, Hamamci, Donmez, Tuzunalp, & Cakci, 1996). C'est Shumway-Cook *et al.* (1988) qui introduisent pour la première fois l'utilisation d'un bioFB basé sur la visualisation du CPres. Au départ, il s'agissait d'un bioFB dit « statique » où l'objectif était simplement de maintenir le CPres entre les deux appuis de manière à travailler la symétrie corporelle en amenant le patient à davantage prendre appui sur son membre parétique. Suite à ce traitement, les patients présentaient

une diminution de leurs oscillations sur l'axe médio-latéral sans toutefois diminuer la surface totale des oscillations. Par la suite, des tâches dites « dynamiques » où le patient doit cette fois déplacer volontairement son CPres dans différentes directions de l'espace se sont développées (*e.g.*, Geiger *et al.*, 2001; Walker, Brouwer, & Culham, 2000). Grâce à cette technique, Winstein *et al.* (1989) observent une diminution de l'asymétrie de répartition du poids du corps; cependant, aucun effet n'est visible sur l'amplitude des oscillations posturales. Cheng, Wu, Liaw, Wong, et Tang (2001) ont observé une diminution des oscillations sur l'axe médio-latéral et du nombre de chutes. Généralement, l'utilisation d'un bioFB visuel des déplacements du CPres couplé à un stimulus auditif imposant la vitesse des déplacements posturaux montre une diminution de l'asymétrie, une augmentation de la stabilité posturale ainsi qu'une amélioration de la capacité à déplacer le poids de son corps (Matjacic, Hesse, & Sinkjaer, 2003; Ustinova, Chernikova, Ioffe, & Sliva, 2001). Ces différentes études semblent attester du bénéfice de ce type de thérapie pour l'amélioration des capacités posturales des patients hémiplégiques. En revanche, d'autres travaux basés sur le même type de protocole infirment ces résultats. En effet, même si l'utilisation du bioFB entraîne une amélioration de la symétrie, des fonctions motrices et des AVQ, selon Sackley et Lincoln (1997) ces effets ne perdurent pas dans le temps après l'arrêt de la thérapie. De même, Grant, Brouwer, Culham, et Vandervoort (1997) ne trouvent aucune amélioration des mesures stabilométriques ou encore des capacités de marche suite à ce type de protocole.

L'inconsistance des résultats expérimentaux observés dans la littérature ne permet pas à l'heure actuelle de démontrer un réel bénéfice de l'utilisation du bioFB basé sur le CPres. De plus, deux récentes méta-analyses (Barclay-Goddard, Stevenson, Poluha, Moffatt, & Taback, 2004; van Peppen, Kortsmit, Lindeman, & Kwakkel, 2006) démontrent que ce type de rééducation ne présente pas de bénéfice supérieur par rapport aux thérapies conventionnelles, que ce soit sur les variables directement travaillées durant la rééducation (*i.e.*, asymétrie, oscillations posturales, limite de stabilité) ou sur les capacités fonctionnelles du patient (*i.e.*, marche, AVQ, autonomie).

### Les limites des approches « classiques »

L'utilisation du CPres semble logique étant donné que cette variable permet de caractériser aisément la posture de l'hémiplégique et que son évolution est corrélée avec la récupération des capacités posturales et fonctionnelles (*e.g.*, de Haart *et al.*, 2005; Pyoria *et al.* 2004; Sackley, 1990; 1991). Cependant, étant donné qu'aucun bénéfice n'est clairement démontré, nous pouvons nous demander si le CPres est la variable la plus pertinente pour proposer un travail directement axé sur l'origine

<sup>2</sup> Dans ces études, l'instabilité est observée à travers l'amplitude des oscillations du CPres. Les auteurs considèrent que plus l'amplitude des oscillations est petite, plus la stabilité posturale est importante.

du déficit. En effet, les interprétations proposées quant aux mécanismes sous-tendant l'évolution des paramètres stabilométriques s'avèrent parfois contradictoires. Par exemple, l'augmentation de l'amplitude des oscillations posturales chez l'hémiplégique a longtemps été considérée comme une conséquence de l'asymétrie de la répartition du poids du corps entre les appuis (*e.g.*, Marigold & Eng, 2006). En même temps, il a été supposé que le maintien d'une posture asymétrique pouvait être, pour le patient, un moyen adaptatif de se maintenir en équilibre (*i.e.*, mouvement compensatoire). De plus, les travaux de Genthon, Rougier, Gissot, Froger, Pélissier, et Pérennou (2008) révèlent une implication de la jambe non parétique dans l'augmentation des oscillations posturales. Nous pouvons donc nous demander si l'asymétrie de répartition du poids du corps aide au maintien de l'équilibre debout ou si au contraire elle engendre une augmentation de l'instabilité posturale? En d'autres mots, est-ce un déficit ou une adaptation fonctionnelle au déficit? Pour obscurcir encore le débat, certains auteurs semblent remettre en cause le fait qu'une diminution des oscillations posturales se traduit systématiquement par une meilleure stabilité posturale (*e.g.*, Carpenter, Frank, Silcher, & Peysar, 2001; Newell, van Emmerik, Lee, & Sprague, 1993).

À travers ces exemples, nous voyons à quel point il peut être délicat de tirer des conclusions sur l'origine des anomalies posturales et donc de proposer des thérapies efficaces à partir des seules observations du CPres. Le CPres est une variable globale qui résulte de l'interaction de nombreux composants sensori-moteurs et cognitifs (Fraizer & Mitra, 2008). Elle est la conséquence de la coordination des composants du système postural et ne peut être considérée que comme un reflet « approximatif » de celle-ci. Il n'est pas possible de décrire l'organisation spatio-temporelle des constituants posturaux à partir des seuls déplacements du CPres. Par exemple, la station debout non perturbée est généralement assimilée à un simple pendule inversé oscillant autour de l'axe des chevilles (Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996). Ainsi on pourrait supposer que les déplacements du CPres observés sont uniquement la conséquence de l'activité des muscles de la cheville. Cependant, un mouvement de flexion ou d'extension de la hanche se traduit également par un déplacement du CPres impossible à discriminer du mouvement autour de l'axe des chevilles à partir du seul signal stabilométrique. La connaissance de l'organisation posturale n'est pas sans intérêt sachant que les configurations posturales observables (*i.e.*, l'organisation spatio-temporelle des différents segments et articulations du système postural) sont directement liées au but de la tâche à réaliser (Riccio & Stoffregen, 1988). Dans la vie de tous les jours, le maintien d'un équilibre en station debout est rarement une fin en soi et de nombreuses études ont démontré une modulation du contrôle postural dans le but de faciliter la réalisation d'activités supra-posturales (*e.g.*, Aruin & Latash, 1; Riley, Mitra, Stoffregen, & Turvey, 1997; Riley, Stoffregen, Grocki, & Turvey, 1999;

Stoffregen, Pagulayan Bardy, & Hettinger, 2000). Le but de la rééducation chez l'hémiplégique étant une amélioration de l'autonomie et des capacités fonctionnelles dans les AVQ, il apparaît essentiel d'étudier les patrons fonctionnels de mouvements lors de tâches supra-posturales. Dans la section suivante, nous présentons la théorie des systèmes dynamiques non-linéaires qui s'est attachée depuis une dizaine à décrire ces patrons posturaux et qui nous a servi de cadre théorique de référence pour décrire les déficits posturaux du patient hémiplégique. Dans un premier temps, nous développons succinctement les concepts essentiels pour appréhender cette théorie puis nous présentons plus spécifiquement les résultats obtenus sur le système.

## L'étude de l'organisation spatio-temporelle du système postural à travers sa dynamique

### Approche dynamique : théorie et concepts de base

La théorie des systèmes dynamiques non-linéaires s'intéresse au problème de la gestion de la redondance des degrés de liberté du système neuro-musculo-squelettique à travers la formation de patrons de coordination entre les différents éléments du système scruté. Une des originalités de cette approche est de considérer le comportement moteur comme auto-organisé. C'est l'interaction des différents composants du système qui permet l'émergence d'une coordination stable sous l'effet de diverses contraintes qui pèsent sur ce système (Newell, 1986). Les contraintes peuvent se définir comme l'ensemble des facteurs qui limitent les degrés de liberté du système en restreignant l'étendue des coordinations possibles (Kugler, Kelso, & Turvey, 1980), c'est-à-dire ses possibilités d'action (Kugler, 1986). Sous l'influence de ces contraintes, le système tend à adopter un certain comportement, qualifié de spontané ou préférentiel, et indétectable par ses différents états stables. Un système ne présente qu'un nombre limité d'états stables ou attracteurs. Lorsque le régime de contraintes est modifié, nous observons un changement brusque d'état, le système passe brusquement d'un bassin d'attraction à l'autre, traduisant ainsi sa nature non-linéaire. Ces patrons de mouvements peuvent être qualifiés de fonctionnels dans le sens où ils émergent spontanément sous l'influence d'une part, des caractéristiques intrinsèques de l'individu, c'est-à-dire des contraintes de l'organisme (*e.g.*, propriétés anatomiques et mécaniques, ressources énergétiques disponibles, etc.) et d'autre part, des exigences de la tâche à accomplir, c'est-à-dire des contraintes de la tâche et de l'environnement (Riccio & Stoffregen, 1988).

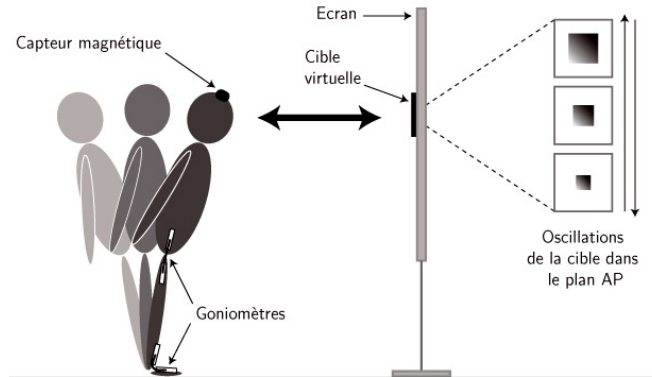
De manière concrète, l'observation de ces patrons fonctionnels de mouvement nécessite, en premier lieu, la détermination d'une variable macroscopique unique, appelée variable collective ou paramètre d'ordre, qui rend compte quantitativement de l'état de coordination du système. Cette variable doit pouvoir à elle seule résumer

le comportement adopté par le système en termes de coordination adoptée et de stabilité du patron. Généralement, la phase relative est utilisée en tant que paramètre d'ordre (Haken, Kelso, & Bunz, 1985; Kelso, Holt, Rubin, & Kugler, 1981). Il s'agit de la mesure du décalage temporel entre deux oscillateurs (*e.g.*, articulation, membre, stimulus externe, etc.) à un instant donné. Dans un second temps, l'observation de cette variable sous l'effet de contraintes particulières (*i.e.*, les paramètres de contrôle) doit permettre la description de l'ensemble de la dynamique intrinsèque du système (*i.e.*, existence de plusieurs états stables de coordination, transition d'un état à un autre, différence de stabilité intrinsèque des états stables, etc.). Le paramètre de contrôle est une variable qui au cours de son évolution entraîne une modification de la valeur du paramètre d'ordre sans pour autant spécifier la nature de la modification telle que la fréquence de mouvement ou la vitesse de déplacement.

### La dynamique posturale du sujet sain

Chez le sujet sain, l'étude de la dynamique du système postural a débuté il y a un peu plus de dix ans et est aujourd'hui bien documentée (pour une revue, voir Bardy, 2004). Cette dynamique est observable à travers les patrons de coordination émergents entre les mouvements angulaires des articulations des hanches et des chevilles quantifiés par la phase relative hanche-cheville ( $\phi_{rel}$ ) lors d'une tâche de poursuite de cible (Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999). Dans cette tâche, le participant a pour instruction de suivre de la tête le déplacement antéro-postérieur d'une cible virtuelle sur un écran tout en maintenant une distance constante avec celle. Au cours de l'expérimentation princeps, la fréquence et/ou l'amplitude d'oscillation est progressivement augmentée ou diminuée (Fig. 1). Il s'agit d'analyser l'évolution du paramètre d'ordre (*i.e.*,  $\phi_{rel}$ ) pour différentes valeurs d'un paramètre de contrôle (*i.e.*, fréquence et/ou amplitude des oscillations posturales imposée par la cible). Chez le sujet sain, deux modes de coordination préférentiels sont systématiquement retrouvés (*e.g.*, Bardy *et al.*, 1999; Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002). À basse fréquence et/ou à faible amplitude, les participants produisent un mode de coordination en *phase* ( $\phi_{rel} \approx 20^\circ$ ) caractérisé par une flexion ou une extension simultanée des deux articulations; et à haute fréquence et/ou grande amplitude, on observe un mode en *anti-phase* ( $\phi_{rel} \approx 180^\circ$ ) où la flexion d'une articulation est combinée à l'extension de l'autre articulation, et inversement. De plus, il a été démontré expérimentalement une différence de stabilité intrinsèque (mesurée par l'écart-type de  $\phi_{rel}$ ) entre les deux patrons préférentiels (Bardy *et al.*, 2002). Il s'avère que le patron en *anti-phase* présente une meilleure stabilité que le patron en *phase*.

Suite à ces premières expérimentations, l'effet de différentes contraintes intrinsèques de l'individu ont été



**Fig. 1.** Dispositif de poursuite de cible. Les mouvements angulaires de la hanche et de la cheville du sujet sont enregistrés dans le plan antéro-postérieur lorsqu'il suit les déplacements de la cible virtuelle affichée sur l'écran face à lui. Différentes amplitudes et fréquences de mouvement peuvent être imposées.

mises en évidence. Par exemple, une modification des propriétés purement mécaniques du système postural, telle que la taille de la base de support au sol ou encore la position du centre de gravité, entraîne systématiquement un changement de la dynamique posturale (Bardy *et al.*, 1999). Les individus dont la base de support est réduite et/ou le centre de gravité est surélevé transitent du patron en *phase* vers le patron en *anti-phase* à une fréquence d'oscillation plus faible. De même, le niveau d'expertise sportive/gestuelle fait apparaître des disparités en terme de dynamique entre des gymnastes et des sujets sédentaires (Marin, Bardy, & Bootsma; 1999). Les gymnastes sont capables de maintenir un mode de coordination en *phase* à une fréquence de mouvements plus élevée que les sédentaires.

À la lumière de ces résultats, nous considérons que l'hémiplégie, c'est-à-dire la lésion cérébrale et les divers déficits sensori-moteurs qui en découlent, peut être assimilée à une contrainte ou un ensemble de contraintes intrinsèques à l'organisme susceptibles d'induire des modifications de la dynamique posturale chez le patient.

## Application au cas de l'hémiplégie vasculaire

### Les déficits posturaux assimilés à des anomalies spatio-temporelles

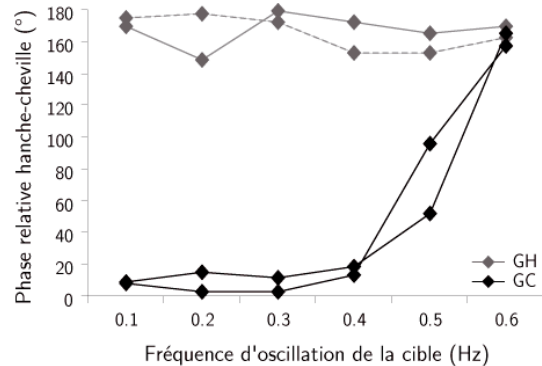
Les troubles moteurs sont souvent réduits à de simples anomalies des structures neuro-musculaires. Dans une pathologie complexe telle que l'hémiplégie (*i.e.*, atteinte cérébrale entraînant de nombreuses conséquences sensori-motrices), il est très difficile d'assimiler la perte du contrôle postural à un phénomène unique. Outre la lésion cérébrale en elle-même, la perte de commande volontaire, la spasticité (Sahrmann & Norton, 1977), la diminution de la force musculaire (Canning, Ada, & O'Dwyer,

1999) ou encore les troubles somato-sensoriels (Di Fabio & Badke, 1990) observés au niveau du membre inférieur sont autant des facteurs connus pour leur implication dans les troubles posturaux. De plus, les explications en termes de perte ou d'anomalie des structures et des fonctions psychologiques, physiologiques ou anatomiques ne rendent pas complètement compte des altérations observées dans les AVQ (World Health Organization, 1980). Selon Wagenaar et van Emmerik (1996), améliorer l'autonomie des patients dans les activités quotidiennes requiert nécessairement la connaissance de la nature du déficit en termes de coordination dans les tâches fonctionnelles. Ainsi, notre approche théorique permettant la mise en évidence des propriétés fonctionnelles des systèmes sensori-moteurs sans nécessairement les réduire aux bases structurelles (Beek, Peper, & Stegeman, 1995) semble indiquée pour l'étude des déficits posturaux chez l'hémiplégique, au moins de manière complémentaire aux approches plus classiques. Il ne s'agit donc plus d'observer les déficits locaux interférant dans la production d'une activité motrice mais plutôt d'analyser les anomalies spatio-temporelles lors de la réalisation de cette activité.

Dans les études présentées maintenant, nous avons pris le parti de quantifier les déficits posturaux chez le sujet hémiplégique à travers les modifications de l'organisation spatio-temporelle de la posture lors de la réalisation de tâches supra-posturales de laboratoire. La pathologie y est alors considérée comme une contrainte ou en ensemble de contraintes intrinsèques à l'organisme agissant sur la dynamique du système (*i.e.*, émergence d'états stables, stabilité des états, etc.), dynamique observable à travers une variable macroscopique unique, la phase relative hanche-cheville.

### Modifications de la dynamique posturale du patient post-AVC

Nous avons réalisé deux expérimentations dans le but de décrire la dynamique posturale du sujet hémiplégique post-AVC jusqu'alors inconnue. En premier lieu, nous nous sommes intéressés à sa dynamique *spontanée* (Varoqui *et al.*, 2009; Varoqui, Bonnet, Fraisse, Froger, Pélissier, & Bardy, 2011). Pour cela, nous avons repris et adapté le paradigme expérimental de poursuite de cible développé initialement par Bardy *et al.* (*e.g.*, 1999, 2002) de manière à étudier l'évolution de la phase relative hanche-cheville sous l'effet d'une modulation d'un paramètre de contrôle reconnu, chez un groupe de patient et un groupe de sujets sains appareillés en âge. Pour cette étude, nous avons fait varier la fréquence d'oscillation de la cible entre 0.1 et 0.6 Hz et gardé une amplitude constante de 10 cm. Les résultats obtenus montrent que, quelle que soit la fréquence de mouvement imposée par la cible, les patients produisent un mode de coordination centré autour de l'*anti-phase* (Fig. 2). En revanche, les sujets contrôles, conformément à la littérature, présentent une coordination hanche-cheville centrée autour du pa-

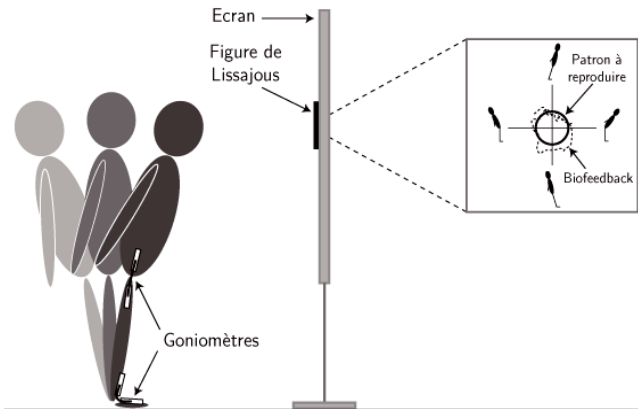


**Fig. 2.** Évolution de la phase relative hanche-cheville en fonction de la fréquence d'oscillation imposée par la cible. Pour le groupe hémiparétique (GH), la jambe parétique est représentée par la ligne en pointillés et la jambe non parétique par une ligne pleine.

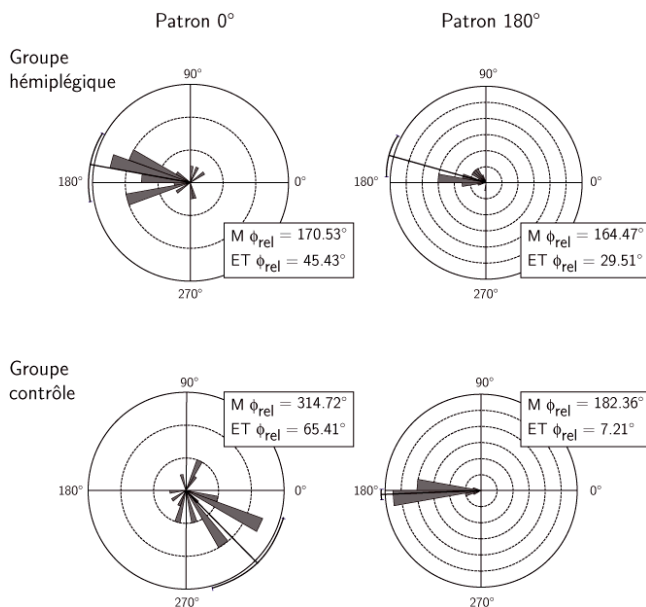
tron en *phase* à basse fréquence et adoptent un patron en *anti-phase* lors que la fréquence dépasse en moyenne 0.5 Hz.

Dans le cas de la pathologie, la non production d'un patron de coordination peut être due au fait que le patron intrinsèque n'est plus disponible ou qu'il n'est pas disponible sous le régime de contraintes imposé par la tâche (Scholz, 1990). Ainsi, de manière à s'assurer que la non production du patron en *phase* observée n'est pas seulement la conséquence du régime de contraintes imposé par notre tâche, nous avons voulu tester spécifiquement la réalisation des modes de coordination préférentiels (Varoqui, Froger, Lagarde, Pelissier, & Bardy, 2010). Pour cela, nous avons utilisé un dispositif expérimental développé initialement pour balayer l'ensemble des patrons posturaux à l'aide d'une information comportementale – la figure de Lissajous – permettant de spécifier directement au sujet la valeur de phase relative à produire (Faugloire, Bardy, Merhi, & Stoffregen, 2005). Cette tâche est donc radicalement différente de celle de la première expérimentation dans laquelle nous nous intéressions à l'émergence *spontanée* de la coordination sous l'effet du paramètre de contrôle. La figure de Lissajous se présente sous la forme d'un graphique orthonormé à deux dimensions où la position d'une articulation est représentée en fonction de l'autre. Ainsi, le sujet est placé face à un écran sur lequel est affiché le mode de coordination à produire (*i.e.*, 0° ou 180°) ainsi qu'un bioFB en temps réel provenant de l'enregistrement des déplacements angulaires des hanches et des chevilles (Fig. 3). Le patient est ainsi informé visuellement de l'écart entre la coordination qu'il produit et la coordination requise.

Les résultats de cette étude montrent que même lorsque le patron de coordination en *phase* est spécifié par une information comportementale, le patient hémiplégique n'est pas capable de produire cette coordination, il produit invariablement une coordination en



**Fig. 3.** Dispositif expérimental utilisant une Figure de Lissajous. Le mode de coordination hanche-cheville à réaliser est affiché sur l'écran sous la forme d'une figure de Lissajous (ligne pleine) et un biofeedback en temps réel (ligne pointillée) provenant de l'enregistrement des goniomètres informe le sujet sur la différence entre la coordination qu'il produit et celle imposée par la figure.



**Fig. 4.** Diagrammes circulaires représentant la fréquence d'apparition des valeurs de phase relative hanche-cheville lorsque les patrons 0° (gauche) et 180° (droite) sont requis pour les groupes hémiparétique (haut) et contrôle (bas). Les fréquences d'apparition sont calculées par intervalle de 10°.

*anti-phase* (Fig. 4). De plus, il s'avère que lors de la réalisation du patron en *anti-phase*, les patients sont moins stables que les sujets sains.

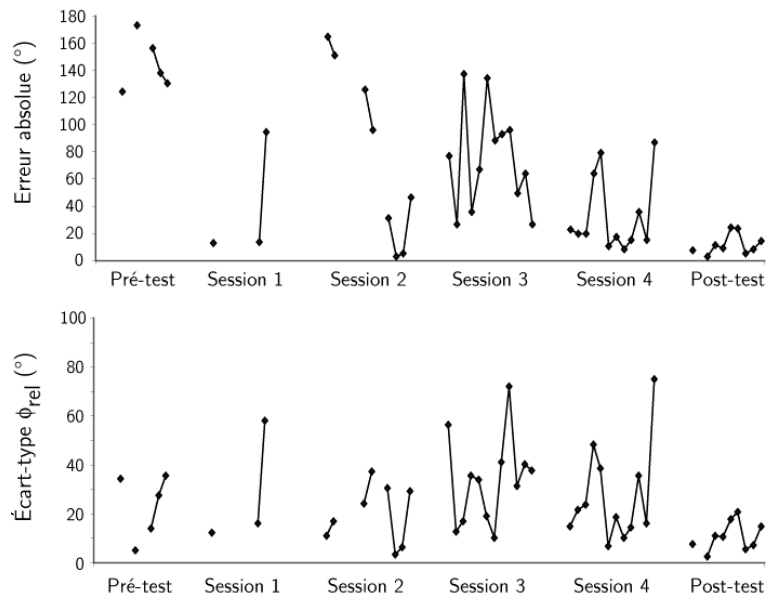
Pour résumer, chez le sujet hémiparétique post-AVC, des modifications conséquentes de la dynamique posturale sont observées à travers la disparition de l'attracteur le moins stable, à savoir le patron en *phase*, et la diminution de la stabilité du patron en *anti-phase*. Des résultats

similaires ont été précédemment révélés pour d'autres activités motrices. Par exemple, lors d'une tâche de coordination des avant-bras, une disparition de l'attracteur en *anti-phase*, qui dans le cas du système bimanuel est le patron le moins stable, est observée (Rice & Newell, 2004). De même, un décalage du bassin d'attraction, accompagné d'une instabilité de la coordination intersegmentaire de la jambe parétique, a été souligné au cours de la marche (Barela, Whittall, Black, & Clark, 2000; Wagenaar & van Emmerik, 1994).

### (Ré)apprentissage d'une dynamique « normale »

Aujourd'hui, il est admis que suite à un AVC, la récupération fonctionnelle est le résultat conjoint de la plasticité cérébrale et du travail sensori-moteur réalisé au cours de la rééducation physique (Johansen-Berg, Dawes, Guy, Smith, Wade, & Matthews, 2002). Au niveau moteur, les travaux basés sur l'analyse cinématique du geste ont permis de mettre en évidence deux mécanismes de récupération bien distincts : la *restauration motrice* et la *compensation motrice* (e.g., Cirstea & Levin, 2000; Roby-Brami, Feydy, Combeaud, Biryukova, Bussel, & Levin, 2003). La restauration motrice correspond à une re-découverte des patrons moteurs élémentaires proches de la « normale » et la compensation motrice se définit comme une ré-organisation du système sensori-moteur permettant la mise en place de nouvelles stratégies motrices (Levin, Kleim, et Wolf, 2008). Quelle que soit la stratégie de récupération employée (i.e., restauration ou compensation), l'apprentissage moteur y joue un rôle prépondérant (Kleim & Jones, 2008). Les adaptations corticales normales induites par l'entraînement interagissent avec la réorganisation corticale associée à la récupération spontanée suite l'AVC (Nudo, Jenkins, Merzenich, Prejean, & Grenda, 1992; Nudo, Wise, SiFuentes, & Milliken, 1996). Aujourd'hui, il semblerait que la majorité des techniques de rééducation utilise les principes d'apprentissage moteur développés à la base pour le sujet sain (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Dans le cadre de l'approche dynamique, l'apprentissage d'une nouvelle habileté motrice est observé à travers les changements qualitatifs de la coordination produite pour réaliser la tâche. Il s'agit d'apprendre un nouveau patron de coordination non présent dans la dynamique intrinsèque du système en utilisant des informations environnementales qui guident plus ou moins l'apprenant vers le geste désiré (Newell, 1991). Les protocoles expérimentaux développés pour l'apprentissage d'une nouvelle coordination se basent donc sur l'utilisation d'informations comportementales spécifiant la valeur de la phase relative à produire entre deux segments. Au début de la phase d'apprentissage, le mode de coordination prescrit par l'information comportementale est instable, les coordinations produites sont attirées vers les modes attracteurs (Schöner, Zanone, & Kelso, 1992; Zanone & Kelso, 1992). Au fur et à mesure, l'information



**Fig. 5.** Illustration typique du comportement d'un patient hémiplegique au cours de l'apprentissage du mode de coordination en *phase*.

comportementale est mémorisée et augmente l'influence du patron requis par rapport à la dynamique intrinsèque (Schöner *et al.*, 1992).

Les principes d'apprentissage moteur développés dans le cadre de l'approche dynamique semblent répondre aux exigences d'une bonne rééducation sensori-motrice chez le sujet hémiplegique. La restauration d'une dynamique intrinsèque « normale » peut être vue comme un travail de restauration motrice où le patient ré-apprend à produire les patrons préférentiels de coordination. De plus, l'utilisation d'une information comportementale au cours de la pratique est en totale adéquation avec le principe de saillance<sup>3</sup> connu pour induire une plasticité cérébrale (Dobkin, 2004; Kleim & Jones, 2008). D'un autre côté, un ré-entraînement spécifique des patrons posturaux préférentiels peut paraître peu écologique pour améliorer les capacités fonctionnelles du patient dans le sens où les patrons de coordination hanche-cheville en *phase* et en *anti-phase* n'ont pas de correspondance directe dans les activités supra-posturales quotidiennes. Cependant, Swinnen *et al.* (2000) ont montré qu'une pratique répétitive des patrons préférentiels de coordination bimanuelle chez le sujet atteint de la maladie de Parkinson entraînait une amélioration du contrôle fin du membre supérieur. De même, les résultats de Faugloire, Bardy, et Stoffregen, (2009) suggèrent que l'apprentissage d'un nouveau patron hanche-cheville chez le sujet sain, par le biais d'une information comportementale et d'un bioFB, améliore de manière globale le contrôle des articulations impliquées dans la coordination (*i.e.*,

la pratique de n'importe quel patron hanche-cheville aurait pour conséquence un meilleur contrôle du mouvement de ces deux articulations). Ainsi, la restauration d'une dynamique posturale « normale » chez le patient hémiplegique pourrait être transférée à différentes tâches supra-posturales et être bénéfique à son autonomie.

De manière à entraîner le patient post-AVC vers la (re)découverte d'une dynamique « normale », nous avons utilisé sur plusieurs semaines le dispositif expérimental basé sur la figure de Lissajous (Fig. 3) de manière à induire un (ré)apprentissage du mode de coordination en *phase* et une stabilisation du mode de coordination en *anti-phase* (Varoqui, Froger, Lagarde, Pelissier, & Bardy, 2011). L'objectif était de tester si le (ré)apprentissage des attracteurs posturaux est possible à partir d'une information comportementale et si la (re)découverte d'une dynamique posturale « normale » permet une restauration des capacités posturales et fonctionnelles du patient hémiplegique. D'une manière générale, les résultats montrent que lorsque le patron de coordination en *phase* a disparu suite à un AVC, son (ré)apprentissage est possible avec notre dispositif. La Figure 5 illustre le comportement typique d'un patient présentant un ré-apprentissage du patron en *phase*. Dans un premier temps, celui-ci est attiré vers l'attracteur en *anti-phase*, on observe une erreur absolue importante (*i.e.*, différence entre patron produit et patron imposé) et une grande variabilité de la phase relative. Au fur et à mesure de la pratique, le patron en *phase* présente une plus forte attractivité et se stabilise. La (re)découverte de l'attracteur en *phase* coïncide chez les patients avec l'amélioration de leurs capacités fonctionnelles évaluées cliniquement à l'aide de la mesure d'indépendance fonctionnelle. Il semblerait donc qu'une

<sup>3</sup> L'entraînement proposé doit être suffisant saillant pour induire une plasticité, c'est-à-dire qu'il faut mettre en valeur certains paramètres du mouvement à réaliser de manière à les rendre détectables et reconnaissables par le sujet.

dynamique posturale dite normale où le sujet est à même de produire les patrons en *phase* et en *anti-phase* participe à la production d'activités supra-posturales dans la vie quotidienne.

## Conclusion

En s'affranchissant d'une étude microscopique des structures et des mécanismes impliqués dans le contrôle postural et en se focalisant sur les phénomènes plus macroscopiques de coordination hanche-cheville, un certain nombre d'anomalies spatio-temporelles ont été mises en évidence chez le patient hémiparétique post-AVC. Nous avons pu voir que la pathologie entraîne une modification de la dynamique posturale observable à travers la disparition de l'attracteur en *phase* et la diminution de la stabilité de l'attracteur en *anti-phase*. Ces observations sont en accord avec les précédents travaux réalisés sur les coordinations bimanuelles montrant une disparition de l'attracteur le moins stable suite à une lésion cérébrale (Rice & Newell, 2004). De plus, elles confirment les prédictions théoriques de l'approche dynamique spécifiant qu'une augmentation du régime de contraintes peut entraîner une diminution de la stabilité des attracteurs ; si les contraintes deviennent trop importantes, une disparition du bassin d'attraction le moins stable est attendue (Kelso, DelColle, & Schöner, 1990 ; Fuchs, Jirsa, Haken, & Kelso, 1996).

D'un point de vue clinique, une approche dynamique des déficits sensori-moteurs présente plusieurs intérêts. Tout d'abord, elle permet d'étudier le comportement des patients au cours de la réalisation de mouvements posturaux fonctionnels à travers les patrons préférentiels de coordination. Elle complète ainsi les connaissances actuelles sur les déficits posturaux de l'hémiparétique obtenues principalement à partir des études stabilométriques (analysant les conséquences du maintien d'un équilibre à travers le CPres) et des échelles cliniques. Ces dernières mesurent l'équilibre et évaluent principalement la capacité des sujet à maintenir une posture donnée sans prendre en compte leurs capacités à réaliser des tâches supra-posturales (*e.g.*, *Postural Assessment Scale for Stroke*, *Berg Balance Scale*). De plus, nous avons vu que la restauration d'une dynamique posturale « normale » participe à l'augmentation du niveau de récupération fonctionnelle du patient. L'entraînement spécifique des patrons de mouvements fonctionnels semble donc bénéfique à la réalisation des AVQ. L'acquisition des patrons de coordination préférentiels peut ainsi être envisagée comme un préalable à la réalisation de tâches posturales plus complexes. Sur la base des connaissances acquises concernant les modifications de la dynamique posturale consécutives à la pathologie, la restauration d'une dynamique « normale » peut être envisagée comme une voie prometteuse pour la réhabilitation des patients atteints d'hémiparésie. Pour finir, l'approche dynamique présente l'avantage de n'utiliser qu'une seule variable macroscopique résumant le

comportement adopté par les patients (*i.e.*, la phase relative). La caractérisation d'un comportement sensori-moteur pathologique peut se faire par le biais d'analyses cinématiques, cinétiques ou encore électromyographiques. Ces différentes analyses renvoient à un niveau de description du système plus ou moins microscopique. Pour le thérapeute, il peut être difficile de choisir au sein de toutes ces variables celle présentant la plus grande pertinence et fournissant le meilleur index de l'exécution du mouvement. Il lui faut choisir une variable dont l'évaluation est relativement simple et qui permet de résumer le mouvement fonctionnel et l'état du patient. La phase relative hanche-cheville semble donc toute indiquée pour quantifier le niveau de déficit des patients et étudier son évolution à différentes étapes du processus de réhabilitation. Dans le futur, l'évaluation de la dynamique posturale pourrait donc être envisagée comme un complément aux tests cliniques classiquement utilisés pour mesurer les capacités posturales et d'équilibre ainsi que l'efficacité des protocoles de rééducation en termes de gain fonctionnel et d'autonomie.

Au-delà de l'importance que revêt l'étude de ce type de déficit pour améliorer la condition des patients, la pathologie représente un « modèle » fertile pour mieux comprendre les structures sous-jacentes impliquées dans le contrôle postural. Chez le sujet sain, la dynamique des coordinations posturales a fait l'objet de nombreuses investigations ces quinze dernières années et est aujourd'hui relativement bien connue. En revanche, les liens existant entre cette dynamique macroscopique et les dynamiques plus locales s'exprimant au niveau musculaire, nerveux ou sensoriel restent à tisser. Connaissant, d'une part, les structures et les mécanismes déficitaires et d'autre part, les modifications de la dynamique consécutives à la pathologie, l'étude de populations déficientes doit nous permettre dans le futur d'investiguer ces liens entre le niveau fonctionnel macroscopique et le niveau structural de niveau plus élémentaire.

## Remerciements

Ce travail a été financé par le Ministère Français de l'Éducation Nationale, de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, et par le Réseau Européen d'Excellence *En-active Interfaces* (Contrat IST #002114).

## Bibliographie

- Aruin, A.S., & Latash, M.L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments associated with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*, 106, 291–300.
- Badke, M.B., & Duncan, P.W. (1983). Patterns of rapid motor responses during postural adjustments when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. *Physical Therapy*, 63, 13–20.

- Barclay-Goddard, R., Stevenson, T., Poluha, W., Moffatt, M.E.K., & Taback, S.P. (2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 3, 1465–1858.
- Bardy, B.G. (2004). Postural coordination dynamics in standing. In V.K. Jirsa & J.A.S. Kelso (Eds.), *Coordination Dynamics: Issues and Trends, Vol.1 Applied Complex Systems* (pp. 103–121). Berlin: Springer.
- 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). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28, 499–514.
- Barela, J.A., Whittall, J., Black, P., & Clark, J.E. (2000). An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science*, 19, 251–273.
- Beek, P.J., Peper, C.L.E., & Stegeman, D.F. (1995). Dynamical models of movement coordination. *Human Movement Science*, 14, 573–608.
- Berg, K. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41, 304–311.
- Berger, W., Horstmann, G.A., & Dietz, V. (1988). Spastic paresis: impaired spinal reflexes and intact motor programs. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 51, 568–571.
- Bohannon, R.W., & Leary, K.M. (1995). Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 994–996.
- Caldwell, C., Macdonald, D., Macneil, K., McFarland, K., Turnbull, G., & Wall, J.C. (1986). Symmetry of weight distribution in normals and stroke patients using digital weight scales. *Physiotherapy Theory and Practice*, 2, 109–116.
- Canning, C.G., Ada, L., & O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 66–70.
- Carpenter, M.G., Frank, J.S., Silcher, C.P., & Peysar, G.W. (2001). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, 138, 210–218.
- Cauraugh, J.H., & Kim, S. (2002). Two coupled motor recovery protocols are better than one: electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and bilateral movements. *Stroke*, 33, 1589–1594.
- Cheng, P.-T., Wu, S.-H., Liaw, M.-Y., Wong, A.M., & Tang, F.-T. (2001). Symmetrical bodyweight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1650–1654.
- Cirstea, M.C., & Levin, M.F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123, 940–953.
- Cunningham, C.L., Stoykov, M.E.P., & Walter, C.B. (2002). Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia. *Acta Psychologica*, 110, 321–337.
- Dettmann, M.A., Linder, M.T., & Sepic, S.B. (1987). Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine*, 66, 77–90.
- Dietz, V., & Berger, W. (1984). Interlimb coordination of posture in patients with spastic paresis: impaired function of spinal reflexes. *Brain*, 107, 965–978.
- Di Fabio, R.P. (1987). Lower extremity antagonist muscle response following standing perturbation in subjects with cerebrovascular disease. *Brain Research*, 406, 43–51.
- Di Fabio, R.P., & Badke, M.B. (1990). Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia. *Physical Therapy*, 70, 542–548.
- Dobkin, B.H. (2004). Strategies for stroke rehabilitation. *Lancet Neurology*, 3, 528–536.
- Donker, S.F., & Beek, P.J. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: Effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica*, 110, 265–288.
- Dursun, E., Hamamci, N., Donmez, S., Tuzunalp, O., & Cakci, A. (1996). Angular biofeedback device for sitting balance of stroke patients. *Stroke*, 27, 1354–1357.
- Engardt, M. (1994). Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 65–69.
- Faugloire, E., Bardy, B.G., Merhi, O., & Stoffregen, T.A. (2005). Exploring coordination dynamics of the postural system with real-time visual feedback. *Neuroscience Letters*, 374, 136–141.
- Faugloire, E., Bardy, B.G., & Stoffregen, T.A. (2009). (De)Stabilization of required and spontaneous postural dynamics with learning. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 35, 170–187.
- Forster, A., & Young, J. (1995). Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *British Medical Journal*, 311, 83–86.
- Fraizer, E.V., & Mitra, S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait & Posture*, 27, 271–279.
- Fuchs, A., Jirsa, V.K., Haken, H., & Kelso, J.A.S. (1996). Extending the HKB model of coordinated movement to oscillators with different eigenfrequencies. *Biological Cybernetics*, 74, 21–30.
- Ganz, D.A., Bao, Y., Shekelle, P.G., & Rubenstein, L.Z. (2007). Will my patient fall? *Journal of the American Medical Association*, 297, 77–86.
- Garland, S.J., Ivanova, T.D., & Mochizuki, G. (2007). Recovery of standing balance and health-related quality of life after mild or moderately severe stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 218–227.
- Geiger, R.A., Allen, J.B., O'Keefe, J., & Hicks, R.R. (2001). Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Physical Therapy*, 81, 995–1005.

- Genthoon, N., Rougier, P.R., Guissot, A.S., Froger, J., Pélissier, J.-Y., & Pérennou, D. (2008). Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke*, *39*, 1793–1799.
- Geurts, A.C.H., de Haart, M., van Nes, I.J.W., & Duysens, J. (2005). A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture*, *22*, 267–281.
- Goldie, P., Evans, O., & Matyas, T. (1996). Performance in the stability limits test during rehabilitation following stroke. *Gait & Posture*, *4*, 315–322.
- Grant, T., Brouwer, B.J., Culham, E.G., & Vandervoort, A. (1997). Balance retraining following acute stroke: a comparison of two methods. *Canadian Journal of Rehabilitation*, *11*, 69–73.
- Haart (de), M., Geurts, A.C., Huidekoper, S., Fasotti, L., & van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*, 886–895.
- Haken, H. (1983). *Advanced synergetics*. Berlin: Springer.
- Haken, H., Kelso, J.A.S., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, *51*, 347–356.
- Horak, F.B., Esselman, P., Anderson, M.E., & Lynch, M.K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *British Medical Journal*, *47*, 1020–1028.
- Hyndman, D., Ashburn, A., Yardley, L., & Stack, E. (2006). Interference between balance, gait and cognitive task performance among people with stroke living in the community. *Disability & Rehabilitation*, *28*, 849–856.
- Johansen-Berg, H., Dawes, H., Guy, C., Smith, S.M., Wade, D.T., & Matthews, P.M. (2002). Correlation between motor improvements and altered fMRI activity after rehabilitative therapy. *Brain*, *125*, 2731–2742.
- Kelso, J.A.S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Kelso, J.A.S., DelColle, J.D., & Schöner, G. (1990). Action-perception as a pattern formation process. In M. Jeannerod (Ed.), *Attention and Performance XIII* (pp. 139–169). Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Kelso, J.A.S., Holt, K.G., Rubin, P., & Kugler, P.N. (1981). Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: Theory and data. *Journal of Motor Behavior*, *13*, 226–261.
- Kleim, J.A., & Jones, T.A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: Implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, *51*, S225–S239.
- Kugler, P.N. (1986). A morphological perspective on the origin and evolution of movement patterns. In M.G. Wade & H.T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: aspects of coordination and control* (pp. 459–525). Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Kugler, P.N., Kelso, J.A.S., & Turvey, M.T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. theoretical lines of convergence. In G.E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in motor behavior* (pp. 3–47). Amsterdam, NL: North Holland.
- Laufer, Y., Sivan, D., Schwarzmann, R., & Sprecher, E. (2003). Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *17*, 207–213.
- Levin, M.F., Kleim, J.A., & Wolf, S.L. (2008). What do motor “recovery” and “compensation” mean in patients following stroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *23*, 313–319.
- Lewis, G.N., & Byblow, W.D. (2004). Bimanual coordination dynamics in poststroke hemiparetics. *Journal of Motor Behavior*, *36*, 174–188.
- Marigold, D.S., & Eng, J.J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture*, *23*, 249–255.
- Marigold, D., Eng, J., & Timothy Inglis, J. (2004). Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. *Clinical Neurophysiology*, *115*, 2789–2797.
- Marin, L., Bardy, B.G., & Bootsma, R.J. (1999). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Sciences*, *17*, 615–626.
- Matjacic, Z., Hesse, S., & Sinkjaer, T. (2003). BalanceRe-Trainer: a new standing-balance training apparatus and methods applied to a chronic hemiparetic subject with a neglect syndrome. *NeuroRehabilitation*, *18*, 251–259.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., & Nisell, R. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *27*, 181–190.
- Newell, K.M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H.T.A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341–360). Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- 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 & Posture*, *1*, 225–230.
- Nudo, R.J., Jenkins, W.M., Merzenich, M.M., Prejean, T., & Grenda, R. (1992). Neurophysiological correlates of hand preference in primary motor cortex of adult squirrel monkeys. *Journal of Neuroscience*, *12*, 2918–2947.
- Nudo, R.J., Wise, B.M., SiFuentes, F., & Milliken, G.W. (1996). Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science*, *272*, 1791–1794.
- Pai, Y.-C., Rogers, M.W., Hedman, L.D., Hanke, T.A., (1994). Alterations in weight-transfer capabilities in adults with hemiparesis. *Physical Therapy*, *74*, 647–657.
- Paillex, R., & So, A. (2005). Changes in the standing posture of stroke patients during rehabilitation. *Gait & Posture*, *21*, 403–409.

- Peppen (van), R.P.S., Kortsmit, M., Lindeman, E., & Kwakkel, G. (2006). Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38, 3–9.
- Pyoria, O., Era, P., & Talvitie, U. (2004). Relationships between standing balance and symmetry measurements in patients following recent strokes ( $\leq 3$  weeks) or older strokes ( $\geq 6$  months). *Physical Therapy*, 84, 128–136.
- Riccio, G.E., & Stoffregen, T.A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, 7, 265–300.
- Rice, M.S., & Newell, K.M. (2004). Upper-extremity interlimb coupling in persons with left hemiplegia due to stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 629–634.
- Riley, M.A., Mitra, S., Stoffregen, T.A., & Turvey, M.T. (1997). Influences of body lean and vision on unperturbed postural sway. *Motor Control*, 1, 229–246.
- Riley, M.A., Stoffregen, T.A., Grocki, M.J., & Turvey, M.T. (1999). Postural stabilization for the control of touching. *Human Movement Science*, 18, 795–817.
- Roby-Brami, A., Feydy, A., Combeaud, M., Biryukova, E.V., Bussel, B., & Levin, M.F. (2003). Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurologica Scandinavica*, 107, 369–381.
- Sackley Sackley, C. (1990). The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*, 6, 179–185.
- Sackley, C.M. (1991). Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *Disability & Rehabilitation*, 13, 1–4.
- Sackley, C.M., & Lincoln, N.B. (1997). Single blind randomized controlled trial of visual feedback after stroke: effects on stance symmetry and function. *Disability & Rehabilitation*, 19, 536–546.
- Sahrmann, S.A., & Norton, B.J. (1977). The relationship of voluntary movement of spasticity in the upper motor neuron syndrome. *Annals of Neurology*, 2, 460–465.
- Scholz, J.P. (1990). Dynamic pattern theory – Some implications for therapeutics. *Physical Therapy*, 70, 827–843.
- Schöner, G., Zanone, P.G., & Kelso, J.A.S. (1992). Learning as change or coordination dynamics: Theory and experiment. *Journal of Motor Behavior*, 24, 29–48.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 395–400.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M.H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Philadelphia: Lippencott Williams & Wilkins.
- Smith, M.T., & Baer, G.D. (1999). Achievement of simple mobility milestones after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 442–447.
- Stoffregen, T.A., Pagulayan, R.J., Bardy, B.G., & Hettinger, L.J. (2000). Modulating postural control to facilitate visual performance. *Human Movement Science*, 19, 203–220.
- Swinnen, S.P., van Langendonk, L., Verschueren, S., Peeters, G., Dom, R., & De Weerd, W. (1997). Interlimb coordination deficits in patients with parkinson's disease during the production of two-joint oscillations in the sagittal plane. *Movement Disorders*, 12, 958–968.
- Swinnen, S.P., Steyvers, M., Van Den Bergh, L., & Stelmach, G.E. (2000). Motor learning and parkinson's disease: refinement of within-limb and between-limb coordination as a result of practice. *Behavioural Brain Research*, 111, 45–59.
- Ustinova, K.I., Chernikova, L.A., Ioffe, M.E., & Sliva, S.S. (2001). Impairment of learning the voluntary control of posture in patients with cortical lesions of different locations: the cortical mechanisms of pose regulation. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 31, 259–267.
- Varoqui, D., Bonnet, V., Fraisse, P., Froger, J., Pélissier, J.-Y., & Bardy, B.G. (2011). Spontaneous ankle-hip coordination during supra-postural tracking task by post-stroke patients. Manuscript soumis pour publication.
- Varoqui, D., Bonnet, V., Froger, J., Pélissier, J.-Y., Fraisse, P., Ramdani, N., & Bardy, B.G. (2009). Ankle-hip coordination during supra-postural tracking by stroke patients. *Progress in Motor Control VII*. Marseille (France).
- Varoqui, D., Froger, J., Lagarde, J., Pelissier, J.-Y., & Bardy, B.G. (2010). Changes in preferred postural pattern following stroke during intentional ankle/hip coordination. *Gait & Posture*, 32, 34–38.
- Varoqui, D., Froger, J., Pelissier, J.-Y., & Bardy, B.G. (2011). Effect of coordination biofeedback on (re)learning preferred postural patterns in post-stroke patients. *Motor Control*, 15, 187–205.
- Wagenaar, R.C., & Beek, W.J. (1992). Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics*, 25, 1007–1015.
- Wagenaar, R.C., & van Emmerik, R.E.A. (1994). Dynamics of pathological gait. *Human Movement Science*, 13, 441–472.
- Wagenaar, R., & van Emmerik, R.E.A. (1996). Dynamics of movement disorders. *Human Movement Sciences*, 15, 161–175.
- Walker, C., Brouwer, B., & Culham, E. (2000). Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. *Physical Therapy*, 80, 886–895.
- Winstein, C., Gardner, E., McNeal, D., Barto, P., & Nicholson, D. (1989). Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70, 755–762.
- Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C., & Zabjek, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75, 2334–2343.
- World Health Organization. (1980). *International classification of impairments, disabilities, and handicaps: A manual of classification relating to the consequences of disease*. Albany, NY : WHO Publications.
- 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.