

Les coordinations posturales : Approches neuromusculaire et dynamique

L. Marin et B.G. Bardy

Nous réalisons tous les jours de nombreuses tâches qui toutes sous-tendent un contrôle postural précis et efficace. Certaines de ces tâches sont nouvelles et nécessitent une organisation posturale jamais adoptée auparavant. Dans ce cas, comment adoptons-nous une posture efficace, aussi rapidement et spontanément ? D'autre part, le corps humain est formé de segments mobiles les uns par rapport aux autres ; il constitue de ce fait un système déformable. La conséquence fondamentale est qu'il existe plusieurs postures possibles pour contrôler l'équilibre corporel au cours d'une tâche donnée. En effet, le déplacement de différents segments peut avoir le même effet sur le maintien de l'équilibre et, réciproquement, le mouvement d'un seul segment peut avoir des effets différents sur l'équilibre du corps selon le déplacement des segments voisins. Là encore, comment adoptons-nous une posture efficiente face

à la multitude de possibilités d'organisation posturale ? La première réponse qui vient à l'esprit est que les mouvements des différentes parties du corps doivent être *coordonnés* entre eux. Cependant là aussi il existe de nombreuses solutions du fait du caractère multi-articulaire ($\approx 10^2$ articulations) du corps humain. Deux approches ont tenté au cours des 30 dernières années de répondre à cette question : l'approche neuromusculaire et l'approche dynamique. Mais l'ensemble des chercheurs de ces approches s'accorde à dire que le cerveau ne peut pas contrôler toutes les parties du corps en même temps. Il faut réduire le nombre des degrés de liberté à contrôler (Bernstein, 1967). À partir de cette notion de réduction des degrés de liberté à contrôler, nous allons présenter ces deux approches dans le cadre du contrôle postural et tenter de répondre aux questions précédentes. *Comment*

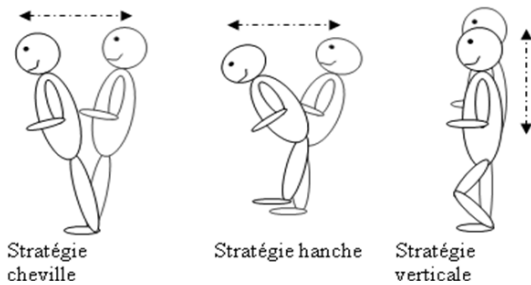


Fig. 1. Représentation des trois stratégies posturales définies par Nashner et McCollum (1985). (D'après Nashner & McCollum, 1985 et McCollum & Leen, 1989.)

pouvons-nous contrôler simultanément toutes les parties de notre corps ? Comment pouvons-nous adopter la posture la plus efficace face à la multitude de possibilités posturales ?

1 Approche neuromusculaire des stratégies posturales

D'après Nashner et McCollum (1985) l'être humain ne peut mémoriser toutes les situations posturales existantes. Par conséquent, les auteurs suggèrent que, parmi l'ensemble des combinaisons articulaires possibles permettant à un sujet de se tenir debout, une réduction des degrés de liberté à un nombre limité de **stratégies** posturales est opérée par le système nerveux central. Lorsque des individus sont exposés à des perturbations antéro-postérieures imprévisibles du support sur lequel ils se trouvent (*e.g.*, dans un bus ou sur une plateforme de force mobile), des stratégies posturales spécifiques sont mises en jeu en réponse à ces perturbations. Selon ces auteurs, le terme de stratégie inclut non seulement les patrons de contraction musculaire permettant l'exécution du mouvement mais aussi les interactions sensorielles assurant le lien entre le mouvement et l'environnement extérieur. Ces stratégies sont programmées par le système nerveux central (SNC) avant d'être paramétrisées en intensité, amplitude et fréquence afin de réguler la posture par rapport aux événements présents dans l'environnement. Sur la base des réactions posturales induites par des perturbations du support, Nashner et McCollum (1985) ont décrit trois principales stratégies posturales constituant l'essentiel du répertoire des mouvements possibles du corps dans le plan sagittal : la stratégie **Cheville**, la stratégie **Hanche** et la stratégie **Verticale** (voir Fig. 1).

La stratégie **Cheville** est un déplacement de l'ensemble du corps autour de l'articulation des chevilles sans mouvement apparent au niveau des hanches et des genoux à l'instar d'un pendule inversé (*e.g.*, Colobert, Crétual, Allard, & Delamarche, 2006 ; Horak & Nashner, 1986 ; Horak, Nashner, & Diener, 1990 ; McCollum & Leen, 1989). Compte tenu de la taille relativement faible

des pieds, les déplacements angulaires de la cheville sont faibles.

La stratégie **Hanche** se caractérise par un déplacement simultané et opposé de l'articulation des hanches et des chevilles (Ferry, Martin, Termoz, Côté, & Prince, 2004 ; McCollum & Leen, 1989). Certains auteurs représentent cette stratégie comme un double pendule inversé (*e.g.*, Deniskina & Levik, 2001 ; Horak & Moore, 1993 ; Yang, Winter, & Wells, 1990). L'équilibre peut être maintenu malgré de grands déplacements angulaires des hanches et des chevilles : de -90° à $+150^\circ$ pour les hanches et de -16° à $+16^\circ$ pour les chevilles.

La stratégie **Verticale** mobilise l'ensemble des articulations des hanches, des chevilles et des genoux en flexion. Elle a pour principal intérêt de provoquer un abaissement du centre de gravité. Dans cet article, nous n'aborderons pas cette stratégie dans la mesure où les tâches que nous utilisons n'impliquent pas la mobilisation importante de l'articulation des genoux.

Dans un tel contexte, en réponse à la question – *comment pouvons-nous adopter la posture la plus efficace face à la multitude de possibilités posturales ?* – les tenants de cette approche ont souvent suggéré que le système nerveux central choisissait l'une ou l'autre de ces stratégies. Certes, si le nombre de degré de liberté associé à ce *choix* a fortement diminué, il reste toujours, dans ce cas, à savoir laquelle de ces stratégies est la plus efficace. D'après ces auteurs, le choix d'une stratégie dépend, d'une part, des exigences biomécaniques inhérentes au maintien de l'équilibre, et d'autre part, de la configuration de la surface de support.

En ce qui concerne les *exigences biomécaniques*, la stratégie Cheville est adoptée préférentiellement pour compenser des perturbations à basse fréquence (en dessous de 0.2 Hz ; *e.g.*, Diener, Dichgans, Bruzek, & Selinka, 1982 ; Ferry, Cahouet, & Martin, 2007), de faible amplitude (en dessous de 20° ; *e.g.*, Diener *et al.*, 1982 ; Diener, Horak, Stelmach, Guschlbauer, & Dichgans, 1991), de faible vitesse (Ferry *et al.*, 2007 ; Horak, Diener, & Nashner, 1985) et de courte durée (Diener, Horak, & Nashner, 1988). En revanche, la stratégie Hanche est utilisée pour réagir à des perturbations à plus haute fréquence (jusqu'à 2.5 Hz) et de plus grande amplitude (Diener *et al.*, 1988 ; Ferry *et al.*, 2007).

En ce qui concerne la *qualité de la surface du support*, les participants adoptent préférentiellement une des stratégies précédemment citées selon la taille, la rigidité et la friction du sol. Ainsi, sur un sol glissant (comme de la glace) les sujets cherchent à minimiser les forces de cisaillements afin de conserver l'équilibre, et mettent plutôt en jeu une stratégie Cheville. À l'inverse, la stratégie Hanche est souvent observée lorsque les sujets sont placés sur un support mobile (Vaugoyeau, Viel, Amblard, Azulay, & Assaiante, 2008) ou sur un tapis déformable (Lekhel, Marchand, Assaiante, Crémieux, & Amblard, 1994), par exemple lorsque le tapis ne résiste pas aux déformations qu'exerce sur lui le sujet. Aussi,

l'utilisation d'une stratégie Cheville est inefficace puisqu'il faut un grand déplacement de la cheville pour obtenir un petit effet au niveau de la tête. En revanche, au cours d'une stratégie Hanche le sujet peut déplacer rapidement sa tête et son buste, sans toutefois mettre son équilibre en péril. De ce fait, il est facile de comprendre que cette stratégie soit la plus souvent employée sur un support déformable (*e.g.*, sable, tapis). Cette même stratégie Hanche est également sélectionnée sur une poutre de 10 cm de largeur puisque la longueur du pied est fortement diminuée : le moment qui s'exerce au niveau de la cheville amène plus rapidement la projection du centre de gravité proche de la limite de stabilité (Martin, 1990).

D'après les tenants de l'approche neuromusculaire, le SNC identifie les propriétés biomécaniques du sujet et celles de la surface de support puis sélectionne et paramétrise la stratégie posturale la plus adéquate (Maeda & Fujiwara, 2007). D'une manière générale, le choix d'une stratégie posturale découle d'une prescription du SNC (Horak, 2006 ; Leonard, Brown, & Stapley, 2009).

Plus de vingt-cinq ans après l'article princeps de Nashner et McCollum (1985), la validité du concept de stratégie posturale est toujours largement acceptée dans les recherches portant sur le contrôle de l'équilibre chez l'homme debout. Cependant, depuis une douzaine d'années nous avons montré que la manière dont ces stratégies Hanche et Cheville sont définies présente un certain nombre d'ambiguïtés (*e.g.*, Bardy, Marin, Stoffregen, & Bootsma, 1999 ; Bardy, Oullier, Stoffregen & Bootsma, 2002 ; Faugloire, Bardy, & Stoffregen, 2009 ; Gautier, Marin, Leroy, & Thouvarecq, 2009 ; Marin, Bardy, Baumberger, Flückiger, & Stoffregen, 1999 ; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999 ; Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma, 2002 ; Oullier, Marin, Stoffregen, Bootsma, & Bardy, 2006).

2 Ambiguïté concernant de la notion de stratégie posturale

Déjà en 1999 nous avons mis en exergue trois principales ambiguïtés du concept de stratégie posturale (Bardy, *et al.*, 1999) : 1) la non prise en compte de mouvements fonctionnels au niveau des hanches, 2) le caractère largement statique et 3) celui pré-établi des stratégies posturales.

2.1 Non prise en compte de mouvements fonctionnels au niveau des hanches

Dans la plupart des articles, les oscillations produites lors d'une stratégie Cheville sont comparées aux mouvements d'un pendule inversé, sans rotation autour des hanches. Cependant, dès les premiers travaux sur les stratégies posturales – dont l'article original de Nashner et McCollum (1985, p. 140 et Fig. 5a, p. 141) – les auteurs indiquent qu'il existe en fait des mouvements coordonnés des hanches et des chevilles au sein même de

la stratégie Cheville (*e.g.*, Horak & Nashner, 1986, figure 7 ; Horak *et al.*, 1990, Fig. 4 ; Martin, Cahouet, Ferry, & Fouque, 2006). Il faut d'ailleurs préciser que la représentation de la stratégie Cheville comme un pendule inversé implique de fait un contrôle actif de la part des muscles de la hanche : au cours d'un déplacement du corps autour de l'articulation de la cheville, il faut une certaine activation musculaire pour éviter tout mouvement de l'articulation des hanches alors que le corps entier est soumis à des forces inertielles (Bardy, Faugloire, Fourcade, & Stoffregen, 2006 ; Bardy, Oullier, Lagarde, & Stoffregen, 2007 ; Creath, Kiemel, Horak, & Jeka, 2008). Ces exemples montrent que la définition de la stratégie Cheville est ambiguë et doit être reconsidérée tout comme la stratégie Hanche qui elle aussi pose quelques problèmes de définition. Par exemple, pour certains auteurs, la stratégie Hanche peut être représentée comme un double pendule inversé (*e.g.*, Akram, Frank, Patla, & Allum, 2008 ; Colobert *et al.*, 2006 ; McCollum & Leen, 1989), alors que, pour d'autres, elle est définie comme une inclinaison du buste sur les jambes sans mouvement apparent de l'articulation des chevilles (Nashner & McCollum, 1985, p. 136). Enfin, pour compliquer le tout, les auteurs princeps de cette approche ont proposé l'existence de **stratégies mixtes**. Cependant, il existe presque autant de stratégies mixtes que de travaux les observant. Prenons quelques exemples dans la littérature pour illustration. D'après Mesure, Amblard et Crémieux (1997), une stratégie Mixte est une synchronisation de l'ensemble des différents segments du corps. Au contraire, pour Vaugoyeau *et al.*, (2008), les stratégies de contrôle postural nécessitent une stabilisation de la tête sur la verticale et une stabilisation du tronc. Enfin, pour Horak et Nashner (1986), elle s'apparente à une organisation dans laquelle les muscles des hanches et des chevilles se chevauchent jusqu'à ce qu'une stratégie *pure* apparaisse. Ces quelques exemples montrent la difficulté qui existe à regrouper toutes ces organisations articulaires dans une même catégorie posturale. S'il paraît difficile de donner une définition de chacune des stratégies posturales précédemment citées (pures et mixtes), c'est peut-être parce que le mouvement de chaque articulation joue un rôle fonctionnel et que les articulations des hanches et des chevilles sont constamment en relation les unes avec les autres. Enfin, si la définition de deux stratégies pures semble une solution au problème soulevé par Bernstein concernant la réduction du nombre de degrés de liberté à contrôler, rajouter un nombre élevé de stratégies mixtes, ne permet plus de répondre simplement à l'une des deux questions initiales : *comment pouvons-nous contrôler toutes les parties de notre corps simultanément ?*

2.2 Le caractère largement statique des stratégies posturales

Le paradigme de perturbation posturale (paradigme de la plate-forme mobile), utilisé dans la plupart des études sur

la posture, peut également contribuer à augmenter l’ambiguïté de la notion de stratégie. Dans un tel paradigme en effet, les sujets doivent revenir à une position précise, la station droite le plus souvent, après une perturbation mécanique de la surface de support. Or, dans la plupart des activités humaines impliquant le système postural, le caractère discret de la position de référence à atteindre est plus l’exception que la règle. L’activité posturale étant intrinsèquement une activité continue et cyclique (Gautier, *et al.*, 2009). Lorsque nous réalisons une activité quelconque nous oscillons en permanence autour de la direction de l’équilibre (opposée à la résultante gravito-inertielle; Riccio, Martin, & Stoffregen, 1992; Stoffregen, Hove, Bardy, Riley, & Bonnet, 2007) qui ne coïncide pas toujours avec la direction gravitaire. Il faut donc tenir compte des forces inertielles (du caractère dynamique) pour observer et analyser les coordinations posturales. Le problème de la sélection d’une stratégie se trouve posé de façon plus complexe que la définition statique originelle proposée par Nashner et McCollum (et un grand nombre d’études récentes sur la posture).

2.3 Le choix des stratégies : un phénomène pré-établi

Enfin, le « choix » par le SNC de la stratégie appropriée pose également des problèmes théoriques. En effet, il est improbable que ce choix puisse être totalement prescriptif (Leonard *et al.*, 2009; Maeda & Fujiwara, 2007; Nashner & McCollum, 1985). La sélection de la stratégie la plus efficace pour une situation donnée impose, par définition, la connaissance exhaustive et la confrontation de la totalité des stratégies potentiellement utilisables par le sujet, dont le nombre, si l’on inclut les stratégies dites mixtes, reste difficile à évaluer. De la même façon, la programmation centrale d’une stratégie suppose une connaissance a priori de tous les paramètres qui peuvent influencer le déroulement du mouvement (*e.g.*, les conditions initiales, les interactions entre les segments, etc.), connaissance qu’il est difficile de concevoir dans ses moindres détails. Par conséquent, nous pensons qu’un contrôle moins prescriptif est plus approprié pour envisager l’étude des coordinations posturales, en s’appuyant sur des solutions mnésiques moins coûteuses pour le SNC tout en rejetant l’idée d’un choix postural basé uniquement sur les exigences biomécaniques ou celles liées à la surface de support. Par exemple, au cours de faibles déplacements du corps seule la stratégie Cheville serait adoptée (*e.g.*, Diener, *et al.*, 1988; Halleman, De Clercq, Otten, & Aerts, 2005) alors que sur un tapis déformable (*e.g.*, Fransson, Gomez, Patel, & Johansson, 2007; Lekhel, *et al.*, 1994) ou sur une poutre (Fujisawa, *et al.*, 2005; Paquette, Fuller, Adkin, & Vallis, 2008), la stratégie Hanche semblerait exclusivement choisie. Nous verrons dans les paragraphes suivants qu’une telle exhaustivité est impossible. Nous proposerons que le choix d’une stratégie ne peut découler d’un phénomène entièrement prescriptif mais s’impose sous l’influence conjointe d’un ensemble de contraintes (Bardy, *et al.*, 1999; Marin, *et al.*, 1999).

3 Approche dynamique des coordinations posturales

L’approche dynamique est une alternative à l’approche neuromusculaire. Nous présentons brièvement le phénomène des coordinations posturales dans cette perspective dynamique avant d’exposer quelques données expérimentales à titre d’illustration et de validation expérimentale.

3.1 L’approche dynamique

Cette approche, introduite dans les sciences du mouvement humain par Kelso, Kugler et Turvey (Kugler, 1986; Kugler, Kelso, & Turvey, 1980; Kugler & Turvey, 1987; Turvey, 2007), trouve son originalité dans l’étude des coordinations. L’idée générale est de considérer que tout système est composé d’une multitude de composants (articulations, muscles, tendons, etc.) en interaction qui, peuvent s’assembler (ou se désassembler) sous l’influence de contraintes endogènes ou exogènes. Le concept d’auto-organisation est central dans cette approche et signifie que les patrons de mouvements qui *émergent* des interactions complexes entre les nombreux éléments composant le système peuvent se stabiliser ou se modifier sous la pression de contraintes internes et externes sans une prescription explicite par un contrôleur central (*e.g.*, Temprado & Montagne, 2001).

Le concept d’émergence des coordinations a été introduit par Kelso (*e.g.*, 1981, 1995) à l’aide du paradigme des coordinations bimanuelles révélant les états attracteurs du système et les types de transition entre eux. Depuis ses premiers travaux, de très nombreuses études ont appliqué le même type de paradigme à des mouvements variés – la marche (*e.g.*, Seay, Haddad, van Emmerik, & Hamill, 2006), les coordinations entre les mouvements de bras et de jambes (Ford, Wagenaar, & Newell, 2007), entre la respiration et la locomotion (Villard, Casties, & Mottet, 2005), entre la respiration et les mouvements du bras (Temprado *et al.*, 2002), au cours de gestes sportifs (Cignetti, Schena, Zanone, & Rouard, 2009), entre deux personnes (Varlet, Marin, Lagarde, & Bardy, 2010), etc. Les conclusions de ces études sont globalement identiques et indiquent que malgré l’infinité des modes de coordination possibles pour réaliser une tâche précise, seul un nombre limité émerge de l’interaction entre les composants du système. Ces coordinations « préférentiellement » adoptées par un système sont souvent appelées *coordinations préférentielles*.

3.2 Coordinations posturales préférentielles

Qu’en est-il de la posture? Si au préalable Nashner et McCollum ont mis en exergue deux stratégies « pures » (Hanche et Cheville), très vite ce nombre a exponentiellement augmenté avec l’observation de stratégies dites

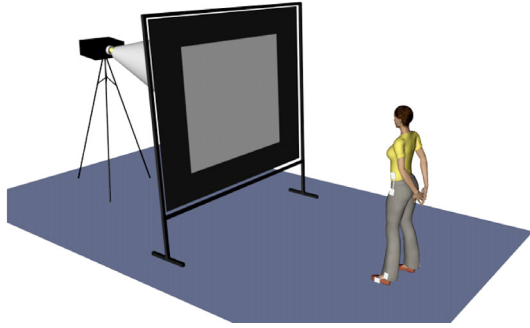


Fig. 2. Dispositif expérimental de poursuite de cible utilisé dans de nombreuses études (e.g., Bardy *et al.*, 1999; Marin, Bardy, Baumberger *et al.*, 1998; Marin, Bardy, & Bootsma, 1998).

mixtes. Aussi la question reste toujours posée; existe-t-il un petit nombre de coordinations préférentielles caractérisant le système postural?

Depuis 1999, un grand nombre d'études a répondu positivement à cette question (e.g., Bardy *et al.*, 1999, 2002; Bonnet *et al.*, 2009; Faugloire *et al.*, 2009; Marin, Bardy, Baumberger *et al.*, 1999; Marin, Bardy, & Bootsma 1999; Oullier *et al.*, 2002; Oullier, Bardy, Stoffregen, & Bootsma 2004; Varlet *et al.*, 2010; Varoqui, Froger, Lagarde, Péliissier, & Bardy, 2010). Dans ces études, le même paradigme expérimental a été utilisé. Les participants, debout face à un grand écran, devaient suivre les déplacements d'une cible qui se déplaçait à différentes amplitudes (e.g., Bardy *et al.*, 1999) ou à différentes fréquences (e.g., Bardy *et al.*, 2002; Marin *et al.*, 1999) en gardant constante la distance entre leurs yeux et la cible, et ce, sans bouger les pieds. Cette dernière était virtuelle et représentait un objet plat et carré (51.0 cm × 56.0 cm) qui oscillait en profondeur. La cible était projetée à hauteur des yeux sur un écran de grande dimension et simulait des oscillations continues d'avant en arrière (voir Fig. 2). L'ensemble de ces expériences a utilisé la phase relative (φ) entre les hanches (h) et les chevilles (c) (φ_{h-c}) pour définir les modes de coordination posturales et leurs évolutions. Dans la littérature contemporaine sur les coordinations posturales (et motrices en général), la phase relative entre deux oscillateurs est souvent utilisée comme la *variable collective* (ou **paramètre d'ordre**) résumant les coordinations entre deux articulations et permettant directement d'évaluer le couplage entre ces deux articulations. Dans un tel contexte, une coordination posturale caractérisée par une phase relative de 180° (coordination dite « en anti-phase ») signifie que l'articulation des hanches et celle des chevilles se déplacent simultanément dans une direction opposée (un peu comme une stratégie dite *Hanche*). À l'inverse, une phase relative de 0° (coordination appelée « en phase ») indique une mobilisation simultanée de l'articulation des hanches et des chevilles dans la même direction. Toute valeur intermédiaire de phase relative traduit une avance ou un retard de phase d'une articulation sur l'autre.

Les résultats de l'ensemble de ces expériences ont montré 1) que tous les participants ont spontanément adopté les mêmes coordinations posturales selon les mêmes conditions d'oscillation de la cible et 2) que seuls deux modes de coordinations sont en général observés. Le premier mode de coordination est le mode en phase ($\varphi_{h-c} \approx 0-20^\circ$) obtenu pour des déplacements de la tête de faible amplitude (de 5 à 14 cm) ou de basse fréquence (jusqu'à 0,4 Hz), alors que le second mode de coordination en anti-phase ($\varphi_{h-c} \approx 180^\circ$) est adopté pour réaliser des mouvements de grande amplitude (de 18 à 83 cm) ou à haute fréquence (à partir de 0,5 Hz). Nous pouvons d'ores et déjà relever deux points fondamentaux de l'analyse de ces résultats : la phase relative lève l'ambiguïté associée au concept de stratégie posturale, et seuls deux attracteurs posturaux sont classiquement observés.

A) *La phase relative et le problème de définition des stratégies posturales.* Ces études montrent que les hanches et les chevilles sont coordonnées, chaque articulation présente des mouvements fonctionnels ne pouvant être séparés des mouvements de l'autre articulation. Ceci permet de lever un certain nombre d'ambiguïté concernant la définition des stratégies posturales développées par Nashner et McCollum (voir la première ambiguïté dans la section 2.1). En effet, les stratégies « pures » peuvent clairement être définies comme étant des coordinations en phase et en anti-phase dont chacune des articulations se déplace en fonction de l'autre. D'autre part, la phase relative entre les hanches et les chevilles permet de quantifier précisément la coordination, y compris lorsque celle-ci s'écarte des états attracteurs en phase et en anti-phase, offrant par là une variable pertinente rendant compte du concept ambigu de stratégie mixte. Par exemple si les hanches sont en avance par rapport au déplacement des chevilles, on peut obtenir une phase relative de 90° entre les deux articulations. Il faut ici noter que dans les expériences précédemment citées nous n'avons mentionné que les deux modes en phase et en anti-phase dès lors que les participants devaient agir spontanément sous certaines conditions. Il n'en demeure pas moins que, sous diverses contraintes, d'autres coordinations entre les hanches et les chevilles peuvent émerger (e.g., apprentissage, Faugloire *et al.*, 2006, 2009; sur support instable, Marin, Bardy, & Bootsma, 1999).

B) *Les attracteurs posturaux.* Ces études indiquent d'autre part que deux modes de coordinations posturales préférentielles sont spontanément adoptés par tous les participants : le mode en phase ($\varphi_{h-c} \approx 0-20^\circ$) et le mode en anti-phase ($\varphi_{h-c} \approx 180^\circ$). Ces coordinations sont plus « attractives » que les autres valeurs de coordination possibles et de fait, prennent le nom **d'attracteur**. Il est possible de classer les attracteurs en deux types selon le fonctionnement dynamique du système qu'ils décrivent : un point attracteur et un attracteur périodique. Le premier conduit à un comportement limite statique. Nous pouvons illustrer ce concept par la convergence d'une posture vers un point d'équilibre comme par exemple la posture érigée (ou « *quiet stance* », situation

que nous avons vue auparavant comme exceptionnelle). Le deuxième conduit à un comportement du type cycle limite. Au lieu de converger vers un point, les trajectoires dans le plan de phase convergent vers une courbe appelée cycle limite. C'est ce que nous pouvons observer dans les expériences que nous avons citées : les oscillations naturelles sont périodiques, continues et auto-entretenues autour de la direction de l'équilibre (Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988; Stoffregen *et al.*, 2007). Un système ayant un attracteur est un système stable (appelé aussi **état stable**). Par conséquent, pour réaliser une tâche donnée, si le système adopte une coordination posturale parmi l'ensemble des coordinations possibles, c'est parce qu'elle présente des propriétés de stabilité. Cependant un état attracteur peut également être déstabilisé sous l'effet d'un **paramètre de contrôle** (*i.e.*, contrainte extérieure et aspécifique comme l'amplitude ou la fréquence d'oscillation) ou de l'intention (Schöner & Kelso, 1988). La déstabilisation par le paramètre de contrôle se traduit par une augmentation des fluctuations naturelles, puis par un changement qualitatif vers un autre état stable.

3.3 D'un mode de coordination à un autre

Dans les expériences que nous avons rapportées, les participants passent d'un état attracteur en phase lorsqu'ils se déplacent à basse fréquence ou à faible amplitude à un état attracteur en anti-phase pour des oscillations à haute fréquence ou à grande amplitude. Ce passage spontané d'un état à un autre mais également lorsqu'une personne passe d'un état stable de débutant à un état stable d'expert (*e.g.*, Faugloire *et al.*, 2006) définit ce que les tenants de l'approche dynamique appelle une **transition** ou **bifurcation**. Cette bifurcation est rendue possible parce qu'un paramètre de contrôle comme la fréquence ou l'amplitude des oscillations évolue. Par exemple, une augmentation graduelle de la fréquence du déplacement provoque une transition du mode de coordination en phase vers un mode en anti-phase et inversement une diminution de la fréquence de déplacement produit une transition du mode de coordination en anti-phase vers un mode en phase (Bardy *et al.*, 2002; Oullier *et al.*, 2004, 2006). D'une façon générale, la modification du paramètre de contrôle (*e.g.* augmentation de la fréquence) entraîne un changement du mode de coordination des sujets illustrant la perte de stabilité du paramètre d'ordre (la phase relative) à l'approche de la transition. La variabilité du paramètre d'ordre augmente jusqu'à la transition, puis diminue brutalement lorsque le système a adopté le nouveau mode de coordination.

Il semble donc que l'approche dynamique permet de lever quelques ambiguïtés inhérentes à l'approche neuromusculaire. Elle montre que l'émergence d'une coordination peut être prédite par les changements du paramètre de contrôle sans pour autant que des processus cognitifs prescriptifs de haut niveau soient pris en considération. Enfin, le fait d'obtenir deux modes attracteurs (phase re-

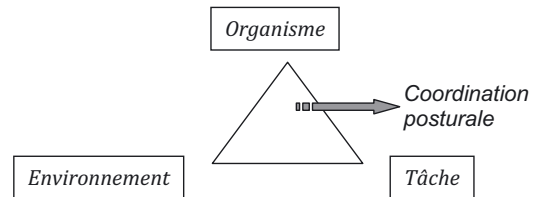


Fig. 3. Interactions entre trois contraintes, Newell (1986) : contraintes liées à la tâche, à l'environnement, à l'organisme. (D'après Newell, 1985, 1986 et Riccio & Stoffregen, 1988.)

lative autour de 20° et de 180°) souligne la réduction du nombre de degrés de liberté à contrôler pour réaliser une tâche posturale rapidement et efficacement. Cependant nous n'avons toujours pas répondu à la dernière question : *comment pouvons-nous adopter le mode de coordination le plus efficace face à la multitude de possibilités posturales ?* C'est ce que nous nous proposons de discuter maintenant.

4 Efficience, coordinations posturales, coalition de contraintes

Nous l'avons déjà abordé ci-dessus, dans de nombreuses études, la contrainte biomécanique explique le « choix » d'une stratégie. Par exemple, lorsque la surface de support est restreinte (*e.g.*, sur une poutre) les participants adoptent uniquement une stratégie Hanche (Horak & Nashner, 1986). De manière similaire, la stratégie Hanche est utilisée sur une surface présentant une faible résistance au moment (de la cheville) comme c'est le cas d'un sol mou, un tapis de gymnastique par exemple (Fransson, *et al.*, 2007). Nous verrons en détail ci-après que ces exemples ont de multiples contre-exemples. Autrement dit, penser que seule une contrainte indépendante et isolée puisse expliquer le « choix » d'une stratégie est peu compatible avec les résultats expérimentaux que nous présenterons. L'approche dynamique montre qu'un mode de coordination dépend d'un ensemble de contraintes. Cette notion de **contrainte** est importante dans l'émergence des modes de coordination et plus généralement dans l'organisation du mouvement. La taxonomie qui a certainement le plus contribué à la compréhension des contraintes sur l'action est celle proposée par Newell (1985, 1986; voir Fig. 3) et Riccio et Stoffregen (1988). Cette taxonomie distingue trois principales contraintes en constante interaction : les contraintes intrinsèques (liées aux propriétés du sujet), les contraintes environnementales (liées aux propriétés du milieu dans lequel et sur lequel évolue le sujet) et les contraintes intentionnelles (liées aux propriétés du but de la tâche à réaliser). Nous montrons ci-après dans quelle mesure ces contraintes et leurs nombreuses interactions rendent compte de l'adoption d'un mode de coordination plutôt qu'un autre.

4.1 Les contraintes intrinsèques (liées à l'organisme)

Les contraintes intrinsèques font référence aux propriétés de l'organisme et dépendent de la nature et de la durée de ses propriétés. Leur nature peut être structurelle (*e.g.*, morphologie, déficit moteur), fonctionnelle (*e.g.* niveau d'éveil, fatigue) ou dépendante de l'histoire de chacun, du niveau d'habileté et d'expertise motrice. Leur durée peut être relativement permanente (*e.g.*, taille, poids, déficit physique ou sensoriel d'un adulte), temporaire (*e.g.*, grossesse, blessure) ou évolutive (*e.g.*, développement, vieillissement, apprentissage).

Nous prenons ici quelques lignes pour détailler un peu plus le statut de l'expertise motrice (et notamment en sport) en tant que contrainte intrinsèque à part entière. Les recherches en STAPS permettent de contribuer directement à la validation théorique du statut de l'expertise sportive. En effet, l'entraînement intensif pendant de longues années modifie les capacités musculaires, articulaires et perceptives (Marin & Danion, 2005) ainsi que les coordinations motrices (Temprado, Della Grasta, Farrell, & Laurent, 1997), la stabilité posturale et les coordinations posturales (Wulf, 2008) d'un sportif, produisant une modification générale de l'ensemble de l'organisme. Par exemple, Mesure, *et al.* (1997) suggèrent que la pratique sportive entraîne une organisation posturale plus économique lorsque les sujets sont placés sur des surfaces déstabilisantes. Les experts ont une synchronisation optimale des différents segments du corps alors que les novices font appel à des organisations plus variées impliquant des stratégies de rattrapage provoquées par d'importantes déstabilisations. De même, Gautier, Thouvarecq et Chollet (2007) montrent que des gymnastes experts adoptent certaines postures que des sédentaires, voir d'autres sportifs, sont incapables de réaliser pour exécuter une tâche donnée. Il a été montré qu'un court programme d'entraînement spécifique est suffisant pour améliorer certaines composantes posturales chez les personnes âgées (Brauer, Neros, & Woollacott, 2008). Ces auteurs ont également démontré que des personnes âgées expertes (ayant suivi des entraînements à haute intensité sur une longue période) ont une meilleure stabilité posturale et une réactivité plus rapide que des personnes âgées en bonne santé lorsqu'elles sont soumises à des perturbations à grande vitesse.

Si de nombreuses études ont montré que les contraintes intrinsèques permettaient d'expliquer pourquoi une coordination posturale était adoptée plutôt qu'une autre, elles ne doivent pas être prises en compte isolément. Elles sont en interaction avec d'autres contraintes comme par exemple les contraintes environnementales.

4.2 Les contraintes environnementales

Les contraintes environnementales sont identifiées comme étant externes à l'organisme. Cette catégorie de

contraintes englobe les propriétés du milieu dans ou sur lequel le sujet se meut. Elle dépend donc des caractéristiques physiques de ce milieu (*e.g.*, gravité), des propriétés informationnelles provenant de l'environnement (*e.g.*, flux optique, illusions) et de la qualité de la surface de support sur laquelle les individus sont en équilibre. Cette dernière contrainte a sûrement été la plus étudiée. Il faut de nouveau rappeler ici que si la qualité de la surface de support est évidemment importante dans le contrôle postural, elle ne doit pas être prise en compte isolément. Elle n'est significative qu'en interaction avec d'autres contraintes.

4.3 Les contraintes intentionnelles (liées à la tâche)

Ces contraintes correspondent (i) au but de la tâche, (ii) aux règles spécifiant et contraignant le comportement moteur des sujets (*e.g.*, le type de mouvements à réaliser) et (iii) aux matériels expérimentaux utilisés (Newell, 1985, 1986). Ainsi, en fonction de la nature de la tâche, l'expérimentateur peut spécifier les modes de coordinations réalisés par les sujets. Prenons un exemple trivial. Dans une tâche posturale, si l'on demande à un sujet de ramasser une balle au sol, on peut penser qu'il va spontanément effectuer un mode de coordination en anti-phase. Par contre, si on lui demande de rester immobile (modification des contraintes liées à la tâche), nous pouvons penser qu'il va rester droit (« *quiet stance* »). D'une façon générale, les organismes adaptent leur posture aux caractéristiques de l'environnement. Une raison en est certainement la recherche de l'efficacité (Newell, 1985), c'est-à-dire de la réduction des coûts énergétiques ou attentionnels imposés par la situation. Par exemple, la station droite minimise les moments de rotation qui s'exercent au niveau des articulations, et par conséquent, minimise l'effort que doit fournir le système postural pour maintenir le corps dans cette position. La minimisation des moments gravitaires n'est cependant pas nécessairement compatible avec la réussite de nos actions, qu'elles soient quotidiennes ou sportives. En effet, nous adoptons une orientation posturale spécifique à l'action que nous voulons réussir (Riley, Mitra, Stoffregen, & Turvey, 1997). Considérons le cas précédent d'une personne voulant ramasser une balle au sol ou au contraire attraper une balle en l'air (Fig. 4). Dans ces situations, l'attracteur postural n'est pas la station droite immobile et la posture adoptée ne minimise pas les coûts énergétiques. Pourtant elle reste efficace par rapport à la tâche. Le fait majeur qui doit être retenu de ce simple exemple est que l'efficacité d'une coordination posturale doit prendre en compte la finalité de l'action (Newell, 1985, 1986). Nous effectuons quotidiennement quantité d'actions qui nécessitent un contrôle précis des coordinations posturales à des fins de performance, sans pour autant chercher à aligner les segments corporels avec la direction gravitaire. Dans un tel contexte de finalité, la posture n'est plus dévolue au simple maintien de l'équilibre efficace, mais d'une façon plus générale, à l'optimisation

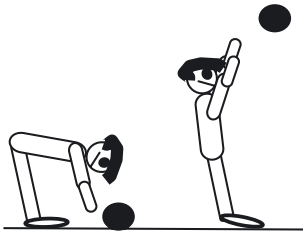


Fig. 4. L'organisation posturale dépend de la finalité de l'action. Attraper une balle au sol ou l'attraper en l'air sont deux actions qui contraignent les coordinations posturales à adopter.

de l'action que le sujet réalise (*e.g.*, Bardy, 1998 pour une revue). Les travaux de Yamada (1995) sur l'analyse dimensionnelle des déplacements du centre de pression montrent que la posture et le mouvement sont totalement intégrés. De la même façon, les études de Collins et De Luca (1993) indiquent que ces deux parties de l'action sont contrôlées ensemble et, par conséquent, sont inséparables.

4.4 L'interaction entre les contraintes

Cette analyse des contraintes sur l'action indique que les modes de coordination posturale produits par un individu émergent de l'interaction entre ces trois contraintes (Newell, 1985). Il ne faut donc pas comprendre l'émergence d'une organisation motrice comme la somme de ces contraintes mais comme le fruit de leurs interactions. Le tout n'apparaît donc pas comme la somme des parties (Koffka, 1935), mais plutôt comme une solution unique et différente. Si certaines fois une contrainte peut avoir un rôle prédominant sur la dynamique résultante, elle n'est qu'un cas particulier dans l'organisation générale des coordinations posturales.

Afin de démontrer que les coordinations posturales dépendent de l'interaction des contraintes nous allons illustrer notre propos par une série d'expériences tirées de différentes publications (Bardy *et al.*, 1999; Gautier *et al.*, 2009; Marin, Bardy, Baumberger *et al.*, 1999; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999). Plus précisément, nous allons manipuler l'interaction entre les diverses contraintes : contrainte liée à la tâche vs contrainte intrinsèque, contrainte environnementale vs contrainte liée à la tâche, les trois contraintes, et le niveau des contraintes.

5 Illustrations expérimentales

5.1 Méthodologie générale

L'ensemble de ces expériences utilise la même tâche de « *tracking* » présentée précédemment (voir Fig. 2) et la même analyse de la phase relative entre les hanches et les chevilles. Les sujets doivent suivre une cible

qui se déplace à différentes amplitudes (Bardy *et al.*, 1999; Marin, Bardy, Baumberger *et al.*, 1999) ou à différentes fréquences (Gautier *et al.*, 2009; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999).

5.2 Manipulation des caractéristiques de la tâche et des contraintes intrinsèques (Bardy, *et al.*, 1999)

Dans l'article Bardy *et al.* (1999), les auteurs ont manipulé les caractéristiques de la tâche (quatre amplitudes de la cible 5, 14, 18 ou 35 cm) avec la hauteur du centre de gravité (contrainte intrinsèque) en lestant les participants d'un poids de 10 kg, soit à hauteur du cou, soit à hauteur des genoux (pour la condition contrôle le corps était lesté à hauteur du centre de gravité). Cette manipulation produit une augmentation ou une diminution du moment gravitaire au niveau des articulations.

Les résultats montrent que l'interaction des contraintes modifie les modes de coordination adoptés par les participants. En effet, dans la condition contrôle que nous avons évoqué plus haut, les participants passaient d'un mode de coordination en phase (amplitudes de 5 et 14 cm) à un mode en anti-phase lorsque l'amplitude des déplacements antéropostérieurs étaient de 18 cm. Or, lorsque le centre de gravité est élevé les participants sont déjà en anti-phase pour une amplitude de 14 cm. À l'inverse lorsqu'il est abaissé, les participants ne sont en anti-phase que pour des amplitudes de 35 cm (Fig. 5A). Nous pouvons donc ici constater que les deux modes de coordination (0° et 180°) étaient bien dépendants de l'interaction des contraintes manipulées. Des études plus récentes ont également confirmé que des participants en surpoids adoptaient des organisations posturales différentes des sujets contrôles selon la tâche considérée (D'Hondt, Deforche, De Bourdeaudhuij, & Lenoir, 2008).

Outre la hauteur du centre de gravité, la longueur du polygone de sustentation (longueur des pieds) est elle aussi primordiale pour le maintien de l'équilibre. Aussi dans cette même étude les auteurs ont réalisé une seconde expérience. Des résultats similaires ont été obtenus en variant artificiellement la longueur des pieds des participants soit en fixant les pieds à une poutre de 10 cm (condition Petit pied) soit en les fixant à des skis (condition Grand pied). Dans les deux conditions, la rotation de la cheville était laissée libre. Pour les mêmes amplitudes de déplacements que ci-dessus (5, 14, 18 ou 35 cm) les participants sont toujours restés en anti-phase dans la condition Petit pied. En revanche dans la condition Grand pied, les participants ne sont passés en anti-phase que pour une amplitude de 35 cm (Fig. 5B). Si on compare à la condition contrôle (passage en anti-phase à 18 cm), on peut encore une fois observer que l'interaction entre les contraintes doit être prise en compte pour caractériser le processus de coordination.

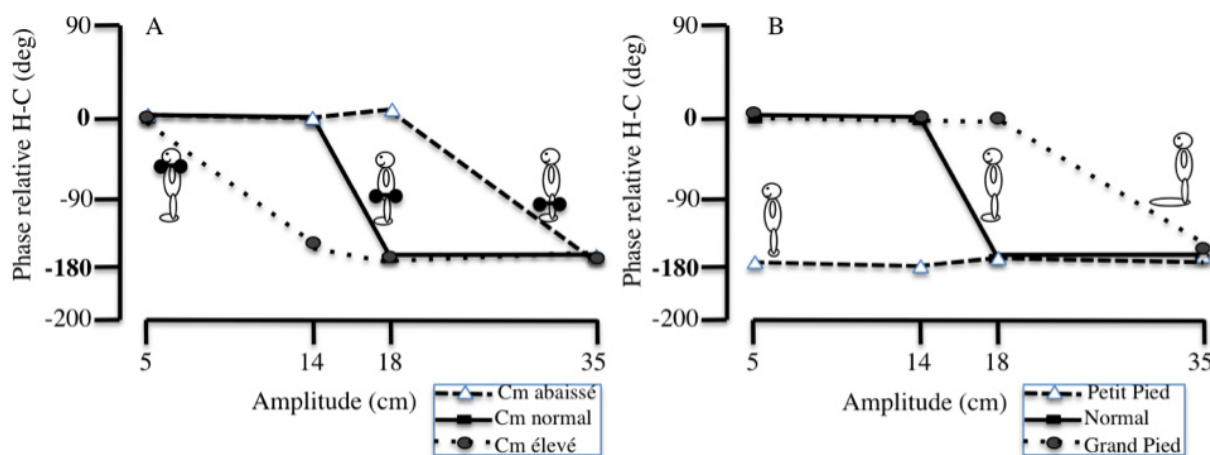


Fig. 5. Moyenne de la phase relative entre les hanches (H) et les chevilles (C) en fonction des conditions d'amplitude de déplacement de la cible (5, 14, 18 ou 35 cm) et (A) de la hauteur du centre de masse (Cm abaissé, Cm normal ou Cm élevé) ou (B) de la longueur des pieds ($Petit Pied$, $Normal$, ou $Grand Pied$). (D'après Bardy *et al.*, 1999.)

5.3 Manipulation des caractéristiques de la tâche et des contraintes environnementales (Marin, Bardy, Baumberger, *et al.*, 1999)

Dans autre expérience, les auteurs ont manipulé les caractéristiques de la tâche (trois amplitudes de déplacements : 14, 33 et 83 cm) et trois surfaces de support (contrainte environnementale). La qualité de la surface de support est tout aussi importante que la hauteur du centre de gravité et que la longueur du polygone de sustentation pour le maintien de l'équilibre. Une des surfaces de support sur laquelle les participants ont réalisé la tâche de « tracking » était un support déformable (épais tapis de gymnastique). La seconde était rigide et roulante (patins à roulettes) et la dernière était une surface rigide et rugueuse (plate-forme de force).

Les résultats ont montré qu'à l'exception d'une condition – *Roulant Amplitude = 33 cm* – il existe, comme pour les expériences précédentes, deux valeurs de phase relative émergeant de ces données : 0° (coordination en phase) et 180° (coordination en anti-phase). Ces résultats sont confirmés par l'intervalle de confiance à 95 % contenant, soit une phase de $0-20^\circ$, soit une phase de 180° pour toutes les conditions (sauf pour la condition *Roulant Amplitude = 33 cm*). Les résultats montrent également que l'augmentation de l'amplitude de la cible entraîne un changement d'un mode de coordination en phase vers un mode en anti-phase pour les trois conditions *Normal*. En revanche, pour les deux autres supports, ce changement n'est pas observé : les participants restent préférentiellement en anti-phase sur le tapis et en phase sur les patins à roulettes (Fig. 6). Ces résultats montrent que les contraintes liées au maintien de l'équilibre sur un sol déformable ou roulant semblent, dans ces conditions, avoir dominé celles qui sont liées à la réussite de la tâche.

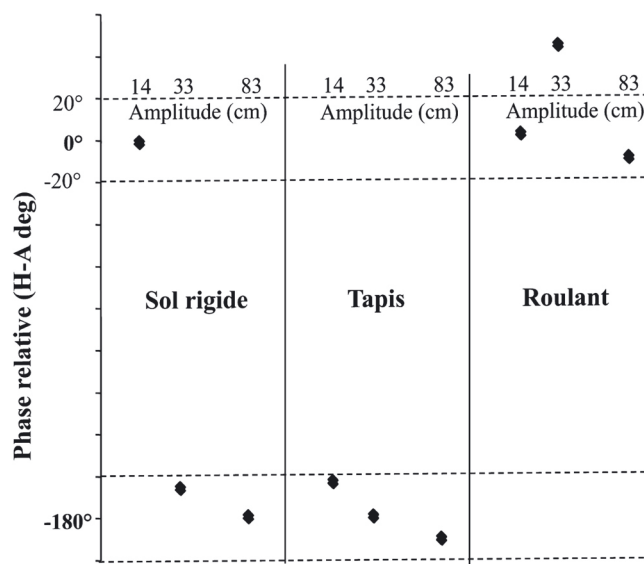


Fig. 6. Moyennes des phases relatives entre les hanches (H) et les chevilles (C) à l'intérieur de l'intervalle de confiance 0° ou 180° en fonction des surfaces de support (normal = *sol rigide*, *tapis* et patins à roulettes = *roulant*) et de l'amplitude de la cible (14, 33 et 83 cm). (D'après Marin *et al.*, 1999.)

5.4 Manipulation de l'interaction des trois contraintes : environnementale, intrinsèque et celle liée à la tâche (Marin, Bardy, Bootsma, 1999)

Dans cette série d'expériences, les auteurs ont manipulé l'interaction entre les trois contraintes : les caractéristiques de la tâche (fréquence de 0.15, 0.40, 0.50 et 0.70 Hz), la surface de support (poutre et sol normal) et le niveau d'expertise (gymnastes de niveau régional et sédentaires). L'intérêt de l'expertise gymnique réside

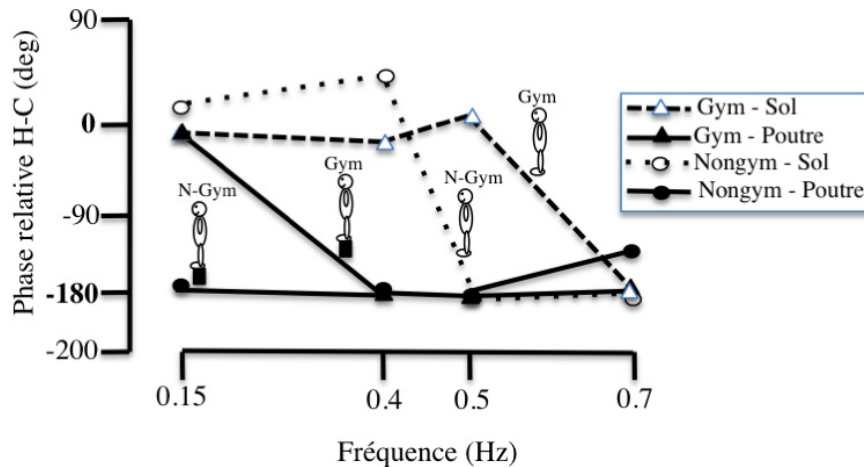


Fig. 7. Évolution de la phase relative entre les hanches (H) et les chevilles (C) en fonction de la fréquence de la cible (0.15, 0.40, 0.50 et 0.70 Hz), de la surface de support (poutre et sol) et du niveau d'expertise (gymnaste et sédentaire). N-Gym ou Nongym = Sédentaire. (D'après Marin *et al.*, 1999.)

plus particulièrement dans le niveau de raideur musculaire déployé naturellement par ces sportifs. En effet, pour réaliser un certain nombre de tâches gymniques les sportifs ne doivent pas fléchir l'articulation des hanches sous peine de pénalisation (*i.e.*, qui peut être considéré comme une perte d'équilibre). Les gymnastes ont donc spontanément une raideur musculaire qui peut modifier la nature des coordinations adoptées (Gautier *et al.*, 2007).

Les résultats ont encore une fois montré que sur le sol, l'augmentation de la fréquence du mouvement de la cible produit un changement rapide d'une coordination en phase vers une coordination en anti-phase pour toutes les participantes. Cependant, ce changement s'effectue plus précocement chez les sujets sédentaires (0.50 Hz) que chez les gymnastes (0.70 Hz). D'autre part, sur la poutre, alors que les sédentaires adoptent un mode en anti-phase dès la plus petite fréquence d'oscillation, les expertes passent d'un mode en phase vers un mode en anti-phase à partir de la condition *Poutre-0.40 Hz* (Fig. 7). Ces résultats confirment encore une fois l'importance de l'interaction des contraintes dans l'émergence des modes de coordination. Ils indiquent d'autre part que l'augmentation de la raideur musculaire des articulations des hanches et chevilles permet de retarder le passage d'un mode de coordination à un autre (Bardy, *et al.*, 2006; Fourcade, Bardy, & Bonnet, 2003). Enfin ce résultat permet de montrer que des participants peuvent réaliser spontanément des mouvements en phase sur une poutre alors que d'après la littérature classique, seule la coordination en anti-phase (stratégie Hanche) est envisageable sur un support étroit. Des études récentes ont également confirmé que des participants ayant des problèmes de douleur lombaires n'utilisaient pas une coordination en anti-phase (stratégie Hanche) sur un support étroit (Mok, Brauer, & Hodges, 2004) ni sur un support instable (Brumagne, Janssens, Knapen, Claeys, & Suuden-Johanson, 2008).

5.5 Le changement du niveau de contrainte influence directement les coordinations posturales (Gautier *et al.*, 2009)

Cette dernière série d'expérience complétera cette démonstration consacrée à l'interaction des contraintes. Dans les trois premières séries d'études, nous avons obtenu deux types de résultats issus de l'interaction des contraintes. Dans le premier cas (le plus fréquent), il est difficile de savoir si une catégorie de contrainte est plus importante qu'une autre. Autrement dit, le résultat de l'interaction entre les trois contraintes engendre des coordinations posturales différentes. Par exemple, pour une même hauteur du centre de gravité (contrainte n° 1), l'augmentation de l'amplitude des oscillations (contrainte n° 2) a entraîné le passage d'un mode en phase à une coordination en anti-phase. Dans le deuxième cas, l'interaction entre les contraintes n'a pas engendré différents modes de coordination. Par exemple, sur un support roulant et instable (contrainte n° 3), les sujets ont tous adopté un mode de coordination en phase révélant une dominance de la contrainte du support (du maintien de l'équilibre) sur celle liée à la tâche. Une telle différence de statut pourrait conduire certains tenants de l'approche neuromusculaires à penser que ces deux types de résultats invalident le modèle des contraintes et montrent encore une fois que les contraintes de l'organisme ou du support sont bien les seuls paramètres expliquant l'émergence d'un mode de coordination. Aussi dans cette quatrième étude les auteurs ont intentionnellement proposé aux participants une tâche plus complexe mettant en danger le maintien de l'équilibre au détriment d'une tâche de « tracking » afin de voir si malgré une forte contrainte liée au maintien de l'équilibre, ces participants adoptent différentes coordinations posturales. Dans cette expérience, des gymnastes experts devaient réaliser un équilibre sur les mains (les mains placées

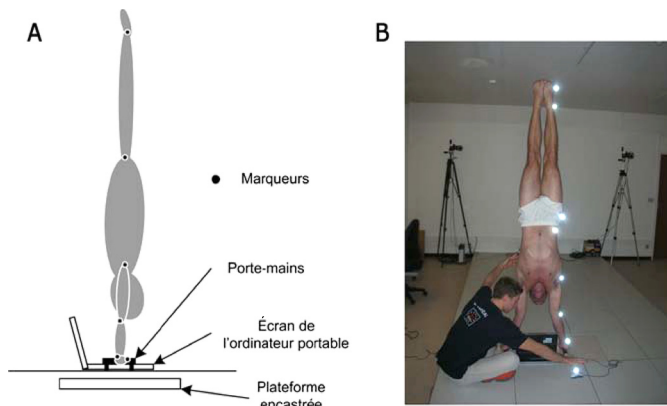


Fig. 8. Représentation du dispositif expérimental (A) et photo de la reproduction de la tâche de « tracking » en équilibre sur les mains (B). (D'après Gautier *et al.*, 2009.)

sur un porte-main) tout en suivant avec leur cheville les déplacements d'avant en arrière d'une cible. La cible était simulée sur un écran d'ordinateur placé au sol entre les porte-mains (Fig. 8 A et B). La cible se déplaçait avec une amplitude fixe de 5 cm dans trois conditions de fréquence différentes : 0.2, 0.4 et 0.6 Hz. Les caractéristiques de la tâche étaient ici en interaction avec le niveau d'expertise des gymnastes : un groupe était composé de gymnastes de haut niveau (niveau national : *High-Expert*) et le second groupe était constitué de gymnastes intermédiaires (niveau régional : *Intermediate-Expert*).

Il faut noter ici que des précautions expérimentales avaient été prises avant l'étude envisagée afin de s'assurer que les deux groupes de gymnastes pouvaient maintenir leur équilibre sur les mains (ATR) sans problème. Une analyse de la cinématique des articulations (amplitude des poignets, des épaules et des hanches) ainsi que des déplacements du centre de pression (surface) lors d'un test de 20 s en ATR avaient été effectuées et n'avait révélé aucune différence significative entre ces deux groupes en terme d'équilibre et de performance.

Pour l'expérience proprement dite, au-delà du maintien en ATR, les participants devaient de surcroît suivre le déplacement d'une cible. Cette tâche est non seulement difficile mais inhabituelle pour des gymnastes qui sont entraînés à minimiser les oscillations en ATR. Aussi face à une telle contrainte de maintien de l'équilibre, les tenants de l'approche neuromusculaire prédiraient que tous les participants devraient adopter les mêmes coordinations posturales. En effet, d'une part ils sont tous capables de réaliser la tâche, d'autre part ils ont les mêmes caractéristiques corporelles (ce sont tous des gymnastes) et enfin, la tâche est si contraignante que si nous devons calculer à l'aide d'un modèle biomécanique les solutions possibles, nous verrions qu'il n'y a pas énormément de coordinations envisageables (sauf au détriment de la tâche elle-même ou de leur équilibre). Or, les résultats montrent qu'il n'existe pas de différences individuelles mais inter-

groupes, renforçant l'idée que c'est bien l'interaction des contraintes qui expliquerait ces résultats.

Pour le détail des résultats, de par la nature même de la tâche, trois phases relatives (distincts de la phase hanche-cheville) ont été calculées : phase relative hanche-épaule, hanche-poignet et épaule-poignet. Les *Intermediate-Expert* adoptent tous un mode de coordination en phase entre les hanches et les poignets et en anti-phase entre les hanches-épaules et épaules-poignets. En revanche, les *High-Expert* sont en phase entre les hanches et les épaules et en anti-phase entre les hanches-poignets et épaules-poignets. Ces différences de phase relative entre les groupes montrent que les *Intermediate-Expert* utilisent préférentiellement les hanches pour réaliser la tâche posturale de « tracking » (Fig. 9 A et B) alors que les *High-Expert* au contraire « bloque » l'articulation des hanches et régulent leurs oscillations avec l'articulation des poignets et faiblement des épaules (Fig. 9 A et B).

Les résultats de cette étude confirment sans équivoque le modèle des contraintes au détriment de la dominance d'une contrainte isolée préconisée par l'approche neuromusculaire. En effet, un simple changement des paramètres – ici le niveau d'expertise – engendre des modes de coordinations totalement différents, et ce, sans variabilité intra-groupe significative. Ceci permet non seulement de valider le modèle mais de le renforcer. Le changement d'un niveau (*e.g.*, le niveau d'expertise) d'une contrainte peut modifier l'interaction elle-même. Si l'on considère la définition du modèle des contraintes, un tel résultat n'est en fait pas si surprenant dans la mesure où la modification d'une contrainte (et donc par essence son niveau) modifie la contrainte elle-même, ce qui a pour effet de bouleverser l'interaction de façon générale. Sans trop digresser, les résultats de cette étude permettent également de démontrer expérimentalement qu'être expert dans une tâche (ici l'ATR pour les *Intermediate-Expert*) et être expert dans un sport de façon « globale » (ici les *High-Expert*) sont deux choses différentes. Lorsqu'un individu est expert de façon « globale », cela implique un changement total de ses propriétés intrinsèques ce qui est considéré comme un changement général de l'état des contraintes.

6 Conclusion

Nous avons montré que l'approche dynamique permet d'une certaine manière de résoudre les ambiguïtés liées au concept de stratégies posturales proposé par l'approche neuromusculaire. D'autre part, nous avons pu répondre aux deux questions fondamentales que nous avons posées au début de cet exposé : *comment pouvons-nous contrôler simultanément toutes les parties de notre corps ? Comment pouvons-nous adopter la posture la plus efficace face à la multitude de possibilités posturales ?* À la première question, nous répondons que nous ne contrôlons pas indépendamment toutes les parties de notre corps en même temps, que les mouvements d'une

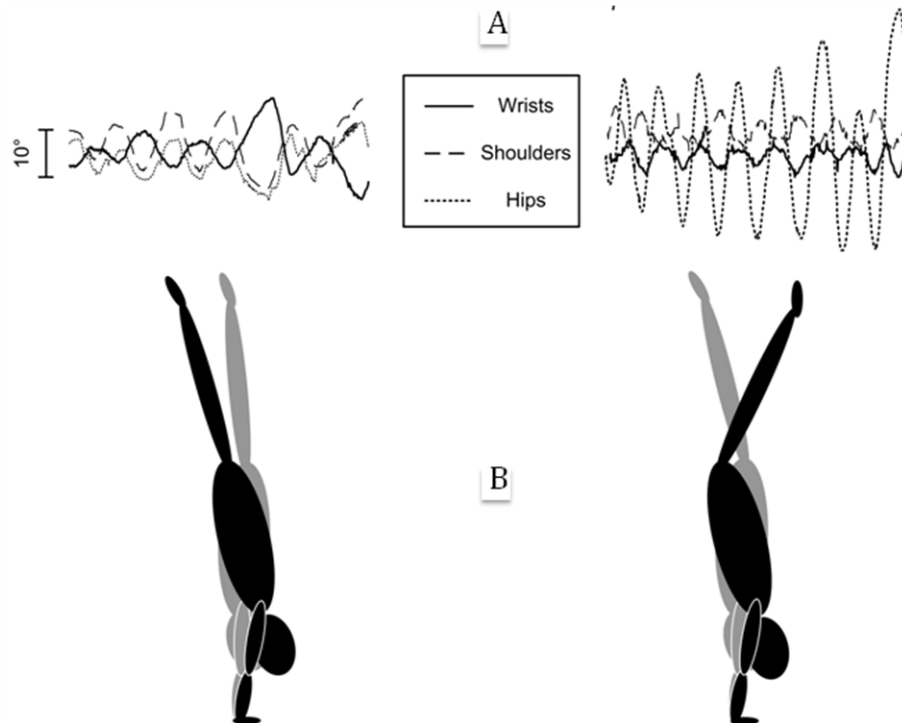


Fig. 9. Représentation des données brutes du mouvement angulaires des hanches, épaules et poignets pour les *High-Expert* et les *Intermediate-Expert* pour 6 cycles à la fréquence d'oscillation de la cible de 0.4 Hz (A). Une représentation du type de coordination hanche-haut du corps pour les *Intermediate-Expert* et épaule-poignet pour les *High-Expert* est donnée en bas de la figure (B). *wrist* = poignet, *shoulder* = épaule et *hip* = hanche. (D'après Gautier *et al.*, 2009.)

partie de notre corps sont naturellement contraints par les mouvements des autres parties, ce qui fonde le processus d'assemblage de coordinations préférentielles. À la seconde question, nous réitérons avec force que la posture la plus efficiente émerge de l'interaction simultanée entre les contraintes liées à l'organisme, à l'environnement, à la tâche.

Remerciements

La rédaction de cet article a été financée par l'Agence Nationale de la Recherche (Projet SCAD # ANR-09-BLAN-0405-01) et la commission européenne (Projet SKILLS IST #035005).

Bibliography

- Akram, S.B., Frank, J.S., Patla, A.E., & Allum, J.H. (2008). Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface. *Gait & Posture*, *27*, 393–398.
- Bardy, B.G. (1998). *Les actions posturales et locomotrices. Coordination et Régulation*. Habilitation à Diriger des Recherches en Sciences. Université de la Méditerranée, 288 p.
- Bardy, B.G., Faugloire, E., Fourcade, P., & Stoffregen, T.A. (2006). Stabilization of old and new postural patterns in

standing humans. In M. Latash & F.G. Lestienne (Eds.), *Motor control and learning over the lifespan* (pp. 77–87). Berlin: Springer Verlag.

- 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*, *5*, 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.
- Bardy, B. G., Oullier, O., Lagarde, J., & Stoffregen, T.A. (2007). On perturbation and pattern co-existence in postural coordination dynamics. *Journal of Motor Behavior*, *39*, 326–334.
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. London: Pergamon.
- Bonnet, V., Fraise, P., Ramdani, N., Lagarde, J., Ramdani, S., & Bardy, B.G. (2009). A robotic closed-loop scheme to model human postural coordination. In *Proceedings of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent RObots and Systems (IROS-2009)*.
- Brauer, S.G., Neros, C., & Woollacott, M. (2008). Balance control in the elderly: do Masters athletes show more efficient balance responses than healthy older adults? *Aging Clinical and Experimental Research*, *20*, 406–411.
- Brumagne, S., Janssens, L., Knapen, S., Claeys, K., & Suuden-Johanson, E. (2008). Persons with recurrent low back pain

- exhibit a rigid postural control strategy. *European Spine Journal*, *17*, 1177–1184.
- Cignetti, F., Schena, F., Zanone, P.G., & Rouard, A. (2009). Dynamics of coordination in cross-country skiing. *Human Movement Science*, *28*, 204–217.
- Collins, J.J., & De Luca, C.J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, *95*, 308–318.
- Colobert, B., Créteuil, A., Allard, P., & Delamarche, P. (2006). Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical Biomechanics*, *21*, 427–434.
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., & Jeka, J.J. (2008). The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *Journal of Vestibular Research*, *18*, 39–49.
- D'Hondt, E., Deforche, B., De Bourdeaudhuij, I., & Lenoir, M. (2008). Childhood obesity affects fine motor skill performance under different postural constraints. *Neuroscience Letters*, *440*, 72–75.
- Deniskina, N.V., & Levik, Y.S. (2001). Relative contribution of ankle and hip muscles in regulation of the human orthograde posture in a frontal plane. *Neuroscience Letters*, *310*, 165–168.
- Diener, H.C., Dichgans, J., Bruzek, W., & Selinka, H. (1982). Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Experimental Brain Research*, *45*, 126–132.
- Diener, H.C., Horak, F.B., & Nashner, L.M. (1988). Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*, *59*, 1888–1905.
- Diener, H.C., Horak, F., Stelmach, G., Guschlbauer, B., & Dichgans, J. (1991). Direction and amplitude precuing has no effect on automatic posture responses. *Experimental Brain Research*, *84*, 219–223.
- Faugloire, E., Bardy, B.G., & Stoffregen, T.A. (2006). The dynamics of learning new postural patterns. *Journal of Motor Behavior*, *38*, 299–312.
- 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.
- Ferry, M., Cahouet, V., & Martin, L. (2007) Postural coordination modes and transition: dynamical explanations. *Experimental Brain Research*, *180*, 49–57.
- Ferry, M., Martin, L., Termoz, N., Côté, J., & Prince, F. (2004). Balance control during an arm raising movement in bipedal stance: which biomechanical factor is controlled? *Biological Cybernetics* *91*, 104–114.
- Ford, M.P., Wagenaar, R.C., & Newell, K.M. (2007). Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait & Posture*, *26*, 135–141.
- Fourcade, P., Bardy, B.G., & Bonnet, C. (2003). Modeling postural transitions in human posture. In S. Rogers & J. Effken (Eds.), *Studies in perception and action VII* (pp. 99–103). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Fransson, P.A., Gomez, S., Patel, M., & Johansson, L. (2007). Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *European Journal of Applied Physiology*, *101*, 81–89.
- Fujisawa, N., Masuda, T., Inaoka, Y., Fukuoka, H., Ishida, A., & Minamitani, H. (2005). Human standing posture control system depending on adopted strategies. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *43*, 107–114.
- Gautier, G., Marin, L., Leroy, D., Thouvarecq, R. (2009). Dynamics of expertise level: coordination in handstand. *Human Movement Science*, *28*, 129–140.
- Gautier, G., Thouvarecq, T., & Chollet, D. (2007). Visual and postural control of an arbitrary posture: The handstand. *Journal of Sports Sciences*, *25*, 1271–1278.
- Hallems, A., De Clercq, D., Otten, B., & Aerts, P. (2005). 3D joint dynamics of walking in toddlers A cross-sectional study spanning the first rapid development phase of walking. *Gait & Posture*, *22*, 107–118.
- Horak, F.B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, *35*, ii7–ii11.
- Horak, F.B., Diener, H.C., & Nashner, L.M. (1985). Influence of stimulus parameters and set on human postural synergies. *Society for Neuroscience Abstract* *11*, 704.
- Horak, F.B., & Moore, S.P. (1993). The effect of prior leaning on human postural responses. *Gait & Posture*, *1*, 203–210.
- Horak, F.B., & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, *55*, 1369–1381.
- Horak, F.B., Nashner, L.M., & Diener, H.C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, *82*, 167–177.
- Kelso, J.A.S. (1981). On the oscillatory basis of movement. *Bulletin of the Psychonomic Society*, *18*, 63.
- Kelso, J.A.S. (1995). *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior*. Cambridge: MIT Press.
- Koffka, K. (1935). *Principles of Gestalt Psychology*. New York: Harcourt Brace Jovanovich Inc.
- 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). Boston: 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.), *Tutorial in motor behavior* (pp. 3–47). Amsterdam (NL): North Holland.
- Kugler, P.N., & Turvey, M.T. (1987). *Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement*. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Lekhel, H., Marchand, A.R., Assaiante, C., Crémieux, J., & Amblard, B. (1994). Crosscorrelation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. *NeuroReport*, *5*, 1293–1296.
- Leonard, J.A., Brown, R.H., & Stapley, P.J. (2009). Reaching to multiple targets when standing: The spatial organization of feed-forward postural adjustments. *Journal of Neurophysiology*, *101*, 2120–2133.
- Maeda, K., & Fujiwara, K. (2007). Effects of preparatory period on anticipatory postural control and contingent negative variation associated with rapid arm movement in standing posture. *Gait & Posture*, *25*, 78–85.

- Marin, L., Bardy, B.G., Baumberger, B., Flückiger, M., & Stoffregen, T.A. (1999). Interaction between task demands and surface properties in the control of goal-oriented stance. *Human Movement Science, 18*, 31–47.
- Marin, L., Bardy, B.G., & Bootsma, R.J. (1999). Gymnastic skill level as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Sciences, 17*, 615–626.
- Marin, L., & Danion, F. (2005). *Neurosciences : contrôle et apprentissage moteur*. Paris: Ellipses.
- Martin, E.J. (1990). *An information-based study of postural control: The role of time-to-contact with stability boundaries*. Degree of Master of Science, University of Illinois, Urbana-Champaign, IL, USA.
- Martin, L., Cahouet, V., Ferry, M., & Fouque, F. (2006). Optimization model predictions for postural coordination modes. *Journal of Biomechanics, 39*, 170–176.
- McCollum, G., & Leen, T.K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior, 21*, 225–244.
- Mesure, S., Amblard B., & Crémieux J. (1997). Effect of physical training in head-hip coordinated movements during quiet stance. *Neuroreport, 8*, 3507–3512.
- Mok, N.W., Brauer, S.G., & Hodges, P.W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine, 29*, E107–12.
- Nashner, L.M., & McCollum, G. (1985). The organization of postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences, 8*, 135–172.
- Newell, K.M. (1985). Coordination, control and skill. In D. Goodman, R.B. Wilberg, & I.M. Franks (Eds.), *Differing perspectives in motor learning, memory, and control* (pp. 295–317). Amsterdam: North-Holland.
- 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). Boston: Martinus Nijhoff.
- Oullier, O., Bardy, B.G., Stoffregen, T.A., & Bootsma, R.J. (2002). Postural coordination in looking and tracking tasks. *Human Movement Science, 21*, 147–167.
- Oullier, O., Bardy, B.G., Stoffregen, T.A., & Bootsma, R.J. (2004). L'émergence des états posturaux et de leurs changements. *Cahiers de la Maison de la Recherche en Sciences Humaines et Sociales, 38*, 187–204.
- Oullier, O., Marin, L., Stoffregen, T.A., Bootsma, R.J., & Bardy, B.G. (2006). Variability in postural coordination dynamics. In K. Davids, S. Bennett & K.M. Newell (Eds.), *Movement system variability* (pp. 25–47). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Paquette, M.R., Fuller, J.R., Adkin, A.L., & Vallis, L.A. (2008). Age-related modifications in steering behaviour: effects of base-of-support constraints at the turn point. *Experimental Brain Research, 190*, 1–9.
- Riccio, G.E. (1993). Information in movement variability about the qualitative dynamics of posture and orientation. In K.M. Newell, & D.M. Corcos (Eds.), *Variability and motor control* (pp. 317–357). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Riccio, G.E., Martin, E.J., & Stoffregen, T.A. (1992). The role of balance dynamics in the active perception of orientation. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 18*, 624–644.
- Riccio, G.E., & Stoffregen, T.A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science, 7*, 265–300.
- Riley, M.A., Mitra, S., Stoffregen, T.A., & Turvey, M.T. (1997). Influences of lean and vision on postural fluctuations in stance. *Motor Control, 1*, 229–246.
- Schöner, G., & Kelso, J.A.S. (1988). A synergetic theory of environmentally-specified and learned patterns of movement coordination. I: Relative phase dynamics. *Biological Cybernetics, 58*, 71–80.
- Seay, J.F., Haddad, J.M., van Emmerik, R.E., & Hamill, J. (2006). Coordination variability around the walk to run transition during human locomotion. *Motor Control, 10*, 178–196.
- Stoffregen, T.A., Hove, P., Bardy, B.G., Riley, M., & Bonnet, C.T. (2007). Postural stabilization of perceptual but not cognitive performance. *Journal of Motor Behavior, 39*, 126–138.
- Temprado, J.J., Della Grasta, M., Farrell, M., & Laurent, M. (1997). A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volley ball serve. *Human Movement Science, 16*, 653–676.
- Temprado, J.J., Milliex, L., Grelot, L., Coyle, T., Calvin, S., & Laurent, M. (2002). A dynamic pattern analysis of coordination between breathing and rhythmic arm movements in humans. *Neuroscience Letters, 329*, 314–318.
- Temprado, J.J., & Montagne, G. (2001). *Les coordinations perceptivo-motrices*. Paris: Armand Colin.
- Turvey, M.T. (2007). Action and perception at the level of synergies. *Human Movement Science, 26*, 657–697.
- Varlet, M., Marin, L., Lagarde, J., & Bardy, B.G. (2011). Social postural coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 37*, 473–483.
- Varoqui, D., Froger, J., Lagarde, J., Pélissier, J.Y., & Bardy, B.G. (2010). Changes in preferred postural patterns following stroke during intentional ankle/hip coordination. *Gait & Posture, 32*, 34–38.
- Vaugoyeau, M., Viel, S., Amblard, B., Azulay, J.P., & Assaiante, C. (2008). Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait Posture, 27*, 294–302.
- Villard, S.J., Casties, J.F., & Mottet, D. (2005). Dynamic stability of locomotor respiratory coupling during cycling in humans. *Neuroscience Letters, 383*, 333–338.
- Wulf, G. (2008). Attentional focus effects in balance acrobats. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 79*(3), 319–325.
- Yamada, N. (1995). Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science, 14*, 711–726.
- Yang, J.F., Winter, D.A., & Wells, R.P. (1990). Postural dynamics in the standing human. *Biological Cybernetics, 62*, 309–320.