

Approche biomécanique des mécanismes du contrôle postural

Cédric T. Bonnet¹ et Patrice R. Rougier²

¹ Laboratoire de Sciences cognitives et de Sciences affectives (SCA LAB), UMR CNRS 9193, Lille, France ; 1, place de Verdun, Faculté de médecine, pôle recherche, 5e étage, 59045 Lille cedex, Tel : 03 20 62 68 56, E-mail: cedrick.bonnet@chru-lille.fr

² Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, EA 4338, UFR CISM, Université de Savoie, Campus scientifique de Savoie-Technolac, F 73376 Le Bourget du Lac, France ; patrice.rougier@univ-savoie.fr

1. Introduction sur l'équilibre et sur les mécanismes du contrôle postural

1.1. Le poids du corps et la réaction du support

En station debout, l'être humain oscille continuellement, même lorsqu'il essaie de rester le plus immobile possible (Fig. 1A et B). En effet, il est constitué de tissus vivants exerçant des forces internes qui se modifient en fonction du temps : le cœur bat, les poumons se remplissent et se vident, les muscles se contractent et se décontractent, leur tension varie... Toutes ces forces déstabilisent le corps, car il est posé sur une petite base de support (la surface entourant les pieds au sol, Fig. 1B) par rapport à la hauteur verticale du corps du sol jusqu'à la tête (Fig. 2A). Cette déstabilisation posturale est amplifiée si des forces externes s'ajoutent (p. ex., le vent) ou si l'individu debout réalise des mouvements volontaires engageant des segments corporels (p. ex., prendre un objet sur une table). En terme biomécanique, tous ces facteurs déstabilisants contribuent à faire bouger le poids du corps qui est un vecteur représentant la moyenne pondérée de toutes les forces tirant le corps vers le sol par l'effet de la gravité (Fig. 2A). Cette force poids a son point d'application au niveau du centre de masse (CdM). L'être humain debout ne traverse pas la terre, car des forces opposées au poids s'appliquent au niveau des points de contact au sol. La résultante de ces forces est appelée force de réaction du support (Fig. 2A) et s'applique au niveau du centre de pression (CdP).

Au niveau biomécanique, l'équilibre immobile serait possible si le poids du corps et la réaction du support restaient constamment alignés et d'intensités égales. La Fig. 2A montre un alignement cassé juste par le fait de bouger la tête vers l'avant. Si nous assimilons le corps à un pendule inversé (Fig. 2B), le pendule est donc sans arrêt déséquilibré dans toutes les directions de l'espace autour de son point d'appui au sol (Fig. 2B), créant sans arrêt des couples de rotation (Fig. 2A et 2C). Si rien ne s'opposait à ces couples, le corps tomberait au sol. Pourtant, les êtres humains se maintiennent debout sans problème. Ils réalisent donc un contrôle postural efficace et permanent. L'objectif de notre discussion porte sur ces mécanismes du contrôle postural en assimilant le corps à un pendule inversé (Fig 2B).

Prenons l'exemple de Rougier et Garin (2006) pour faire une image du contrôle postural en station debout. Essayez de maintenir en équilibre une baguette posée verticalement sur l'un de vos doigts (Fig. 2C). Si vous ne bougiez pas le doigt, la baguette tomberait très rapidement. En bougeant le doigt pour contrebalancer les mouvements de la baguette, vous arriveriez probablement à la maintenir en équilibre après quelques tentatives. Le contrôle postural en station debout est tout aussi continu que celui de cette baguette à ceci près que le corps possède une inertie bien plus importante que la baguette et que le temps passé à se maintenir debout dans notre vie surpasse largement celui consacré à la stabilisation d'une baguette sur un doigt. Avec cet exemple, nous mettons en évidence que le contrôle de l'équilibre se passe au niveau de la force de réaction et non pas au niveau du poids

SOMMAIRE

1. Introduction sur l'équilibre et sur les mécanismes du contrôle postural	11	3. Résultats principaux obtenus grâce au modèle	16
2. Modélisation biomécanique pour étudier les deux mécanismes	13	4. Limites du modèle	18
		5. Perspectives	20

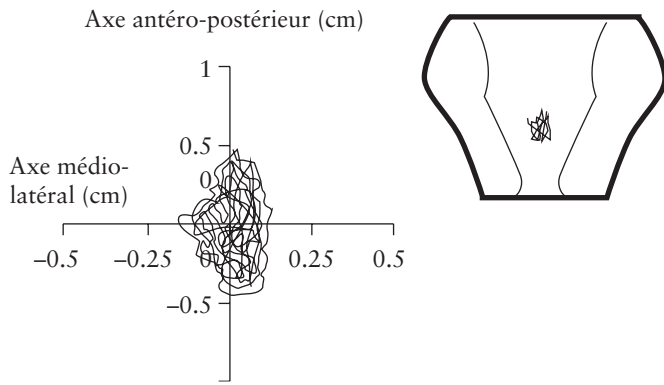


FIGURE 1. A. Représentation des déplacements du CdP, vus de dessus et centrés autour d'un repère médio-latéral et antéropostérieur ; B Représentation des déplacements du CdP vus de dessus mis à l'échelle autour de l'empreinte des pieds pour un sujet normal. Le tracé entourant les pieds représente les limites de stabilité.

du corps. Pour équilibrer la baguette, nous ne bougeons pas le CdM, ici le centre de la baguette, mais notre doigt. En d'autres termes, le CdM ne peut être replacé vers une position plus équilibrée que si le CdP est lui-même déplacé. Pour rester debout, nous essayons en fait d'« aligner » continuellement le vecteur force de réaction verticale sous le vecteur poids même si le terme « aligner » est simplificateur. En effet, pour maintenir le corps en équilibre debout, le déplacement du CdP doit être sans cesse supérieur et dans la même direction que le déplacement du CdM. Si nous reprenons l'image de la baguette, les déplacements du doigt – et donc du CdP – sont toujours supérieurs à ceux du centre de la baguette pour annuler l'inertie de la baguette. Ainsi, le poids du corps est une force passive dont le point d'application bouge à cause des facteurs déstabilisants évoqués au début de ce chapitre, alors que la réaction du support est une force active, dont la position va être modifiée pour contrôler la position du corps. Winter (1995) faisait effectivement le distinguo entre le mouvement « contrôleur (de l'équilibre), le CdP sous les pieds, et le mouvement « contrôlé » qu'est le CdM du corps. En d'autres termes, le contrôleur est le vecteur à déplacer activement pour contrôler les déplacements passifs et continuels du vecteur poids.

Dans l'exemple précédent, le doigt bouge sans arrêt pour maintenir l'équilibre de la baguette. En station debout, les pieds peuvent aussi bouger, en faisant un pas par exemple, pour augmenter de façon conséquente l'amplitude du déplacement du CdP et ainsi décélérer plus amplement le mouvement du CdM. Mais il est possible aussi de ne pas bouger les pieds alors qu'il faut déplacer le CdP. Pour comprendre comment cela est possible, il faut se souvenir que le CdP est la position résultante de toutes les forces de réaction exercées sous les pieds prenant en compte non seulement le point d'application de ces forces, mais également leur intensité. Pour déplacer le CdP sous les pieds qui ne bougent pas, l'intensité des micros vecteurs force peut être modifiée en augmentant la pression du côté du pied où le CdP doit bouger. Par exemple, si nous souhaitons déplacer le CdP vers la gauche, il suffit alors de mettre plus de pression sous le pied gauche. À l'instant où nous réalisons cette action, le CdP se déplacera vers la gauche. Pour mettre plus de pression sur une partie d'un pied, il faut notamment activer les muscles des jambes. Dans l'exemple d'un mouvement de tête vers l'avant (Fig. 3.1) le vecteur poids est porté vers l'avant (Fig. 3.2) créant

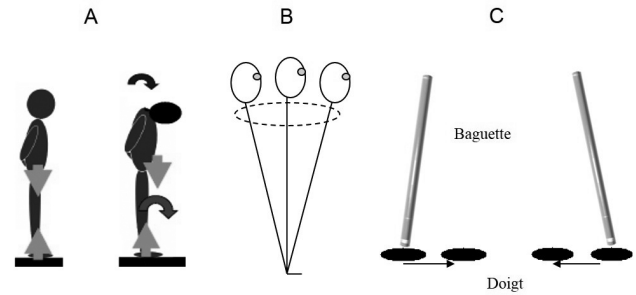


FIGURE 2. A. Exemple pour comprendre ce qui peut rompre l'alignement entre le CdM et le CdP. Lorsqu'une personne debout penche la tête vers l'avant, le vecteur poids est alors légèrement en avant du vecteur réaction du support formant ainsi un couple de rotation (représentée en rouge) ; B. Corps humain debout représenté comme un simple pendule inversé. C. Exemple pour montrer qu'une baguette en équilibre sur le doigt est sans arrêt déséquilibrée autour de son point d'appui (ici le doigt).

un couple de rotation (représenté par l'alignement cassé sur la ligne rouge). Pour ne pas tomber, l'individu doit déplacer le CdP vers l'avant en mettant plus de pression à l'avant des pieds (Figure 3.3, vecteur bleu). Pour cela, il doit contracter les muscles postérieurs de ses jambes. Ainsi, la réaction du support résultante (ici représentée sur la Fig. 3) sera de nouveau « alignée » avec le poids. Nous le rappelons, les termes « alignés » sont simplificateurs, car, nous l'avons dit, le CdP bouge toujours plus que le CdM.

En résumé, le corps oscille sans arrêt à cause de multiples facteurs déstabilisants. Le CdM est donc en mouvement continu et son déplacement doit être contrôlé par le déplacement actif du CdP (cf., Winter, 1995 ; Fig. 2C et 2D). Les muscles posturaux servent alors à modifier la position du CdP sous les pieds. En basant le raisonnement sur le modèle du pendule inversé (Fig 2B), il a longtemps été admis que le contrôle postural opère principalement au niveau des chevilles (McCullum et Leen, 1989). Les oscillations AP semblaient contrôlées par les muscles fléchisseurs plantaires/dorsaux et les oscillations ML semblaient contrôlées par les muscles inverseurs/éverseurs des pieds. Ceci est exact, mais pas tout à fait exhaustif comme nous allons le voir dans le chapitre souvent expliquant les mécanismes posturaux permettant les déplacements du contrôleur, donc du CdP.

1.2. Deux mécanismes distincts en station debout sans mouvement et sans perturbation

Winter *et coll.* (1993) ont suggéré que si l'individu se tient debout sur un seul pied, le contrôle postural est réalisé au niveau distal par les muscles des chevilles (Fig. 4A). Mais avec les deux pieds au sol, Winter *et coll.* (1993) ont suggéré qu'il devait exister un autre mécanisme pour contrôler l'équilibre : charger plus de poids du corps sur un appui (et donc de décharger le poids du corps de l'autre appui). Ce contrôle postural s'assimile à un mécanisme de charge/décharge du poids du corps sur les appuis sans finalement nécessiter de mouvement rotatoire autour des chevilles. Ainsi ce mécanisme ne prend pas effet au niveau des chevilles. Avec les pieds côte à côte, la charge/décharge du poids du corps peut être appliquée sur chacun des appuis. Comme il n'est pas possible de changer la configuration latérale au niveau des genoux, le mécanisme doit opérer au niveau des hanches (Fig. 4B).

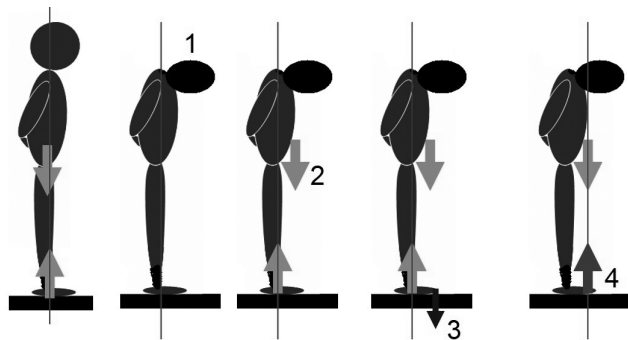


FIGURE 3. Représentation des déplacements successifs des vecteurs poids et réaction du support lors d'un mouvement de tête vers l'avant. La figure de gauche montre une représentation d'un alignement du poids et de la force de réaction du support. Cette situation est simplificatrice, car elle est l'exception plus que la règle en équilibre debout. En penchant la tête vers l'avant (1), le vecteur poids avance (2) et la personne doit donc exercer plus de pression au sol au niveau de ses orteils (3) pour faire avancer le vecteur force de réaction du support (4) et ainsi retrouver une position d'équilibre entre les deux forces. Comme pour la première figure à gauche, cet alignement est plus l'exception que la règle...

En n'utilisant qu'une seule plate-forme de force, le mécanisme de charge/décharge ne peut pas être mesuré et quantifié (Winter *et coll.*, 1993, 1996) et donc dissocié du mécanisme prenant place au niveau des chevilles, c.-à-d. le mécanisme d'inversion/éversion pour le contrôle postural ML (Fig. 4A). Il est nécessaire d'utiliser deux plates-formes de force pour réaliser ces calculs. En effet, il faut à la fois mesurer les deux forces de réaction du support (la charge/décharge) et les deux déplacements des centres de pression (sous les pieds droit et gauche). Outre cette avancée méthodologique pertinente, Winter *et coll.* (1993, 1996) ont élaboré les équations biomécaniques pour quantifier la contribution du mécanisme d'inversion/éversion et de charge/décharge (Fig. 4A et 4B). Pour en parler, nous nous placerons exclusivement dans l'axe ML, car la notion de charge/décharge ML prend du sens avec les pieds côte à côte (Fig. 4A et 4B). À la fin de ce chapitre, nous discuterons du mécanisme de charge/décharge AP quand un pied est placé devant l'autre.

2. Modélisation biomécanique pour étudier les deux mécanismes

2.1. Équations de Rougier (2007, 2008)

Au chapitre précédent, nous avons souligné que le CdP était le contrôleur du déplacement du CdM. Ici, nous allons chercher à comprendre les mécanismes qui sous-tendent les déplacements du CdP. En référence à notre exemple de la baguette, nous cherchons à comprendre comment le doigt bouge pour maintenir la baguette en équilibre. Il faut déjà mesurer le déplacement du CdP en fonction du temps – lors d'un essai – afin d'obtenir une série temporelle à décomposer. Il est alors possible de développer des équations relatives pour dissocier les mécanismes posturaux sous-jacents. Voici maintenant comment procéder avec trois équations biomécaniques.

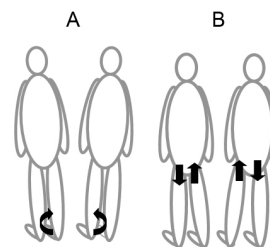


FIGURE 4. A. Mécanisme d'inversion/éversion au niveau des chevilles pour le contrôle postural médiolatéral (ML) ; B. Mécanisme de charge/décharge au niveau des hanches pour le contrôle postural ML.

En utilisant deux plates-formes de force, le déplacement du CdP en fonction du temps ($CdP(t)^1$) se calcule grâce à l'équation suivante :

$$CdP(t) = CdP_g(t) \frac{R_{vg}(t)}{R_{vg}(t) + R_{vd}(t)} + CdP_d(t) \frac{R_{vd}(t)}{R_{vg}(t) + R_{vd}(t)} \quad (1)$$

$CdP_g(t)$ et $CdP_d(t)$ quantifient respectivement le déplacement du CdP sous les pieds droit et gauche en fonction du temps, $R_{vg}(t)$ et $R_{vd}(t)$ les modifications des forces verticales droite et gauche en fonction du temps. L'équation (1) peut se comprendre ainsi : le CdP est égal à la somme des CdP sur les deux plates-formes, CdP qui sont pondérés par le poids du corps sur chaque appui. Si par exemple 75 % du poids du corps porte sur le membre inférieur gauche à un instant t , alors le CdPg aura 75 % d'importance pour expliquer le CdP et le CdPd n'en aura alors que 25 % à ce moment t . Si le poids est équiréparti, le CdP sera influencé à parts égales par les deux CdP plantaires.

Pour étudier la contribution de chacun des mécanismes, il faut dissocier la partie du CdP sous-tendue par le mécanisme de charge/décharge et celle sous-tendue par le mécanisme d'inversion/éversion. Nous allons mettre en avant la méthode quantifiée développée par Rougier (2007, 2008) :

$$CdP_h(t) = \text{moyenne } CdP_g \frac{R_{vg}(t)}{R_{vg}(t) + R_{vd}(t)} + \text{moyenne } CdP_d \frac{R_{vd}(t)}{R_{vg}(t) + R_{vd}(t)} \quad (2)$$

$$CdP_c(t) = CdP_g(t) \times \text{moyenne } R_{vg} + CdP_d(t) \times \text{moyenne } R_{vd} \quad (3)$$

$CdP_h(t)$ et $CdP_c(t)$ correspondent respectivement aux déplacements du centre de pression sous-tendus, comme leur nom l'indique, par le mécanisme de hanche et de cheville, respectivement². Les équations du $CdP_h(t)$ et $CdP_c(t)$ sont identiques à

1 Notons que dans la littérature, les chercheurs parlent de CdPnet ou CdPres et pas de CdP. Ces termes CdPnet ou CdPres servent simplement à mettre un indice pour désigner la nature générale ou résultante du CdP (CdP résultant de l'équation). Mais comme ces trois termes sont strictement équivalents, nous garderons la notion simplifiée et commune à la littérature de CdP dans tout le chapitre.

2 Dans la littérature, les chercheurs parlent systématiquement de CdPc et de CdPv et pas de CdPc et de CdPh. Les indices « c » et « v » renvoient aux notations anglaises de « change » et de « vertical » alors que les

l'équation du CdP(t) à une différence près : pour l'équation (2) calculant le CdPh(t), les deux séries temporelles du déplacement du CdP (CdPg et CdPd) sont rendues constantes en ne prenant que la valeur moyenne de ces deux séries temporelles et pour l'équation (3) calculant le CdPc(t), les deux séries temporelles de modification de la force verticale Rv (Rvg et Rvd) sont rendues constantes en ne prenant que la valeur moyenne de ces deux autres séries temporelles. Ainsi, CdPh(t) et CdPc(t) sont des constructions théoriques. En effet, pour toute personne oscillant constamment (Fig. 1A et 1B), il est impossible de garder CdPg(t), CdPd(t), Rvg(t) ou Rvd(t) constants pendant toute la durée d'un essai. La modélisation permet donc de neutraliser la contribution d'un mécanisme et donc au final de comprendre la part du CdP qui est contrôlée par l'un ou l'autre des mécanismes.

Avec les trois équations, nous obtenons trois courbes de déplacement du CdP (Fig. 5). La première représente le déplacement du CdP tel qu'il est mesuré (courbe noire) et les deux autres correspondent à la partie du CdP sous-tendue par les mécanismes de hanche (CdPh, courbe rouge ici) et de cheville (CdPc, courbe bleue). Une nécessité a été de trouver un moyen de quantifier la contribution – ou puissance – des mécanismes pour expliquer le CdP. Le moyen utilisé a été d'analyser la ressemblance entre les courbes et nous l'évoquons dans le chapitre suivant pour le calcul de la contribution des mécanismes.

2.2. Calcul de la contribution des mécanismes

2.2.1. Méthode employée avant 2013

La contribution des mécanismes se calcule en étudiant la similarité des courbes (CdPh et CdPc, courbes rouge et bleue, Fig. 5) par rapport à celle du CdP (courbe noire, Fig. 5). Si les courbes sont complètement différentes, le mécanisme n'a aucune puissance pour expliquer le CdP. Si elles sont totalement confondues (l'une sur l'autre), le mécanisme explique le CdP. Dans tous les autres cas, le mécanisme explique une proportion du CdP. Dans l'exemple de la Fig. 5, la courbe rouge est presque confondue avec la courbe noire alors que la courbe bleue lui ressemble peu. Ainsi, la contribution du mécanisme sous-jacent (ici le mécanisme de charge/décharge) est plus importante pour expliquer le CdP que ne l'est la contribution de l'autre mécanisme (ici le mécanisme d'inversion/éversion). Une quantification numérique des contributions de chacun des mécanismes est alors nécessaire pour procéder à des analyses statistiques.

Dans ce but, Rougier (2007, 2008) a analysé l'amplitude (c.-à-d., l'écart-type) des séries temporelles de CdPh et de CdPc (Fig. 5, courbes bleue et rouge). L'analyse portait sur l'amplitude

nôtres renvoie aux notations françaises de « cheville » et de « hanche ». Cela clarifie le message, car CdPc renvoie à la partie du CdP expliquée par le mécanisme de cheville (aussi appelé mécanisme de changement de localisation du CdP) et CdPh renvoie à la partie du CdP expliquée par le mécanisme de hanche (aussi appelé mécanisme de distribution verticale du poids du corps).

Il peut paraître étrange et confus d'utiliser différents noms pour le même mécanisme. Par exemple, mécanisme de hanche, mécanisme de charge/décharge, mécanisme de distribution du poids du corps, et même mécanisme d'adduction/d'abduction des hanches. Tous ces noms renvoient au même mécanisme. Il en est de même pour le nom du mécanisme de cheville qui prend plusieurs terminologies. Il faut comprendre que le nom renvoie à différents aspects du même mécanisme, à sa localisation, ou à l'action mécanique, ou à la coordination posturale sous-jacente, ou aux muscles sollicités...

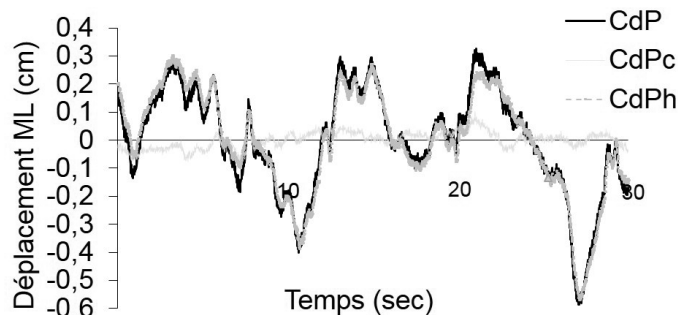


FIGURE 5. Représentation de trois séries temporelles selon l'axe médialatéral (ML) pendant un enregistrement de 30 secondes. Le déplacement du centre de pression (CdP) est dessiné en noir, le déplacement du CdP provoqué par le mécanisme de cheville (CdPc) est dessiné en bleu et le déplacement du CdP provoqué par le mécanisme de hanche (CdPh) est dessiné en rouge. On voit que le déplacement du CdP est principalement expliqué ici par le mécanisme de hanche.

des courbes d'un point de vue spatial. Pour calculer la contribution d'un mécanisme, Rougier (2007, 2008) a analysé la variabilité du CdP sous-tendue par ce mécanisme par rapport à la variabilité totale du CdP, c'est-à-dire la variabilité sous-tendue par les deux mécanismes (car seuls ces deux mécanismes expliquent le déplacement du CdP). Il a utilisé les équations suivantes :

$$\text{Contribution } (M_c) = \frac{ET(CdP_c)}{ET(CdP_c) + ET(CdP_h)}$$

$$\text{Contribution } (M_h) = \frac{ET(CdP_h)}{ET(CdP_c) + ET(CdP_h)}$$

Dans ces équations, la somme des deux contributions donne un score de 1. Si un mécanisme explique 70 % du CdP par exemple, l'autre mécanisme en expliquera alors 30 %. Cette méthode de proportionnalité simplifie la compréhension des équations non seulement par le fait que le calcul d'une seule contribution suffit, mais en plus parce qu'elle a du sens pour quantifier la force de contribution du mécanisme. Pour quantifier celui-ci, Winter et ses collègues (Lafond *et coll.*, 2004 ; Termoz *et coll.*, 2008 ; Winter *et coll.*, 1993, 1996) avaient analysé les aspects spatiaux des séries temporelles de CdPh, CdPc et CdP. Ils avaient utilisé la racine quadratique des séries temporelles à la place de leur écart-type.

Pour calculer la contribution des mécanismes, tous les chercheurs avant 2013 (Lafond *et coll.*, 2004 ; Rougier, 2007, 2008 ; Termoz *et coll.*, 2008 ; Winter *et coll.*, 1993, 1996) ont aussi utilisé des analyses de corrélation croisée entre d'un côté CdPc(t) et CdP(t) et de l'autre côté CdPh(t) et CdP(t). Dans ces articles publiés, ces analyses complémentaires quantifiaient la contribution des mécanismes de la même façon que les calculs en amplitude évoqués précédemment.

2.2.2. Méthode utilisée depuis Bonnet et coll. (2013)

Au même titre que Rougier (2007, 2008), Bonnet *et coll.* (2014a) ont proposé que les analyses d'amplitude de CdPc et CdPh devaient calculer la force des mécanismes, ou « contribution en amplitude » de ces mécanismes. Par contre, Bonnet *et coll.* (2014a) ont proposé que les corrélations croisées ne pouvaient

pas analyser les amplitudes de CdPc et CdPh et qu'elles portaient donc sur des aspects différents. En effet, deux courbes (CdPc et CdP par exemple) peuvent avoir des amplitudes infiniment différentes et pourtant dégager un coefficient de corrélation maximum de 1 (cf. Fig. 6). Et deux courbes avec des amplitudes similaires peuvent avoir un coefficient de corrélation de 0. Ces analyses de corrélation étaient pourtant pertinentes, car elles s'intéressaient à la similarité en direction et en proportionnalité des deux courbes. Bonnet et coll. (2014a) ont suggéré que les corrélations croisées pouvaient porter sur les aspects non pas spatiaux, mais temporels de la contribution des mécanismes. Pour eux, les analyses de corrélation croisées quantifieraient si les mécanismes sont actifs au bon moment, et par conséquent leur degré d'efficacité. C'est pourquoi Bonnet *et coll.* (2014a) ont suggéré que les calculs de corrélation croisée portaient sur la contribution active des mécanismes (si les mécanismes sont actifs au bon moment ou pas).

Pour appuyer leur propos, Bonnet et coll. (2014a) ont réalisé une expérience pour montrer que les deux analyses (analyses d'amplitude et de corrélations croisées) ne portaient pas sur les mêmes aspects de la contribution des mécanismes. Ils ont postulé que la contribution en amplitude et la contribution active devaient être contrastées entre les conditions pieds serrés et pieds écartés par rapport à la condition pieds en position standard. En effet, avec les pieds serrés, la contribution en amplitude devait diminuer alors que la contribution active devait augmenter. D'un côté, la contribution en amplitude devait diminuer, car le bras de levier entre le corps en position verticale et la localisation de la force d'action du pied au sol est diminué par rapport à la position pieds en position standard (Fig. 7A vs. 7B). Ainsi, une même force – contribution en amplitude – appliquée sur chaque appui devrait être moins efficace et donc moins grande avec les pieds serrés. Pour comprendre cette idée, on peut imaginer l'ouverture d'une porte en la poussant soit à proximité de la charnière, soit au niveau de sa poignée. Une force de même amplitude appliquée sur la poignée l'ouvrira bien plus facilement. D'un autre côté, comme la condition pieds serrés est beaucoup plus difficile à maintenir que la condition pieds standards, la contribution active devait nécessairement être bien supérieure pour permettre aux individus le maintien de l'équilibre, sinon ils n'y arriveraient pas. Entre conditions pieds écartés cette fois-ci et pieds standard, les hypothèses étaient diamétralement inversées, car le bras de levier était alors plus grand (Fig. 7C vs 7B). Les résultats ont conforté ces hypothèses montrant que les analyses d'amplitude et de corrélations croisées ne pouvaient pas porter sur les mêmes aspects

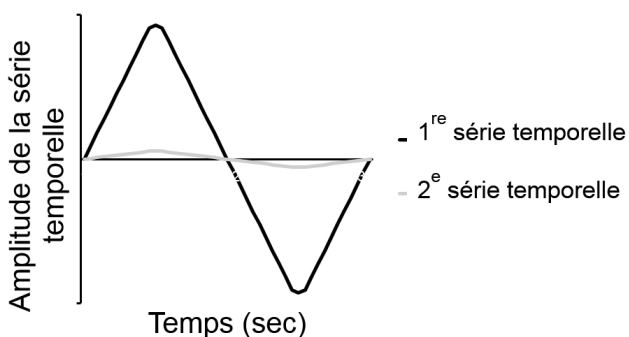


FIGURE 6. Deux séries temporelles exactement en phase ($r = 1$), mais avec des amplitudes complètement différentes. Cette représentation n'a pas d'échelle, car le temps et l'amplitude peuvent être infiniment grands. Figure tirée de l'article Bonnet *et coll.* (2014a).

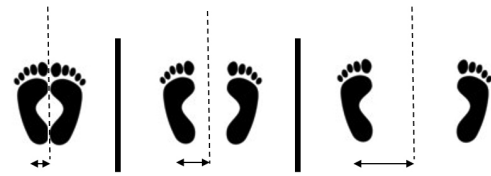


FIGURE 7. Écartement croissant entre les pieds. La ligne pointillée est centrée par rapport aux deux pieds et montre où tombe la projection verticale du vecteur poids (si le corps est centré, ce qui est une approximation). La double flèche représente la longueur du bras de levier entre la projection du vecteur poids et le vecteur réaction du support sous un appui seulement (position au milieu du pied).

de la contribution des mécanismes. Jusqu'à cette étude, les chercheurs avaient suggéré que les résultats des deux analyses allaient dans le même sens (p. ex., Termoz *et coll.*, 2008).

L'intérêt des analyses de corrélation est que les séries temporelles des mécanismes (CdPc et CdPh) sont comparées à celle du CdP. Ainsi, ces analyses permettent d'obtenir une contribution relative à ce qui doit être expliqué (le CdP). Le coefficient de corrélation de 0.9, par exemple, montre que le CdPc ou CdPh (selon l'analyse) explique 90 % du déplacement du CdP. Pour travailler de manière parallèle, il est préférable de réaliser une comparaison entre l'amplitude (écart-type) des séries temporelles des deux mécanismes (CdPc et CdPh) par rapport celle du CdP. Pour obtenir une proportionnalité, il est donc nécessaire de calculer la contribution en amplitude de la manière suivante :

$$\text{Contribution Amplitude } (M_c) = \frac{ET(CdP_c)}{ET(CdP_{res})}$$

$$\text{Contribution Amplitude } (M_b) = \frac{ET(CdP_b)}{ET(CdP_{res})}$$

La méthode de calcul de la contribution en amplitude proposée par Rougier (2007, 2008) et décrite précédemment est certes pertinente, mais elle présente une lacune. En effet, les calculs quantifient seulement la contribution des deux mécanismes l'un par rapport à l'autre et non pas par rapport au signal à expliquer. Ainsi, nous obtenons deux contributions en amplitude totalement liées (la somme des deux vaut 1) alors que ce n'est pas le cas pour les deux contributions actives puisque nous obtenons deux proportions dont la somme ne donne pas 1. Ce calcul de Rougier (2007, 2008) fait ainsi perdre de l'information, car il ne peut pas faire apparaître une contribution en amplitude d'un mécanisme supérieur à 100 % du signal CdP à expliquer. Pourtant, ce résultat est possible comme l'ont montré Bonnet *et coll.* (2014a). Ainsi, il semble préférable de quantifier la contribution en amplitude des mécanismes non pas l'un par rapport à l'autre, mais par rapport au déplacement du CdP.

Pour résumer ce chapitre, il est pertinent de calculer la contribution des mécanismes sur la base des similarités des courbes (CdPc et CdPh) avec celle du CdP. Si une courbe explicative (CdPc ou CdPh) est complètement différente de la courbe à expliquer (CdP), le mécanisme expliquera peu le CdP (ou pas du tout). À l'inverse, si une courbe explicative est totalement confondue avec celle du CdP, alors le mécanisme explique totalement le CdP. Dans tous les cas, le mécanisme est à l'origine d'une modification du déplacement du CdP d'une proportion variable (entre 0 % et 100 %). Les aspects de ressemblance qui nous intéressent entre les courbes sont les aspects spatiaux, analysant la force du

mécanisme, et les aspects temporels, analysant le moment d'activation. Ces deux aspects sont tous les deux aussi importants (Bonnet *et coll.*, 2014a). En effet, si la force d'un mécanisme est très grande à un moment inapproprié, ce mécanisme n'aura aucun impact. De même, si le mécanisme est actif au meilleur moment, mais sans force, le mécanisme n'aura aucun impact pour expliquer le déplacement du CdP. Ces deux aspects constituent le cœur de publications récentes (Bonnet *et coll.*, 2013, 2014a, 2014b, 2014c, sous presse).

3. Résultats principaux obtenus grâce au modèle

3.1. Résultats principaux découverts avec jeunes adultes

Toutes les études publiées avec le modèle biomécanique et avec jeunes adultes (Bonnet *et coll.*, 2014a, 2014b, 2014c, Rougier, 2007, 2008 ; Winter *et coll.*, 1993, 1996) montrent sans équivoque que le mécanisme de charge/décharge est primordial au contrôle de l'équilibre ML avec les pieds côte à côte (comme le montre la Figure 5). La grande avancée de Winter *et coll.* (1993) a donc été non seulement de mettre en évidence un nouveau mécanisme de contrôle de l'équilibre – celui de charge/décharge –, mais en plus de révéler son caractère fondamental sur l'axe ML (Figure 5). Le mécanisme de charge/décharge a une contribution supérieure au mécanisme d'inversion/d'éversion avec les pieds côte à côte, quelle que soit la distance latérale entre les pieds (Bonnet *et coll.*, 2014a ; Fig. 8A et 8B).

Les études publiées sur de jeunes adultes montrent que le mécanisme d'inversion/éversion n'a qu'un rôle secondaire en position de pied standard. Quand les chercheurs comparent sa contribution active à la valeur 0, parfois le mécanisme n'a aucun rôle significatif (Winter *et coll.*, 1993, 1996) et parfois, il a un rôle significatif (Bonnet *et coll.*, 2013, 2014a). Ce contraste de résultats semble principalement lié à l'écartement entre les pieds. En effet, avec les pieds écartés, la contribution active du CdPc n'est pas significative alors qu'elle le devient largement avec les pieds serrés (Bonnet *et coll.*, 2014a). Le seuil au-delà duquel le résultat est significatif peut se trouver à proximité de la position standard des pieds (17 cm selon McIlroy & Maki, 1997). Winter *et coll.* (1993, 1996) n'avaient pas précisé la distance entre les pieds de leurs jeunes participants, alors que les distances entre les pieds étaient de 19.09 ± 3.84 cm et de 18.01 ± 3.66 cm dans nos deux études (Bonnet *et coll.*, 2013, 2014a).

3.2. Résultats chez les personnes d'âge moyen (50-60 ans), les patients diabétiques et les patients parkinsoniens

Lafond *et coll.* (2004) et Termoz *et coll.* (2008) ont été les premiers à analyser les déficiences des mécanismes de charge/décharge et d'inversion/éversion chez des personnes âgées et chez des patients (atteints de neuropathie diabétique ou de la maladie de Parkinson). Nous ne parlerons là aussi que des résultats selon l'axe ML. Dans leurs études, ces chercheurs n'ont mis en évidence que peu de résultats significatifs. Lafond *et coll.* (2004) n'ont montré qu'une diminution significative de la contribution

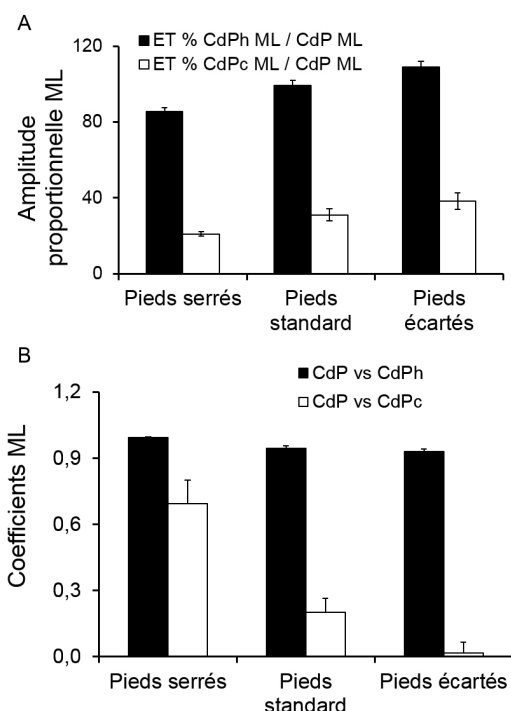


FIGURE 8. Contribution des mécanismes dans trois conditions d'écartement de pied. Les variables sont A. l'écart-type de l'amplitude du déplacement du CdP expliqué par le mécanisme de hanche (CdPh) et par le mécanisme de cheville (CdPc) exprimée en proportion (%) de l'écart-type de l'amplitude du déplacement du CdP ; B. Le coefficient de la corrélation croisée entre le CdP vs. CdPh d'une part et entre le CdP vs. CdPc d'autre part. Cette étude montre que le mécanisme de charge/décharge a une contribution supérieure au mécanisme d'inversion/d'éversion avec les pieds côte à côte, quelle que soit la distance latérale entre les pieds. En effet, la contribution en amplitude et active du mécanisme de charge/décharge sont respectivement 3.2 et 4.7 fois supérieures à celles du mécanisme d'inversion/éversion en position debout avec les pieds en position standard. Avec les pieds serrés, les deux contributions du mécanisme de charge/décharge sont respectivement 1.4 et 4.1 fois supérieures à celles du mécanisme d'inversion/éversion et donc diminuent (Bonnet *et coll.*, 2014a ; Fig. 8A et 8B). Enfin, avec les pieds écartés, les deux contributions du mécanisme de charge/décharge sont respectivement 2.8 et 59 fois supérieures à celles du mécanisme d'inversion/éversion (d'après Bonnet *et coll.*, 2014a).

(que nous avons nommé « active ») des mécanismes d'inversion/éversion par rapport aux personnes témoins (CdPc vs. CdP témoins = 0.77 ± 0.14 ; patients = 0.53 ± 0.22). Ce résultat était logique puisque la neuropathie périphérique atteint préférentiellement les parties distales du corps, en l'occurrence les pieds. Pourtant, le résultat montrant un déficit des mécanismes posturaux n'était pas très fort sachant que les patients diabétiques atteints de neuropathie sont reconnus pour être particulièrement instables (cf., Bonnet *et coll.*, 2009).

Comme Lafond *et coll.* (2004), Termoz *et coll.* (2008) n'ont mis en évidence que peu d'effets liés à l'âge ou à la pathologie (maladie de Parkinson). Ils n'ont trouvé aucune différence significative de groupe dans les conditions pieds normalement écartés ou avec un pied placé devant l'autre en gardant l'écartement ML classique des pieds. La seule différence significative entre patients et témoins intervenait quand les participants se tenaient dans une position légèrement penchée vers l'avant avec les genoux fléchis (posture naturellement adoptée par les patients parkinsoniens).

Dans cette condition, la contribution (que nous avons nommée « en amplitude ») du mécanisme de charge/décharge était significativement plus grande chez les patients que chez les témoins, ce que Termoz *et coll.* (2008) ont décrit comme un déficit. Une interprétation inverse aurait toutefois pu être donnée puisque ces patients utilisaient davantage un mécanisme que les témoins et ils oscillaient significativement moins que les témoins. Ainsi, tout comme dans Lafond *et coll.* (2004), ces résultats posent question sachant que les personnes âgées sont déjà déstabilisées et que les patients atteints de la maladie de Parkinson le sont encore plus (surtout au stade 2-3 comme ceux de l'étude de Termoz *et coll.*, 2008). Comme l'expliquent clairement Maurer et Peterka (2005), une déficience d'un mécanisme postural doit être à la base de l'instabilité posturale. Les résultats de Lafond *et coll.* (2004) et Termoz *et coll.* (2008) ne vont pas dans ce sens de façon claire. Leurs résultats peu concluants ont peut-être fragilisé le modèle initial de Winter *et coll.* (1993, 1996), ce qui pourrait expliquer le nombre réduit de publications jusqu'en 2013 (Lafond *et coll.*, 2004 ; Rougier, 2007, 2008 ; Termoz *et coll.*, 2008 ; Winter *et coll.*, 1993, 1996).

La méthodologie utilisée par Termoz *et coll.* (2008) comporte à notre sens deux lacunes. Certes, ces chercheurs ont fait des analyses d'amplitude et de corrélation croisée, mais leurs analyses étaient partielles. D'une part, Termoz *et coll.* (2008) ne reportent pas tous les résultats (manque d'analyse sur les corrélations croisées) et d'autre part, ils ne reportent que des résultats sur la contribution en amplitude absolue des mécanismes (et pas en proportion du signal à expliquer), alors que ces analyses absolues sont moins pertinentes. Un autre problème est que Termoz *et coll.* (2008) ainsi que Lafond *et coll.* (2004) ont demandé à leurs participants de bouger le moins possible. Cette méthodologie n'est pas idéale pour découvrir des différences de maintien naturel de l'équilibre. Cette méthode permet simplement d'analyser des insuffisances absolues ou maximales de contrôle de l'équilibre. Or, un déficit de mécanisme peut être visible seulement quand les individus se tiennent naturellement debout – situation représentative de la vie de tous les jours. Comme le disent très justement Cenciari, Loughlin, Sparto et Redfern (2010) et Maurer et Peterka (2005), le fait de demander aux sujets de limiter au maximum leurs oscillations peut cacher des différences significatives importantes. C'est effectivement ce qu'ont montré Bonnet *et coll.* (2013, 2014d, sous presse) avec des personnes d'un âge moyen et des patients parkinsoniens. Nous allons maintenant résumer ce que ces études récentes ont apporté à la littérature.

Les personnes d'un âge supérieur à 60 ans sont connues pour être moins stables que les jeunes adultes (Vieira *et coll.*, 2008). Bien que leurs mécanismes posturaux devraient être dégradés par l'effet de l'âge, Termoz *et coll.* (2008) ne l'ont toutefois pas vérifié. Avec la nouvelle méthodologie (rester debout de façon naturelle, calculer les deux contributions des deux mécanismes de façon proportionnelle et non pas absolue), Bonnet *et coll.* (2013) ont pu montrer des insuffisances des mécanismes posturaux liées à l'âge. Dans leurs études, les analyses statistiques, la déficience du mécanisme de cheville (inversion/éversion) apparaissait comme un effet principal de groupe alors que le groupe était moins âgé (51.13 ± 6.09 années). Dans une autre étude avec des personnes plus âgées (61.61 ± 5.73 années), Bonnet *et coll.* (2014d) ont trouvé d'autres différences significatives liées à l'âge. Ils ont montré que le seul fait de préparer une tâche d'extension maximale du corps sur le côté droit ou gauche (Fig. 9A, image 9A de gauche avant l'extension à gauche visible sur l'image 9A de

droite) faisait augmenter significativement la contribution en amplitude du mécanisme d'inversion/éversion de ces personnes âgées. Les personnes âgées semblaient se raidir avant même de se lancer dans l'extension maximale de leur corps. Les jeunes adultes, quant à eux, n'ajustaient pas leurs mécanismes avant l'exécution de cette même tâche. Ce phénomène pourrait aussi expliquer pourquoi les personnes âgées réalisaient ce mouvement d'extension moins rapidement que les jeunes adultes (Bonnet *et coll.*, 2014d). Cette étude a aussi montré que lors de la réalisation de tâches dynamiques d'oscillations du corps de droite à gauche pendant 35 secondes (Fig. 9B), les personnes âgées montraient un déficit de contribution en amplitude du mécanisme d'inversion/éversion par rapport aux jeunes adultes.

Dans deux études récentes, Bonnet *et coll.* (2014d, sous presse), nous avons révélé des déficiences des mécanismes posturaux liées à la maladie (patients parkinsoniens vs témoins). Dans ces deux études, nous n'avons pas trouvé de déficit des mécanismes posturaux en condition debout standard, sauf pendant une période anticipant une extension maximale du corps à droite ou à gauche (comme les personnes âgées, cf. ci-dessus). De plus, dans Bonnet *et coll.* (2014d), la contribution en amplitude du mécanisme de charge/décharge des patients parkinsoniens était diminuée dans des conditions dynamiques. Par rapport aux personnes témoins, elles l'étaient dans la condition d'oscillations latérales maximales (Fig. 10A). Dans une autre étude (Bonnet *et coll.*, sous presse), les participants devaient soit rester debout dans la condition standard, soit regarder une cible apparaissant à droite et à gauche à 40° d'angle visuel et à des fréquences de 0.125 Hz ou de 0.25 Hz. Dans ce cas, aucun déficit des mécanismes du contrôle postural en condition standard n'a pu être montré (Bonnet *et coll.*, sous presse). Par contre, les contributions tant en amplitude qu'actives ne changeaient presque pas entre les conditions chez les patients alors qu'elles étaient adaptées à l'effort chez les personnes témoins (deux interactions significatives étaient dégagées, avec CdPh vs. CdP et % SD CdPc /CdP ; Fig. 10B et 10C). Cette expérience mettait en lumière que les mécanismes posturaux étaient peut-être adaptés à la station debout basique, mais qu'ils l'étaient de moins en moins en fonction de la difficulté de la tâche (puisque les mécanismes ne s'adaptaient pas aux efforts effectués). Il apparaissait ainsi que plus la tâche ML est difficile et plus les patients parkinsoniens se mettent en risque d'instabilité posturale ML et en danger de chute.

auteur : merci de m'envoyer les photographies sans les insérer dans un document word ou powerpoint

FIGURE 9. Illustration de deux tâches. A. la tâche d'extension maximale du corps sur un côté (ici à gauche) ; B. la tâche dynamique d'oscillations du corps de droite à gauche (d'après Bonnet *et coll.*, 2014d).

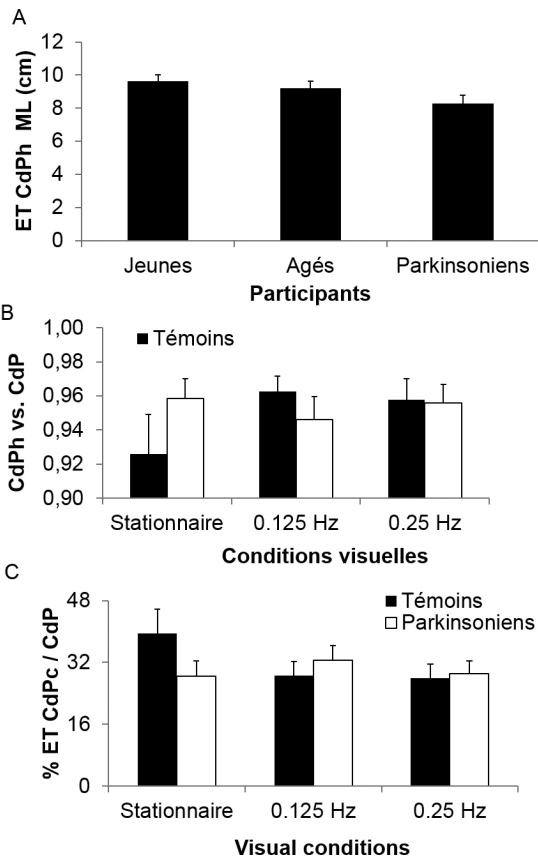


FIGURE 10. A. Écart-type (ET) du CdP sur l'axe ML contrôlé par le mécanisme de hanche (CdPh) chez les patients parkinsoniens et les personnes témoins lors d'une tâche d'oscillations latérales maximales. La différence entre ces participants est significative ($p < 0.05$) ; B. Coefficients de corrélation croisée du CdPh vs. CdP des patients parkinsoniens et des personnes témoins dans trois conditions. La première condition est le simple fait de regarder un point fixe en face. Les deuxième et troisième conditions consistaient à regarder un point qui apparaissait alternativement à droite et à gauche à 80° d'angle visuel et à 0.125 ou 0.25 Hz, respectivement. La Figure B représente une interaction significative entre les conditions et les groupes ; C. Écart-type (ET) du CdP ML contrôlé par le mécanisme de cheville (CdPc) en proportion (%) de l'ET du CdP chez les patients parkinsoniens et les personnes témoins lors des trois tâches visuelles. La Figure C représente une interaction significative entre conditions et groupes. Figures B et C d'après Bonnet *et coll.* (sous presse).

En conclusion, le modèle biomécanique réadapté par nos soins ces dernières années semble approprié pour mettre en avant des insuffisances de mécanismes posturaux liés à l'âge et à la maladie.

4. Limites du modèle

4.1. Le contrôle postural ML se fait différemment du contrôle postural AP

Jusqu'à présent, nous n'avons discuté que des mécanismes du contrôle postural intervenant selon l'axe ML. Pourtant, les équations peuvent aussi être utilisées pour calculer la contribution des mécanismes dans l'axe AP. Et c'est d'ailleurs ce qui avait été fait

par les chercheurs avant 2013. L'objectif principal de Winter *et coll.* (1996) était de vérifier la possibilité de calculer les mécanismes dans les axes AP et ML dans chaque essai enregistré et quelle que soit la condition expérimentale. Pourtant, il ne semble pas que les mécanismes posturaux puissent être calculés de façon pertinente selon les deux axes dans n'importe quelle condition. Nous n'avons, d'ailleurs, calculé la contribution des mécanismes que selon l'axe ML avec les pieds côte à côte, sauf une fois justement pour montrer que ces équations n'avaient pas de sens sur l'axe AP avec les pieds en position standard (Bonnet *et coll.*, 2014b). Nous allons maintenant expliquer pourquoi.

Pour rappel, Winter *et coll.* (1993, 1996) prétendaient que le mécanisme de charge/décharge est un mécanisme où un pied se charge et l'autre pied se décharge, chacun à des niveaux bien distincts. Pour calculer la contribution du mécanisme de charge/décharge ML, il faut donc avoir le pied droit sur une plate-forme et le pied gauche sur plate-forme autre plate-forme (Fig. 11A). Comment, en effet, imaginer une charge complète du pied gauche sur la gauche et une décharge complète du pied droit sur la droite si un pied est exactement devant l'autre comme en position Tandem Romberg (Fig. 11B) ? D'ailleurs, Winter *et coll.* (1996) précisent que pour calculer la contribution du mécanisme de charge/décharge AP (attention, nous parlons de mécanismes AP cette fois-ci), le pied avant doit être sur la plate-forme avant et le pied arrière sur plate-forme plate-forme (Fig. 11B) et non pas les deux pieds à moitié sur les plates-formes plates-formes plates-formes comme sur la Fig. 11D par exemple. Pourquoi alors tous les chercheurs ont-ils calculé la contribution du mécanisme de charge/décharge AP quand les pieds sont côte à côte (Fig. 11A) et la contribution du mécanisme de charge/décharge ML quand un pied est strictement devant l'autre (Fig. 11B) ?

Nous pouvons évoquer d'autres arguments pour prétendre que la contribution des mécanismes posturaux AP ne doit pas être réalisée en Fig. 11A ou même 11D. De même, en position de Tandem Romberg (Fig. 11B), il ne semble pas convenable de calculer la charge/décharge ML. Si une plate-forme est placée devant l'autre (Fig. 11B), il existe certes bien deux forces verticales, une sous chaque pied et l'une de ces forces sera effectivement plus à droite (ou à gauche) que l'autre. Mais quel est le « pied gauche » dans ce cas ? Et quel est le signal « gauche » ? Car le pied dit « pied gauche » peut avoir une force verticale plus à droite que le pied dit « pied droit ». Même si physiquement les plates-formes mesurent des forces séparées, nous ne reportons pas réellement 100 % d'une charge à gauche avec un seul pied et 100 % d'une décharge à droite avec l'autre pied, mais x % d'une charge et $100 - x$ % d'une décharge avec les deux pieds en fonction du recouvrement

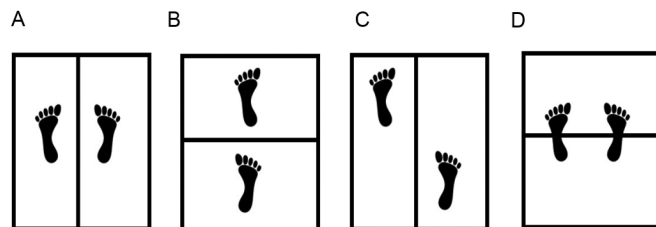


FIGURE 11. Différentes positions de pied. A. Position standard avec un pied sur chaque plate-forme ; B. Position en Tandem Romberg avec un pied sur chaque plate-forme ; C. Position à 45° avec un pied sur chaque plate-forme et le pied gauche devant ; D. Position standard avec les deux pieds à moitié sur les deux plates-formes. Figures tirées de l'article Bonnet *et coll.* (2014b).

des forces verticales. Si les deux plates-formes étaient placées l'une à côté de l'autre avec les pieds côte à côte, alors les deux pieds seraient chacun sur plates-formes plates-formes de force (Fig. 11D). Dans ce cas, on calculerait un mécanisme de demi-décharge/demi-charge, ce qui n'est pas ce que revendiquaient Winter *et coll.* (1993, 1996). Certes, ces mécanismes de x % décharge/(100 - x % charge) et demi-décharge/demi-charge peuvent exister, mais nous parlons d'un mécanisme de charge et de décharge avec le modèle original de Winter *et coll.* (1993, 1996).

Le développement théorique aux paragraphes précédents donne des arguments théoriques, mais manque de vérification expérimentale. C'est pourquoi, Bonnet *et coll.* (2014b) ont réalisé une étude pour confirmer leur point de vue. Pour eux, avec les pieds côte à côte (Fig. 11A), le calcul de la contribution du mécanisme de charge/décharge AP devait être insensible à tout changement de condition expérimentale puisque, par le raisonnement théorique, aucune charge/décharge n'est mesurée avec cette position de pied. Quand un individu se penche vers l'avant par exemple, il n'y a qu'une demi-décharge sur l'avant des deux pieds, pas une charge d'un pied hypothétiquement avant et la décharge de l'autre pied hypothétiquement arrière. Dans leur étude, Bonnet *et coll.* (2014b) ont voulu non seulement montrer qu'il n'y aurait aucune variation du mécanisme de charge/décharge AP, mais également qu'il n'y aurait aucune variation du mécanisme de flexion plantaire/flexion dorsale AP. Si en effet la contribution du mécanisme de charge/décharge n'est pas mesurée (comme cela est supposé être le cas dans cette expérience), alors le mécanisme de flexion plantaire/flexion dorsale ne devrait pas non plus changer, quelle que soit la condition expérimentale. Bonnet *et coll.* (2014b) ont fait réaliser à leurs participants des conditions debout très différentes où les mécanismes sont censés plus ou moins contribuer. Les quatre conditions étaient : debout de façon standard (quiet stance) et osciller d'avant en arrière 1) exclusivement autour des chevilles, 2) exclusivement autour des hanches, 3) autour des chevilles et des hanches en alternance. Les résultats ont conforté les hypothèses de Bonnet *et al.* ; (2014b) qu'il n'y avait aucune variation de la charge/décharge AP dans les quatre conditions. Les deux conditions avec mouvements autour des chevilles (conditions cheville et alternée) montraient, certes, une contribution active du mécanisme de flexion plantaire/flexion dorsale significativement plus grande qu'en condition standard (Fig. 12), mais le résultat avait peu de portée pratique. En effet, la différence entre les conditions était de $p < 0.5$ % (Fig. 12) alors qu'on aurait pu s'attendre à une contribution du mécanisme de hanche bien supérieure à celle de cheville. En effet, le ratio entre mouvements aux hanches et aux chevilles pour des oscillations de même ordre est de 4/1 (Alexandrov, Frolov & Massion, 2001).

Bonnet *et coll.* (2014b) ont conclu que pour pouvoir utiliser les équations et calculer de façon cohérente la contribution des mécanismes ML et AP de façon appropriée sur chaque essai réalisé, il fallait nécessairement que les pieds soient en position distincte, à la fois latéralement et antéropostérieurement, c'est-à-dire un pied strictement à gauche de l'autre et un pied strictement devant l'autre, quelle que soit la position des deux plates-formes. Cela n'est possible que dans le cas de la figure 11C. S'il existe un chevauchement des deux pieds sur une ligne AP ou ML, on ne peut pas savoir de quel pied vient la charge. Et dans ce cas-là on ne peut plus parler de charge (sur un pied) et décharge (sur l'autre pied). Nous évoquons ici une limite de l'utilisation du modèle. Selon Bonnet *et coll.* (2014b), le modèle biomécanique AP ne devrait être utilisé que dans la condition avec un pied devant l'autre,

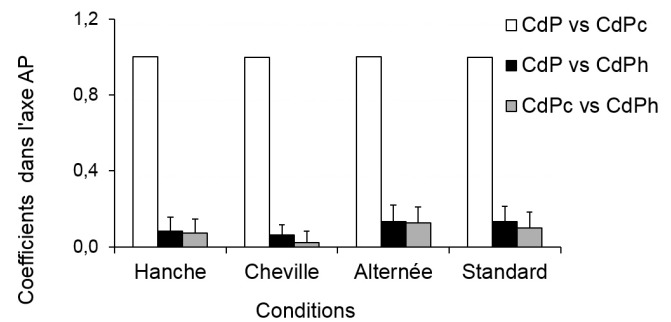


FIGURE 12. Coefficients de corrélation croisée du déplacement du CdP vs déplacement du CdP contrôlé par le mécanisme de hanche (CdP vs. CdPh), du CdP vs. CdP contrôlé par le mécanisme de cheville (CdP vs. CdPc) et du CdPc vs. CdPh de jeunes adultes sains participant à quatre conditions. Dans les première et deuxième conditions, les participants devaient osciller d'avant en arrière simplement autour des hanches et autour des chevilles, respectivement. Dans la troisième condition, ils devaient osciller d'avant en arrière en alternance autour des chevilles et des hanches. Dans la quatrième condition (standard), ils devaient regarder un point fixe en face d'eux sans rien faire. L'astérisque représente une valeur de coefficient plus grande significativement dans les conditions hanche et alternée que dans les deux autres conditions. (D'après Bonnet *et coll.*, 2014b).

en Tandem Romberg ou dans la situation de la figure 11C. C'est pourquoi nous n'avons pas parlé des résultats AP publiés dans la littérature dans nos discussions des chapitres antérieurs.

4.2. Le modèle biomécanique ne peut pas reporter la coordination posturale

Nous avons signalé tout au long de ce chapitre que le modèle biomécanique des deux mécanismes posturaux expliquait des résultats de conditions où le corps se comporte en pendule inversé. Il est exact que le modèle ne peut pas reporter la coordination posturale des participants. En effet, il retranscrit simplement les modifications de position et d'amplitude des forces verticales et des CdP sous chaque appui, peu importe les mouvements des segments du corps pour parvenir à l'obtention de ces différentes séries temporelles. La seule façon de rendre compte de la coordination posturale est de mesurer les mouvements des différents segments du corps avec des capteurs ou des électrogoniométriques.

4.3. Le modèle biomécanique ne permet pas de connaître ce qui détermine la contribution des mécanismes

Une autre limite du modèle biomécanique est qu'il n'est pas possible de savoir pourquoi et surtout comment la contribution des mécanismes évolue en fonction du temps. Avec seulement les mesures des deux plates-formes de force, nous ne connaissons que le résultat – ou conséquence – de l'action des muscles et des mouvements du corps. Certes, les équations traduisent avec exactitude la modification des contributions en amplitude et actives des mécanismes, mais l'origine de ces modifications est inconnue. Sans les mesurer avec des EMG, nous ne pouvons pas connaître les muscles engagés dans l'action pour modifier la contribution des deux mécanismes. Une autre limite du modèle est l'impossibilité de connaître les processus engagés par le système nerveux central : est-ce un processus de type réaction ou anticipation ?

5. Perspectives

Ce modèle biomécanique du contrôle postural semble aujourd'hui adapté pour permettre de faire des découvertes marquantes. Plusieurs aspects méthodologiques ont été apportés par les études de Bonnet et coll. (2013, 2014a, 2014b) : 1) il ne faut calculer les mécanismes posturaux ML qu'avec les pieds côte à côte ou les mécanismes AP qu'avec un pied strictement devant l'autre ; 2) il est préférable de ne pas demander aux participants de se tenir debout de façon naturelle et de ne pas se contraindre à bouger le moins possible ; 3) il est bon d'exploiter les ressources du modèle et de calculer à la fois la contribution en amplitude et la contribution active des mécanismes ; 4) ces calculs doivent porter plus particulièrement sur la contribution du mécanisme par rapport au signal à expliquer (le CdP) avec à la fois les corrélations croisées (CdPc vs. CdP et CdPh vs. CdP) et les analyses en amplitudes (% SD CdPc /SD CdP et (% SD CdPh / SD CdP). Les analyses sans aucun rapport avec le CdP (p. ex. SD CdPc et SD CdPh) sont, certes, intéressantes, mais seulement pour étudier les changements d'amplitude des mécanismes d'une condition à l'autre indépendamment du signal à expliquer (le CdP). Avec ces contraintes méthodologiques, le modèle peut beaucoup nous apporter. Quand les expérimentateurs utilisent une seule plate-forme de force, ils s'exposent à reporter des aberrations concernant l'action du contrôleur (CdP). En effet, avec une seule plate-forme de force le CdPh ne peut pas être dissocié du CdPc alors qu'il a un rôle primordial à l'équilibre ML quand les pieds sont côte à côte (Fig. 5). Or, cette position de pied est standard dans la vie de tous les jours. Une fois que ces signaux CdP, CdPh, CdPc sont extraits, d'autres modèles peuvent être appliqués pour aller plus loin dans la compréhension du fonctionnement des mécanismes. Il peut alors être adéquat d'utiliser des analyses non linéaires des séries temporelles comme les analyses de quantification de la récurrence des signaux (Riley et coll., 1999) ou les analyses fractionnaires de mouvement Brownien (Rougier, 2008).

De futures expériences pourraient étudier plus profondément les relations entre oscillations, coordination posturale et contribution des mécanismes posturaux dans des conditions dynamiques (soit avec des participants réalisant des gestes de façon autoguidée soit avec perturbations de l'environnement comme dans une pièce mobile par exemple). Il serait intéressant d'étudier l'évolution des mécanismes dans des conditions où les individus agissent sur leur environnement (p. ex., pour prendre un objet sur une table), où les individus réalisent une tâche purement cognitive (p. ex., compter dans la tête) ou d'autres tâches cognitives avec interaction sensorielle (visuelles et/ou auditives) avec l'environnement que celles réalisées par Bonnet *et coll.* (Bonnet *et coll.*, 2014c ; sous presse) avec un point apparaissant à droite et à gauche à 40° d'angle visuel et à 0.125 et 0.25 Hz.

Bibliographie

Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., & Massion, J. (2001). Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. II. Experimental study. *Biological Cybernetics*, 84, 435-443.

Bonnet, C. T., Carello, C., & Turvey, M. T. (2009). Diabetes and postural stability: Review and hypotheses. *Journal of Motor Behavior*, 41, 2, 172-190.

Bonnet, C. T., Cherraf, S., & Do, M.-C. (2014b). Methodological requirement to analyze biomechanical postural control mechanisms with two platforms. *Human Movement Science*, 35, 94-113.

Bonnet, C. T., Cherraf, S., Szaflarczyk, S., & Rougier, P. (2014a). The contribution of body weight distribution and center of pressure location in the control of mediolateral stance. *Journal of Biomechanics*, 47, 1603-1608.

Bonnet, C. T., Delval, A., & Defebvre, L. (2014c). Interest of active posturography to detect age-related and early Parkinson's disease related impairments in mediolateral postural control. *Journal of Neurophysiology*, 412, DOI: 10.1152/jn.00412.2014.

Bonnet, C. T., Delval, A., & Defebvre, L. (sous presse). Parkinson's disease-related impairments in body movement, coordination and postural control mechanisms when performing 80° lateral gaze shifts (*IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, ID TNSRE-2014-00028.R1, accepted in September 2014).

Bonnet, C. T., Mercier, M., & Szaflarczyk, S. (2013). Impaired mediolateral postural control at the ankle in healthy, middle-aged adults. *Journal of Motor Behavior*, 45, 4, 333-342.

Bonnet, C. T., Morio, C., Szaflarczyk, S., & Rougier, P. R. (2014c). Postural mechanisms to control body displacements in the performance of lateral gaze shifts. *Journal of Motor Behavior*, 46, 397-405.

Cenciarini, M., Loughlin, P. J., Sparto, P. J., & Redfern, M. S. (2010). Stiffness and damping in postural control increase with age. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57, 267-275.

Lafond, D., Corriveau, H., & Prince, F. (2004). Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*, 27, 173-178.

Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93, 189-200.

McCollum, G., & Leen, T. K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*, 21, 225-244.

McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: Development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics*, 12, 66-70.

Riley, M. A., Balasubramaniam, R., & Turvey, M. T. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait and Posture*, 9, 65-78.

Rougier, P. R. (2007). Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *Journal of Biomechanics*, 40, 2477-2482.

Rougier, P. R. (2008) How spreading the forefeet apart influences upright standing control. *Motor Control*, 12, 362-374.

Rougier, P., et Garin, M. (2006). La réalisation de mouvements de saccades oculaires affecte les stratégies de maintien de l'équilibre. *Neurophysiologie Clinique*, 36, 235-243.

Termoz, N., Halliday, S. E., Winter, D. A., Frank, J. S., Patla, A. E., & Prince, F. (2008). The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. *Gait and posture*, 27, 463-470.

Veira, T. de M., de Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2008). An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, e513-519, doi: 10.1016/j.jelekin.2008.10.007

Winter, D. A. (1995). Human balance and postural control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3, 193-214.

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.

Winter, D. A., Prince, F., Stergiou, P., & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with center of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communications*, 12, 141-148.