

Université de Montréal

**Analyse de l'équilibre à la marche face à des perturbations  
imprédictibles chez des sujets en santé**

Par Aurélie Méreu

Sciences biomédicales (Faculté de médecine)

Université de Montréal

Mémoire présenté

en vue de l'obtention du grade de maîtrise

en Sciences biomédicales

option Musculo squelettique

Décembre 2016

© Mereu, 2016

## Résumé

Lorsqu'un sujet est soumis à des perturbations à la marche au sol ou sur tapis roulant, les réactions posturales et les ajustements posturaux anticipatoires s'améliorent progressivement avec la répétition des perturbations, entraînant une diminution de la perte d'équilibre. L'objectif du mémoire était d'analyser les ajustements posturaux et de l'équilibre anticipatoire entre des perturbations variées et aux déclenchements imprédictibles avec ou sans habitude au préalable. Deux études ont été effectuées pour le présent mémoire dans lesquelles 24 sujets jeunes en santé (moyenne  $\pm$  écart type : 25,3  $\pm$  2,3 ans) ont été inclus. Les participants marchaient sur un tapis roulant à double courroie à marche confortable, sous différentes conditions : sans perturbation (Etudes 1 et 2), avec perturbations répétées (Etude 2), avec perturbations aléatoires (Etudes 1 et 2). Les perturbations étaient générées par des accélérations ou des décélérations de différentes amplitudes, d'une des courroies du tapis pendant la phase d'appui droite ou gauche de façon aléatoire tous les 8 à 20 pas. Les données cinématiques et cinétiques ont été enregistrées. La difficulté à maintenir l'équilibre augmentait à la fin des essais de perturbations aléatoires comparativement au début avec (Etude 2) et sans habitude préalable (Etude 1) et à la fin des deux derniers essais d'habitudes aux perturbations de type décélération (Etude 2). Aucun changement de l'équilibre n'a été observé lors des essais d'habitude aux perturbations de type accélération. L'augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre était due principalement à une diminution de la distance entre le centre de pression et la base de support. Aucun changement de l'équilibre n'a été observé lors des essais d'habitude aux perturbations de type accélération. Les changements observés lors des essais aléatoires seraient une stratégie posturale non-spécifique adoptée par les participants afin de répondre aux perturbations et en particulier lorsqu'elles sont imprévisibles.

**Mots-clés** : Adaptation, Perturbations Aléatoires, Equilibre, Marche.

## **Abstract**

When repeated postural perturbations are induced while walking on the floor or on a treadmill, reactive and proactive postural adjustments improve progressively. The objective of the study was to analyse proactive postural and balance adjustments between varied perturbations with unpredictable onsets with and without a previous period of habituation. Two studies have been conducted in which 24 young healthy subjects (mean  $\pm$  standard deviation:  $25.3 \pm 2.3$  years) participated. Participants walked on a slip-belt treadmill at comfortable speed under different conditions: without perturbations (studies 1 and 2), with repeated perturbations (study2), and with random perturbations (studies 1 and 2). Perturbations consisted in an accelerations or a decelerations of various magnitude, of one of the belt of the treadmill during right or left single support stance every 8 to 20 steps. Three dimensional whole-body kinematic and kinetic data were recorded. The difficulty to maintain balance increased at the end of trials with random perturbations compared to the beginning with (study 2) and without (study 1) habituation to the perturbations. Balance difficulty also increased at the end of the trials with repeated deceleration perturbations (Study 2). No change were observed during repeated acceleration perturbation trials. The increase of the difficulty to maintain balance was mainly due to a decrease between the center of pressure and the base of support. No change were observed during repeated acceleration perturbation trials. Changes observed during random trials may be a non-specific strategy adopted by the participants to respond to perturbations, particularly when they were unpredictable.

**Keywords** : Adaptation, Random Perturbations, Balance, Gait.

## Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	ii
Table des matières.....	iii
Liste des tableaux.....	v
Liste des figures.....	vi
Liste des abréviations.....	viii
Remerciements.....	x
Chapitre 1 Introduction.....	1
Chapitre 2 Recension des Écrits.....	4
1. Équilibre et contrôle postural.....	4
1.1 Équilibre et posture.....	4
1.2 Equilibre statique et dynamique chez l'être humain.....	5
1.3 Les réponses posturales suite à une perturbation de l'équilibre.....	9
2. La marche.....	11
2.1 Description du cycle de marche et équilibre dynamique.....	12
2.2 Paramètres spatio-temporels de la marche.....	15
2.3 Les systèmes d'analyses du mouvement : limites du système.....	16
2.4 Neurophysiologie de la marche.....	17
3. Adaptation à l'environnement : Réponses posturales réactives et anticipatoires.....	18
3.1 Les réponses posturales automatiques ou réactives.....	19
3.2 Les ajustements posturaux anticipatoires à la marche.....	21
4. Neurophysiologie des corrections posturales.....	23
4.1 Implication des différents systèmes sensoriels dans les réponses posturales.....	25
4.2 Implications des centres moteurs dans les réponses posturales.....	26
Chapitre 3 Objectifs et hypothèses.....	29
Chapitre 4 Méthodologie.....	30
1. Participants.....	30
2. Matériel.....	30
3. Protocole expérimental.....	31
4. Analyse des données.....	33
4.1 Modèle des forces stabilisante et déstabilisante.....	33
4.2 Autres variables analysées.....	35
5. Cycles analysés.....	35
6. Analyses statistiques.....	36
6.1 Première étude.....	36
6.2 Deuxième étude.....	36
Chapitre 5 Résultats.....	38
1. Contexte.....	38
2. Article 1 :.....	38
2.1 Résumé.....	38
2.2 Introduction.....	39
2.3 Méthods.....	41
2.4 Results.....	45

2.5 Discussion.....	48
3. Résultats supplémentaires.....	51
3.1 Contexte.....	51
3.2 Résultats.....	51
3.2.1 Adaptations aux perturbations répétées de type courroie-plus-rapide.....	51
3.2.2 Adaptations aux perturbations répétées de type courroie-plus-lente.....	53
3.3.3 Adaptations aux perturbations aléatoires.....	57
3.3 Discussion.....	57
Chapitre 6 Discussion.....	61
1. Discussion des résultats.....	61
2. Les limites des deux études.....	63
3. Perspectives et implications cliniques.....	63
Chapitre 7 Conclusion.....	66
Chapitre 8 Bibliographie.....	68
ANNEXE I : Certificat d'éthique.....	76
ANNEXE II : Formulaire de consentement.....	79

Liste des tableaux

Tableau I. : Mean Detectable Changes (MDC) during control gait and mean change in each variable for each gait trial. ....	47
Tableau II : Variation absolue de la moyenne des variables obtenue au cours des essais de perturbations comparé à la marche contrôle.....	57

## Liste des figures

Figure 1. : Taux de décès par 100 000 personnes suivant une chute, par catégorie d'âge. D'après Institut national de la santé publique du Québec 2001. ....	1
Figure 2. : Activités associées à des chutes ayant entraîné des blessures chez les personnes âgées de 65 ans et plus au Canada au cours l'année 2009-2010, gouvernement du Canada, 2014. ....	2
Figure 3. : Représentation du CP et du CM (mg) chez un sujet en position debout au repos. D'après Bakshi et al., 2014. ....	5
Figure 4. : Déplacement antéro-postérieur du CM et du CP en centimètres, chez un sujet en position debout. D'après Winter 1995. ....	6
Figure 5. : Représentation schématisation du déplacement du CP dans les 4 zones de stabilité, chez un sujet sain en position debout. D'après Popovic et al. 2000. ....	7
Figure 6. : Déplacement du CG et du CP lors de l'élévation du bras droit.. D'après Bouisset et al. 2008. ....	8
Figure 7. : Exemples de différentes stratégies posturales adoptées par les participants suite à une perturbation de l'équilibre en position debout. D'après Maki et McIlroy 2006. ....	9
Figure 8. : Schématisation d'un cycle de marche droit. D'après Magee 2008. ....	12
Figure 9. : Mouvements antéro-postérieurs, médio-latéraux et verticaux du CM durant un cycle de marche. D'après Shumway-Cook et al. 2012. ....	13
Figure 10. : Déplacements du CM et du CP par rapport aux pieds durant un cycle de marche. D'après Winter 1995. ....	14
Figure 11. : Schématisation de différentes réponses posturales liées à un trébuchement induit par un obstacle à la marche. Shiratori et al. 2009. ....	20
Figure 12. : Modèle des différentes voies neuronales impliquées dans les réponses posturales suite aux perturbations externes de l'équilibre. D'après Jacobs 2007. ....	24
Figure 13. : Description du protocole expérimental de l'étude 2 et exemple d'un essai de perturbation répétée (P80%) et aléatoire. ....	32
Figure 14. : Variations des forces stabilisante (trait plein) et déstabilisante (trait en pointillé) pendant un cycle de marche à vitesse confortable. D'après Duclos et al., 2009. ....	35

Figure 15. : The mean values of each dependent variables are represented by a bar. The light grey bars represent the first 20 gait cycles of each trial; the black bars represent the last 20 gait cycles..... 46

Figure 16. : Les valeurs moyennes des forces stabilisante (haut) et, déstabilisante (bas) et leur écart-types.. 52

Figure 17. : Valeurs moyennes de la largeur des pas (gauche) et longueur des pas (droite) ainsi que les écart-types..... 53

Figure 18. : Les valeurs moyennes de Dcp (haut) et de la position antéro-postérieure du centre de masse (Bas) et leur écart-types sont représentées au début (6 premiers cycles, barres bleues) et à la fin (six derniers cycles, barres rouges) de chaque essai. .... 54

Figure 19. : Valeurs moyennes de la vitesse du CM ainsi que les écart-types. Les valeurs sont représentées au début (6 premiers cycles, barres bleues) et à la fin (six derniers cycles, barres rouges) de chaque essai..... 55



## Liste des abréviations

ANOVA : Analyse des variances

BoS: Base de support

CG : Centre de gravité

CM : Centre de masse

CMD : Changement minimal détectable

CP : Centre de pression

CPG : Générateur central de patron

FS : Force stabilisante

FD : Force déstabilisante

*J'aimerais dédicacer ce mémoire à toutes les personnes qui m'ont accompagné, soutenu au long de ce chemin depuis le début jusqu'à aujourd'hui*

## Remerciements

Je souhaiterais tout d'abord remercier mon superviseur à la maîtrise Cyril Duclos. Je te remercie de m'avoir donné cette opportunité, de m'avoir accompagnée, guidée à chaque étape avec autant de patience. Merci pour ces moments à essayer de comprendre, analyser les résultats, merci pour toutes ces discussions stimulantes qui m'ont poussée à aller toujours plus loin.

Je voudrais aussi remercier tous mes collègues étudiants à la maîtrise et au doctorat qui ont été présents le long de ce chemin. Tout particulièrement, Philippe Paquette pour ton humilité et le soutien moral que tu as apporté, merci aussi pour toutes ces conversations à essayer de comprendre les statistiques, discuter des patients et les séances de détente au centre d'escalade. Merci à Carole Miéville pour Excel, Word, Power point, les statistiques la rédaction... bref pour m'avoir aidé dans tout, tu es une excellente pédagogue. Merci à ma collègue et amie Gabrielle Blanc, pour ta présence, les sorties en vélo à tout allure, les bons repas et les corrections de dernières minutes. Merci aux ingénieurs, Philippe Gourdou pour ton expertise, ta disponibilité et pour ton accent du sud qui me rapproche de chez moi, Youssef El Khamlichi, pour ta patience ta capacité à décortiquer chaque détail qui m'ont permis de mieux comprendre les programmes de traitement des données.

Je remercie tous les participants au projet, les expériences ont parfois duré longtemps et vous avez fait preuve de tellement de patience et d'enthousiasme. Sans vous nous n'aurions pas pu récolter toute ces données. Merci pour les rires et les fou-rires pendant les collectes qui ont fait passer le temps plus vite.

Finalement j'aimerais remercier ma famille et mes amis pour tout le soutien qu'ils m'ont apporté tout le long de ce processus. Merci à mes parents pour leur soutien financier et moral merci de m'avoir inspiré la volonté d'aller toujours plus loin, merci pour votre amour infini et inconditionnel. Merci à mon conjoint qui a toujours une oreille pour écouter, toujours les bras ouverts pour me consoler, merci pour tout l'amour que tu m'apportes au quotidien.



# Chapitre 1 Introduction

« The ability to control our body's position in space is fundamental to everything we do » (Shumway-Cook et Woollacott, 2007).

Pour un être humain, se déplacer est essentiel afin d'assurer ses besoins physiologiques vitaux (manger, boire..) et sociaux. Cependant lorsque l'on se déplace, un risque de chute existe. Dans le monde, 37,3 millions de chutes sont recensées chaque année, entraînant une intervention médicale, et parfois le décès (Organisation mondiale de la santé, 2007). Au Canada, elles représentent une des causes majeures d'hospitalisation dans toutes les catégories d'âge confondues et sont la cause principale d'invalidité et de décès (Figure 1) (Gouvernement du Canada, 2014).

Les chutes peuvent avoir des conséquences graves sur la santé, entraînant parfois des séquelles physiques et psychiques : handicap physique, douleur chronique, diminution du temps de travail, isolement social. (Gouvernement du Canada, 2014). Afin de mieux comprendre et de prévenir les chutes, des études ont permis d'identifier les populations à risque, ainsi que les causes et les circonstances de chutes (Berg et al., 1997; Gouvernement du Canada, 2016). Le risque de chute, et de blessure ou décès lié à la chute augmente avec l'âge (Figure 1) et chez les personnes présentant des troubles de l'équilibre.

<p><b>Tous âges confondus</b> : 12,7 <b>65-74 ans</b> : 8,1 <b>75-84 ans</b> : 61,9 (soit presque <b>5 fois</b> plus que le groupe précédent) <b>85 ans et +</b> : 368,5 (soit presque <b>6 fois</b> plus que le groupe précédent)</p>
--

Figure 1. : Taux de décès par 100 000 personnes suivant une chute, par catégorie d'âge. D'après Institut national de la santé publique du Québec 2001.

Les causes et les circonstances de chutes sont multiples, mais la plupart se produisent à la marche (Mortaza et al., 2014). Au Canada, 66% des chutes se produisent suite à un trébuchement ou à une glissade lors d'un changement de contact entre les pieds et le sol, et les 34 % restant suite à une chute d'une hauteur (échelle ou escalier par exemple)(Gouvernement

du Canada, 2016). De plus, 45 % des chutes ayant entraîné des blessures chez des personnes âgées surviennent aussi à la marche sur des surfaces autres que la glace ou la neige (Fig 2).

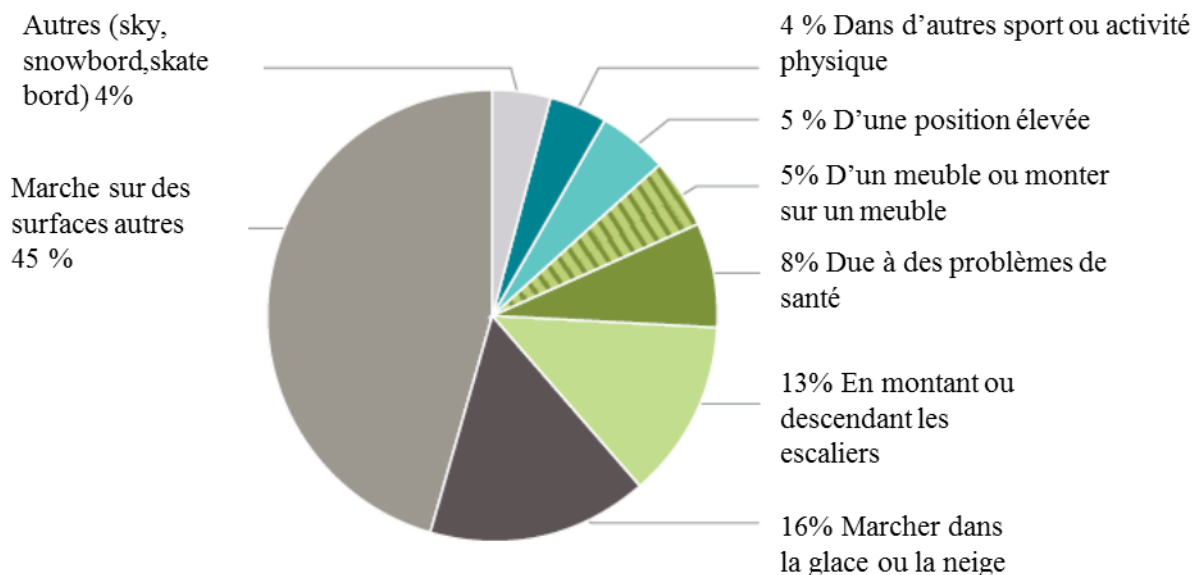


Figure 2. : Activités associées à des chutes ayant entraîné des blessures chez les personnes âgées de 65 ans et plus au Canada au cours l'année 2009-2010, gouvernement du Canada, 2014.

Étant donné la fréquence des chutes et leurs conséquences sur la santé, il semble important de comprendre les différents éléments qui les causes afin d'améliorer les interventions, et réduire le taux de chute dans la population. Ceci permettrait de mieux comprendre les mécanismes conduisant à une perte d'équilibre pouvant entraîner une chute, en particulier l'aspect biomécanique de l'équilibre. Tout d'abord, le système musculo-squelettique humain est considéré comme instable, avec un centre de masse (CM) haut, situé au-dessus d'une petite base de support (Winter, 1995). De plus, à la marche, le CM est en mouvement au-dessus d'une base de support qui est aussi en mouvement. Le maintien de l'équilibre lors de la locomotion est donc plus précaire qu'en position debout au repos (Winter, 2009).

En plus des contraintes d'équilibre liées à la marche « normale », le corps doit s'adapter à son environnement et répondre à des perturbations externes de l'équilibre (obstacles ou surfaces glissantes par exemple). Suite à une perturbation inattendue de l'équilibre, des réponses posturales automatiques sont rapidement générées. Elles vont avoir pour conséquence de réduire la perte d'équilibre induite par la perturbation et d'éviter la chute (Ferber et al., 2002; Hof et al., 2010). De plus, des stratégies posturales anticipatoires, c'est-à-dire des stratégies intégrées à la marche en l'absence de perturbation, peuvent être développées afin de réduire davantage le risque de chute. Elles vont avoir pour conséquence de diminuer la perturbation ou la perte d'équilibre induite au moment de la perturbation et donc diminuer la nécessité de générer une réponse posturale (Cham et Redfern, 2002a; Pavol et al., 2004). Les stratégies posturales anticipatoires sont développées progressivement à la marche, lorsque l'on induit les mêmes perturbations ou des perturbations variées au sol, ou les mêmes perturbations sur tapis roulant (Bhatt et al., 2013; Cham et Redfern, 2002a; Lee et al., 2016; Pijnappels et al., 2001). Dans ces études, les perturbations induites étaient identiques (au sol et sur tapis roulant), ou leur localisation était partiellement prédictible (localisation de la perturbation au sol toujours au même endroit). Parce que dans la vie quotidienne nous rencontrons des perturbations variées qui surviennent souvent de façon imprédictible et, parce qu'il n'existe pas de données sur les adaptations à la marche lorsque l'on induit des perturbations variées au déclenchement imprédictible, nous avons proposé un protocole expérimental pouvant répondre à ces conditions et avons analysé les stratégies posturales adoptées par nos participants.

# Chapitre 2 Recension des Écrits

## 1. Équilibre et contrôle postural

### 1.1 Équilibre et posture

Les deux notions d'équilibre et de posture sont étroitement liées, mais représentent des concepts différents. En physique, l'équilibre est défini comme un état de stabilité, où la résultante et les moments des forces qui s'appliquent sur un objet sont nuls (Newton et al., 1833). La posture peut être définie comme l'orientation des différentes parties du corps, les unes par rapport aux autres, et par rapport à leur environnement (Bouisset et Do, 2008; Winter, 1995). Ainsi, le contrôle postural est nécessaire afin de maintenir l'équilibre et d'orienter le corps dans un environnement changeant (Horak, 2006; Kandel et al., 2012).

Du point de vue biomécanique, l'équilibre est atteint quand le centre de masse (CM) est aligné avec le centre de pression (CP) et se trouve à l'intérieur de la base de support (Figure 3) (Winter, 1995). Le CM est un point virtuel qui représente la position moyenne du poids de l'ensemble des segments corporels (Shumway-Cook et Woollacott, 2007), il est situé approximativement à 55% de la hauteur du corps (Smith et al, 1996). L'analyse biomécanique consiste à déterminer l'effet des forces externes qui vont s'appliquer sur le CM. Le CM est souvent représenté par le centre de gravité (CG), qui est la projection verticale du CM sur le sol (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Le CP est un point virtuel sur lequel s'applique l'ensemble des forces de réaction développées sur la zone d'appui ou base de support (Winter, 1995). La base de support est une aire dont les limites sont définies par les parties du corps en contact avec le sol (Kandel et al., 2012; Winter, 1995). On définit l'équilibre "statique" au repos, et l'équilibre dynamique lors du mouvement, c'est-à-dire quand la vitesse du centre de masse ou d'un ou plusieurs segment corporel n'est plus négligeable (Bouisset et Do, 2008). La posture du corps va déterminer la position du CM dans la base de support



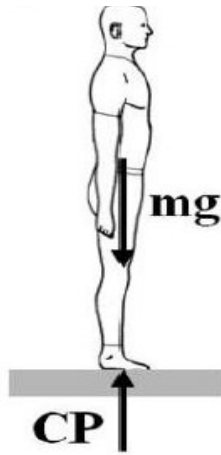


Figure 3. Représentation du CP et du CM ( $mg$ ) chez un sujet en position debout au repos. D'après Bakshi et al., 2014.

## 1.2 Equilibre statique et dynamique chez l'être humain

Le corps humain est composé de multiples segments reliés entre eux par des articulations, il est mécaniquement instable. En position debout au repos, le CM et le CP oscillent en permanence dans les limites de la base de support (Hasan et al., 1996; Winter et al., 1998). Généralement les déplacements du CP se font dans la même direction que ceux du CM et sont de plus grande amplitude permettant ainsi de contrôler les déplacements du CM (Figure 4). La différence entre le CP et le CM est proportionnelle à l'accélération horizontale du CM. Ainsi, dans un plan antéro-postérieur, si le CP est en avant du CM, le CM va être accéléré vers l'arrière et inversement (Winter, 1995). En position debout, on parle de "maintien de la posture" (Bouisset et Do, 2008), car d'un point de vue mécanique le corps n'est jamais dans un état d'équilibre permanent ou "repos" (Figure 4) i.e. la somme des forces agissant sur lui n'est que temporairement nulle (Duarte et Freitas, 2010).

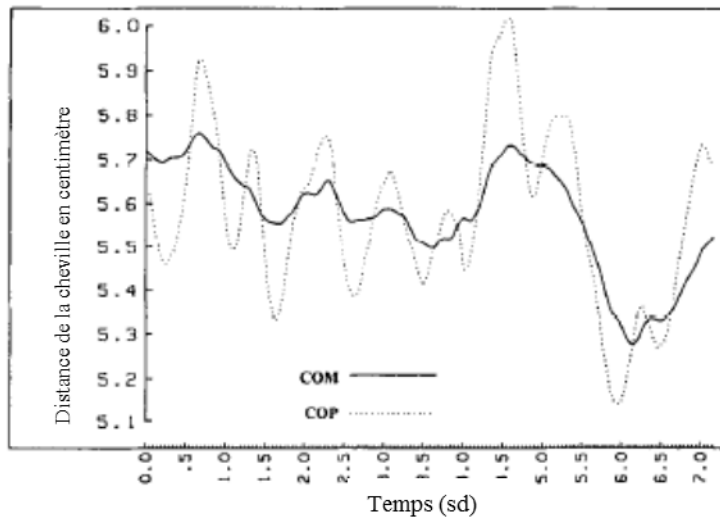


Figure 4. Déplacement antéro-postérieur du CM et du CP en centimètres, chez un sujet en position debout. 7 secondes d'enregistrement des déplacements antéro-postérieurs du CM (trait plein) et du CP (trait discontinu) ont été effectuées. Le CP oscille en général dans la même direction que le CM avec une amplitude plus grande afin de contrôler ses déplacements. D'après Winter 1995.

Afin de maintenir l'équilibre en position debout, le corps doit se maintenir dans les limites de stabilité qui découlent de la base de support (Popovic et al., 2000). Ainsi en position debout « statique », le CP d'un individu en santé se trouve 99% du temps dans une petite proportion de la base de support appelée *zone de préférence élevée*. Le CP s'en écarte en de rares occasions (1% du temps, *zone de préférence basse*) (Figure 5). Si le CP est déplacé à l'extérieur de ces zones, appelées *zones indésirables ou d'instabilité* (Figure 5), des corrections posturales seront nécessaires afin de ne pas perdre l'équilibre.

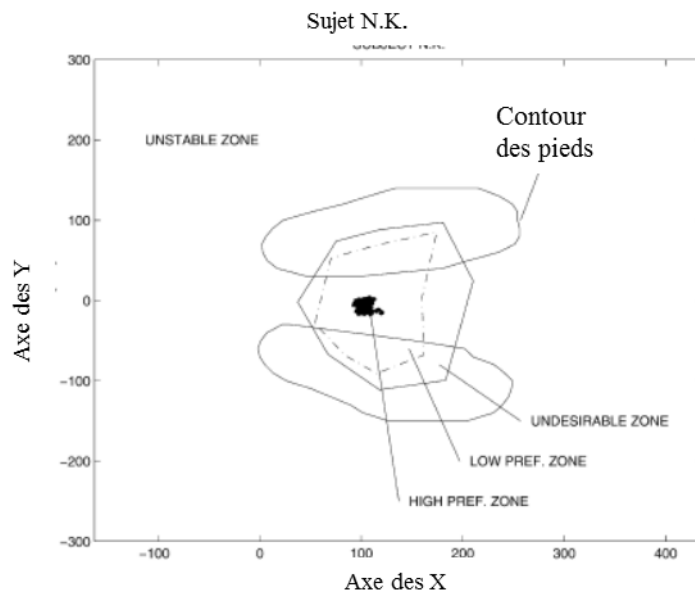


Figure 5. Représentation schématique du déplacement du CP dans les 4 zones de stabilité, chez un sujet sain en position debout : zone de préférence élevée (Highpref zone), zone de préférence basse (Lowpref zone), zone indésirable (Undesirable zone) et zone d'instabilité (Unstable zone). D'après Popovic et al. 2000.

Selon le principe fondamental de la dynamique, si la somme des forces appliquées sur un système n'est plus nulle on se trouve alors dans des conditions dynamiques. La force appliquée va avoir pour conséquence d'accélérer ou de déformer l'objet (Newton et al., 1833). Ainsi, la résultante des forces appliquées sur le CM, ou un ou plusieurs segments corporels, peut constituer une perturbation, ou une modification de l'équilibre (Massion, 1992). Ces perturbations de l'équilibre peuvent être d'origine interne (par exemple le déplacement d'un segment corporel) (Figure6) ou externe (force gravitationnelle, obstacle ou poussée)(Massion, 1992).

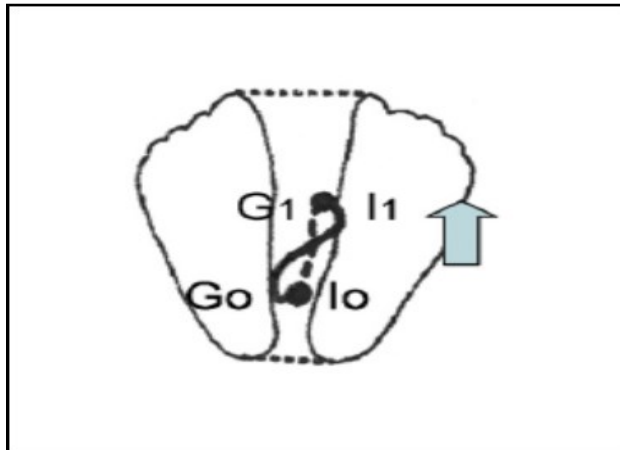
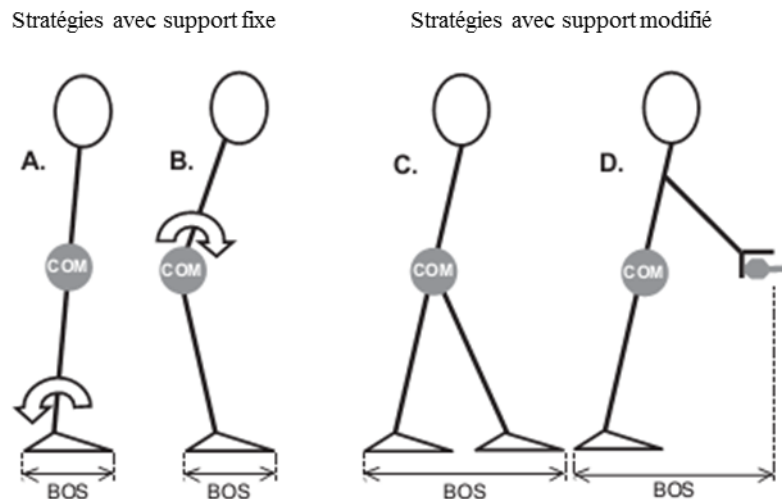


Figure 6. : Déplacement du CG et du CP lors de l'élévation du bras droit (indiqué par la flèche). Le sujet est en position debout les deux pieds au sol, à droite sur les orteils. Le CP (trait plein) se déplace de droite à gauche et encore à droite de  $I_0$  en  $I_1$  autour du CG (trait discontinu) qui se déplace vers la droite de  $G_0$  en  $G_1$ , ceci permettant le contrôle du déplacement du CG par le CP. D'après Bouisset et al. 2008.

Dans les conditions dynamiques, le maintien du CG à l'intérieur de la base de support est insuffisant pour définir les conditions d'équilibre (McCollum et Leen, 1989). En effet, la vitesse du centre de masse est un paramètre essentiel à prendre en compte (Pai et Patton, 1997). Les travaux de Pai ont ainsi proposé une "région de stabilité possible" délimitée selon la position et la vitesse du centre de masse, et à l'intérieur de laquelle les conditions d'équilibre sont respectées (Iqbal et Pai, 2000; Pai et Patton, 1997). Ce modèle met en évidence que le CM peut se trouver à l'intérieur de la base de support à un instant donné, répondant ainsi aux conditions d'équilibre statique, mais si l'on prend en compte sa vitesse, la position « réelle » du CM peut être à l'extérieur de cette région de stabilité, là où le risque de perte d'équilibre est important (Hof et al., 2005; Pai et Patton, 1997). Plusieurs mises à l'épreuve de ce modèle ont confirmé ses capacités à prédire le déclenchement de réponses posturales lorsque l'état du CM (état = combinaison de la position et de la vitesse) était en dehors de la région de stabilité possible (Bhatt et al., 2006b; Iqbal et Pai, 2000; Pai et Patton, 1997). Ainsi, lorsque dans des conditions dynamiques ou statiques, les limites de stabilité sont dépassées, des corrections posturales doivent être mises en place afin de retrouver l'équilibre. La capacité à retrouver l'équilibre dépend de la capacité motrice à générer une réponse motrice rapide et efficace, afin de modifier l'accélération du CM, ou de modifier la base de support (Figure 7). La capacité du corps à

retrouver l'équilibre dépend aussi des propriétés mécaniques du corps et de son environnement au moment de la perturbation (McCollum et Leen, 1989). L'équilibre est dit stable lorsqu'un système initialement en équilibre tend à revenir à cet état, après avoir été soumis à une perturbation (Massion, 1992).



: Exemples de différentes stratégies posturales adoptées par les participants suite à une perturbation de l'équilibre en position debout. Pour les exemples A et B il n'y a pas de modifications des appuis au sol, contrairement aux exemples C et D où une modification des appuis au sol est nécessaire. Selon les conditions, ce sont les muscles des chevilles (A) ou des hanches (B) qui entraînent une rotation du CM (COM) autour d'une articulation pour rétablir l'équilibre, ou le déplacement d'un pied au sol (C) ou la main qui saisit un support environnant (D) pour augmenter la taille de la base de support. D'après Maki et McIlroy 2006.

### 1.3 Les réponses posturales suite à une perturbation de l'équilibre

Lors de perturbations de l'équilibre, le système nerveux central engendre une réponse posturale afin de ne pas perdre l'état d'équilibre initial et d'éviter de chuter (Dietz, 1992; Massion, 1992; Winter, 1995). On a longtemps pensé que les réponses posturales étaient le résultat de simples réflexes d'étirements (Nashner, 1977). Cependant, il est maintenant admis que l'organisation de ces réponses posturales est plus complexe. On parle aujourd'hui de

stratégies et synergies posturales contrôlées par différents sous-systèmes (Horak, 2006). C'est Nashner et son équipe qui ont tout d'abord parlé de stratégies posturales. Si on perturbe l'équilibre de sujets en position debout, en translatant la surface sur laquelle ils se tiennent, i.e. la surface d'appui, par exemple, une réponse posturale est générée. Si on répète la même perturbation dans les mêmes conditions d'équilibre, ces réponses s'améliorent progressivement, et deviennent très spécifiques à la perturbation, on les qualifie alors de préprogrammées et stéréotypées. Cependant, la réponse posturale dépend aussi des caractéristiques de la perturbation (direction et sens, intensité), et aussi du positionnement du sujet (position des différents segment corporel les uns par rapport aux autres et vis-à-vis de l'environnement ou largeur de la base de support) au moment où la perturbation est générée (Bouisset et al., 2000; Park et al., 2004; Welch et Ting, 2014). Par exemple, chez un sujet en position debout avec un écartement des pieds normal, si la surface d'appui est translatée vers l'arrière, cela provoque un déplacement du centre de masse vers l'avant par rapport à la base de support. Afin de ramener le CM à sa position initiale de stabilité, les muscles gastrocnémiens, ischio-jambiers et paraspinaux se contractent de façon synergique (coordination spatio-temporelle), et ainsi provoquent une rotation du corps vers l'arrière autour de la cheville, c'est ce que l'on appelle stratégie de cheville (Horak et Nashner, 1986). Inversement, si la surface d'appui est translatée vers l'avant les muscles antagonistes, jambiers antérieurs, quadriceps et abdominaux se contractent afin de provoquer une rotation du corps vers l'avant autour de la cheville et ramener le CM en situation d'équilibre. Il a tout d'abord été suggéré que ces programmes centraux qui génèrent des synergies musculaires existaient en nombres limités. De nombreuses études ont montré que ces réactions posturales sont en réalité flexibles, puisqu'elles sont générées en réponse à des perturbations très variées, dans de nombreux contextes environnementaux et chez des individus ayant ou non expérimenté ces perturbations (Adkin et al., 2000; Horak et Nashner, 1986; Moore et al., 1988). Si on soumet des sujets en position debout à des perturbations de directions variées (translation de la base de support dans différentes directions), ils adaptent leurs réactions posturales en fonction de la direction de perturbation et de l'intensité de la perturbation (Moore et al., 1988; Park et al., 2004; Welch et Ting, 2014).

Les réponses posturales générées rapidement suite à une perturbation sont appelées réactions posturales ou réponses posturales automatiques. Les réponses posturales qui sont générées en prévention d'une perturbation à venir, sont appelées ajustements posturaux

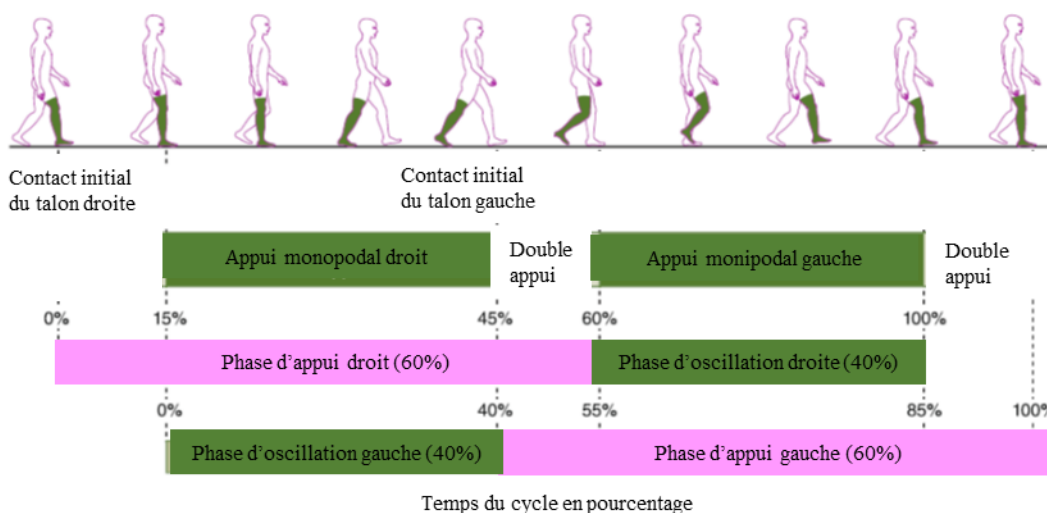
anticipatoires ou proactifs. Les réactions posturales sont générées à la suite d'une perturbation, inattendue ou répétée, de l'équilibre, elles sont automatiques et visent à rétablir l'équilibre (Horak et al., 1997). Si, dans des conditions expérimentales, l'on répète la même perturbation, les réactions posturales deviennent plus rapides et efficaces (Horak et al., 1997; Horak and Nashner, 1986; Massion, 1992) Les ajustements posturaux anticipatoires sont générés avant la perturbation. Ils sont déterminés au cours du développement moteur ou au cours de l'adaptation à des perturbations répétées (Horak, 2006; Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Ils vont avoir pour conséquence de diminuer l'effet de la perturbation et donc diminuent la nécessité de générer une réaction posturale ou l'amplitude de celle-ci (Bhatt et al., 2013, 2006b).. Les réactions posturales et les ajustements posturaux anticipatoires sont deux systèmes de contrôle de l'équilibre différents fonctionnant ensemble (Welch et Ting, 2014). Notre étude porte sur l'adaptation de l'équilibre à la marche entre des perturbations variées dont le déclenchement est imprédictible. Nous nous sommes intéressés plus particulièrement aux ajustements posturaux anticipatoires à la marche. Ils seront l'objet d'un chapitre ultérieur.

## **2. La marche**

La marche est un mode de déplacement bipodal automatique et stéréotypé (Grillner et Zangger, 1979). Elle est considérée comme une succession de chutes et de récupérations de l'équilibre, nécessitant le maintien de la stabilité dynamique (Marigold et Patla, 2002). Le défi pour le système nerveux central est de contrôler et limiter les mouvements du CM par l'application du CP au sol, au-dessus de la base de support qui change de taille, et qui est aussi en mouvement (Marigold et Patla, 2002; Perry et Burnfield, 2010). Une multitude d'approches permettent de quantifier les différents aspects de la marche et de l'équilibre. Dans le présent document l'étude de plusieurs aspects de la cinématique et de la cinétique, ainsi que plusieurs paramètres spatio-temporels sont présentés. Ils ont été utilisés pour l'analyse de l'équilibre à la marche dans les différentes conditions d'équilibre des deux études que l'on présente dans le présent document.

## 2.1 Description du cycle de marche et équilibre dynamique

Durant la marche, plusieurs évènements se répètent périodiquement. On décompose ainsi la marche en cycles (Magee, 2008) (Figure 8). Un cycle de marche débute avec le contact initial du pied avec le sol, et se termine par le contact suivant du même pied avec le sol: un cycle de marche droit débute avec le contact initial du pied droit avec le sol, et inversement pour le pied gauche (Brand, 1992). Un cycle complet (100%) est souvent décomposé en 2 phases, une phase d'appui, durant laquelle le pied est en contact avec le sol (environ 60% du cycle) et, une phase d'oscillation durant laquelle le même pied n'est plus en contact avec le sol (environ 40% du cycle)(Magee, 2008). On peut aussi diviser un cycle en deux pas droite et gauche. Un pas droite par exemple, débute par le contact du pied gauche avec le sol et se termine avec le contact du pied droit avec le sol (Perry et Burnfield, 2010; Shumway-Cook et Woollacott, 2007).



**Figure 7.** : Schématisation d'un cycle de marche droit. Le cycle de marche est décomposé en deux phases, la phase d'appui (rose) et la phase d'oscillation (right swing phase en vert). Le cycle commence lors du contact initial du talon droit avec le sol (contact initial du talon droit, 0%), et se termine avec le contact du même pied avec le sol (100%). D'après Magee 2008.

Au cours des phases de marche successives, le CM qui représente les mouvements du corps, est en mouvement vers l'avant. De plus, il oscille d'un pied à l'autre dans le plan médio-



latéral (Figures 8 et 9). Les déplacements moyens médio-latéraux et verticaux du CM sont respectivement de  $3,5 \pm 0,9$  cm et  $3,2 \pm 0,8$  cm (Perry et Burnfield, 2010).

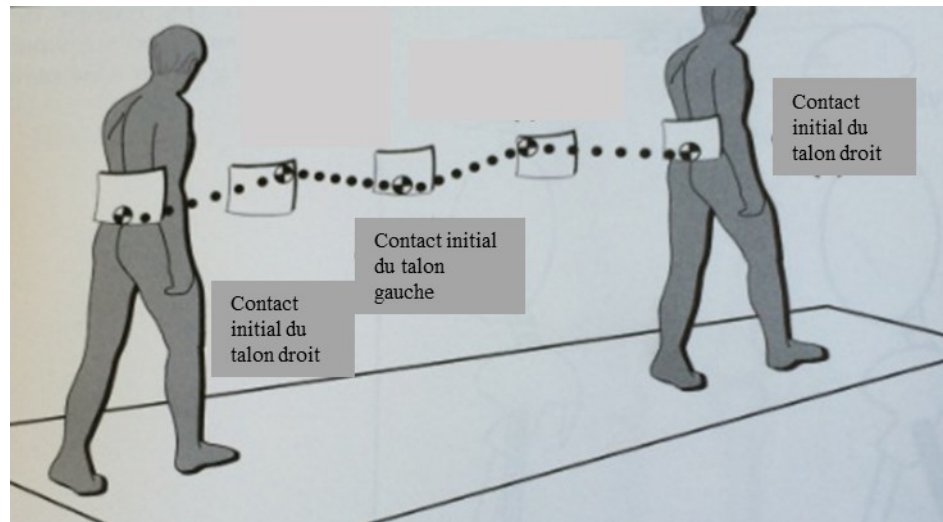


Figure 8. : Mouvements antéro-postérieurs, médio-latéraux et verticaux du CM durant un cycle de marche. D'après Shumway-Cook et al. 2012.

Lors de la phase de double appui, les deux pieds sont en contact avec le sol, ce qui va permettre la transition entre la phase d'appui d'un côté et la phase d'appui du côté opposé. Après le contact initial du pied droit avec le sol, le CM oscille du pied gauche vers le pied droit sous l'effet des forces de réactions du sol (CP), produites de façon prédominante par le pied gauche au début de cette phase (Figure 10). Par la suite, afin de passer de la phase de double appui à la phase de simple appui, une poussée ou propulsion par le membre inférieur gauche au sol est nécessaire, ceci permet d'initialiser la phase d'oscillation du membre inférieur gauche. Pendant cette phase de propulsion, les forces de réaction du sol et le CP se trouvent encore en arrière et à gauche du CM, permettant ainsi son accélération vers l'avant et la droite (Figure 10). Lors du simple appui, un seul pied (i.e. droit ici) est en contact avec le sol, pendant que le membre inférieur opposé (i.e. gauche) oscille (Perry et Burnfield, 2010; Shumway-Cook et Woollacott, 2007). A la fin de la phase d'oscillation, le CM se déplace au-delà de la base de support créant une chute vers l'avant (Perry et Burnfield, 2010). Afin d'éviter la chute et rétablir l'équilibre, le pied oscillant (i.e. gauche ici) entre en contact avec le sol. Il se positionne en avant du CM

permettant ainsi de ralentir son accélération et d'étendre la base de support vers l'avant. Lors de cette seconde phase de double appui, le CP est positionné en avant et à gauche du CM, et de le ralentit, c'est la phase de freinage. Après avoir ralenti la progression du CM vers l'avant et arrêté son déplacement vers la gauche, les forces de réactions du sol appliqué au CP peuvent amorcer une nouvelle « poussée » vers la droite du CM afin d'initier la phase d'oscillation du pied gauche (Figure 10).

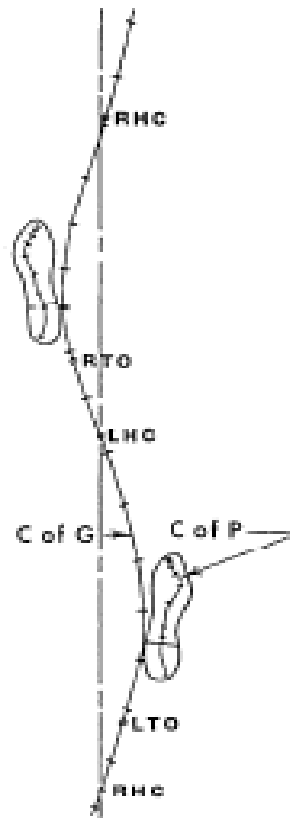


Figure 9. : Déplacements du CM et du CP par rapport aux pieds durant un cycle de marche. Avant le contact du talon droit (RHC), le CM (C of G) accélère vers l'avant et la droite, du fait de la position postérieure et latérale à gauche du CP (C of P) par rapport au CM. Après le contact du pied droit avec le sol, le CP placé en avant et à droite du CM va permettre de réduire la vitesse du CM et la réorienter vers l'avant et la gauche. D'après Winter 1995.

Ainsi, les déplacements du CM sont contrôlés par le point d'application des forces de réaction du sol (CP), qui est largement dépendant du placement des pieds (Kandel et al., 2012; Winter, 1995). Les mouvements du CP et du CM reflètent le contrôle postural durant la marche

(Lugade et Kaufman, 2014; Winter, 1995). Le contrôle de l'accélération et de la position du CM par le CP représente le contrôle postural de l'équilibre à la marche d'un point de vue mécanique. Celui-ci est dépendant de l'activité musculo squelettique. De plus, cette activité musculo squelettique est directement dépendante de l'intégration sensori-motrice et cognitive qui permet les déplacements d'un individu dans son environnement (Horak, 2006). Ainsi, le contrôle postural doit limiter les pertes d'équilibre et économiser l'énergie utilisée lors de cette activité, en contrôlant les déplacements du CM (Kuo, 2007; Winter, 1995).

## **2.2 Paramètres spatio-temporels de la marche**

Les données spatiales et temporelles les plus décrites sont la longueur et la largeur du pas, la durée des différentes phases du cycle de marche, la vitesse et la cadence de marche. La vitesse de marche est souvent définie comme étant la vitesse moyenne du corps au cours d'un cycle ou de plusieurs cycles consécutifs. La cadence est le nombre de pas effectués par unité de temps. Un sujet sain d'âge moyen a une vitesse moyenne de marche d'environ  $1,52 \pm 0,20$  m/seconde et une cadence moyenne de  $119,6 \pm 9,5$  pas/minute (Stolze et al., 1998). Chez des sujets jeunes adultes ( $27,5 \pm 5,2$  ans), la longueur du pas est de  $80,3 \pm 19,1$  cm, et la largeur de pas de  $7,6 \pm 2,3$  cm (Brach et al., 2008; Stolze et al., 1998).

Etant donné le rôle du placement des pieds dans le contrôle du CM et donc de l'équilibre, les relations entre les paramètres spatio-temporels et la capacité d'équilibre ont souvent été étudiées. Il a été démontré, que lorsque des participants étaient soumis à des perturbations de l'équilibre à la marche (glissade ou trébuchement), ils diminuaient leur longueur de pas, ou/et augmentaient la largeur de pas, ou leur cadence de marche afin d'augmenter leur stabilité posturale (Bhatt et al., 2006b; Pijnappels et al., 2001; Wang et al., 2012a). En effet, la réduction de la longueur du pas permettait de réduire la perte d'équilibre en prévention d'une glissade (Oates et al., 2005a). Inversement des pas plus longs en réponse à une perturbation de type glissade entraînent un risque plus important de glisser (Bakken et al., 2007). De plus, il a été montré que les personnes âgées ayant des antécédent de chute ont une vitesse de marche plus basse, des pas plus courts et plus larges, une cadence plus élevée comparativement aux non-chuteurs (Mortaza et al., 2014). Cependant, certains articles montrent que l'interprétation des changements spatio-temporels observés chez les « chuteurs » n'est pas si directe. En effet, il n'y

a pas encore de consensus concernant les différences des paramètres spatio-temporels chez les adultes chuteurs et non-chuteurs (Mortaza et al., 2014). Un autre aspect de la marche qui est étudié aujourd'hui est la variabilité des paramètres de marche cycle par cycle. Plusieurs études ont confirmé que certains paramètres spatio-temporels (durée du cycle, longueur du pas et largeur des pas) présentaient plus de variabilité chez les sujets âgés chuteurs comparés aux non-chuteurs (Brach et al., 2008, 2005; Maki, 1997). Cependant, une variabilité importante des paramètres spatio-temporels à la marche a aussi été observée chez des sujets jeunes en bonne santé (Beauchet et al., 2009). Il a aussi été démontré que la variabilité observée pour la durée et la longueur du pas est plus grande lorsque la vitesse de marche diminue ( $\leq 1$ m/s). L'interprétation de ces deux données devrait donc être faite selon la vitesse de marche des sujets (Beauchet et al., 2009). D'autres analyses sont donc nécessaires pour interpréter la variabilité des différentes variables au cours d'un cycle de marche et pas seulement à un instant donné.

En conclusion, les modifications des paramètres spatio-temporels lors de la marche avec perturbation peuvent être le résultat d'une adaptation à la marche avec perturbations afin d'améliorer la stabilité posturale et de diminuer la perte d'équilibre induite par les perturbations. Cependant, les différences que l'on observe entre les paramètres de marche, chez les chuteurs et les non chuteurs ne sont pas nécessairement le reflet d'une instabilité posturale à la marche, d'autres études sont nécessaires.

### **2.3 Les systèmes d'analyses du mouvement : limites du système**

Les systèmes d'analyses du mouvement (Vicon ou Optotrak par exemple) sont des systèmes fréquemment utilisés pour l'analyse de la marche. Ces systèmes d'analyses permettent de mesurer les déplacements des différents segments de membre, dans les 3 plans de l'espace au cours du temps, permettant ainsi de mesurer les déplacements du centre de masse (Vaughan, 1992). Plusieurs systèmes d'analyses du mouvement existent, il a été démontré que le système d'analyse Optotrak est un des systèmes qui montrent la meilleure précision (Richards, 1999; Schuler et al., 2005). En effet, le système démontre une excellente précision et fiabilité en ce qui concerne la mesure de la distance entre les marqueurs et la position des senseurs (Mazumder et al., 2007). Cependant plusieurs facteurs peuvent influencer la précision des données relevées par le système d'analyse du mouvement, la mobilité du marqueur sur la peau par exemple (Perry et Burnfield, 2010).

## 2.4 Neurophysiologie de la marche

La marche est une activité rythmique stéréotypée résultant de la contraction alternée et parfaitement coordonnée des muscles fléchisseurs et extenseurs des membres inférieurs (Kandel et al., 2012; McCrea et Rybak, 2008). Comment une activité musculaire coordonnée et précise est-elle générée et régulée par le système nerveux? La plupart des connaissances acquises sur le contrôle neuronal chez l'humain durant la marche proviennent d'expériences faites sur des animaux vertébrés et invertébrés. Les premières expérimentations ont démontré qu'une activité locomotrice subsistait chez des animaux décérébrés ou spinalisés (Brown, 1911; Grillner et Zangger, 1979; Kandel et al., 2012). Il a d'abord été suggéré que cette l'activité locomotrice était le résultat de la régulation sensorielle, c'est-à-dire de l'activation de chaînes de réflexes médullaires basées sur la stimulation sensitive périphérique provoquée durant la marche (Sherrington, 1910; Zülch, 2013). Plus tard, Brown et son équipe ont montré que chez des chats spinalisés et ayant subi une section des racines postérieures de la moelle épinière (désafférentation), une activité locomotrice rythmique subsistait : on a alors parlé de programmes moteurs centraux, générateurs de patrons d'activité locomotrice (Dietz, 2003). Un autre modèle expérimental appelé « Immobilized Preparations » a permis de confirmer l'existence de générateurs centraux de patron (CPG). Ce type de préparation consiste à bloquer les jonctions neuromusculaires. Ainsi, une paralysie des muscles périphériques est induite inhibant les afférences proprioceptives normalement activé durant la marche. Par la suite une stimulation électrique ou chimique est induite au niveau de la moelle épinière. Il est alors possible d'enregistrer une activité rythmique neuronale ressemblant à la marche en l'absence de régulation sensorielles proprioceptives périphériques (Kandel et al., 2012). Les CPG sont ainsi définis comme étant des circuits de neurones spinaux intrinsèques qui, lorsqu'ils sont activés, peuvent générer un patron moteur complexe, rythmique et coordonné comme la marche en absence de régulations motrices ou sensorielles (McCrea et Rybak, 2008; Marder et Bucher, 2001). L'existence des CPG chez les animaux vertébrés et invertébrés est maintenant bien établie, elle a permis d'obtenir des preuves de leur existence chez l'être humain. Une des premières preuves qui confirme l'existence des CPG chez l'humain est la présence du réflexe de marche automatique que l'on observe chez les nourrissons maintenus debout sur une surface

plane. La stimulation sensorielle des pieds en contact avec le sol active ce réflexe de marche (Kandel et al., 2012). Des expériences faites chez des personnes ayant des atteintes neurologiques ont confirmé l'existence des CPG. Par exemple, si l'on stimule par un courant électrique continu la région L2-L3 de la moelle épinière chez des personnes ayant une lésion complète de la moelle, une activité musculaire rythmique des membres inférieurs est enregistrée (Duysens et Van de Crommert, 1998).

La moelle épinière est donc capable de générer une activité rythmique telle que la marche, cependant la plupart des chats spinalisés ne sont pas capables de marcher spontanément c'est-à-dire sans stimulation sensorielle ou motrice (tapis roulant par exemple) (Duysens et Van de Crommert, 1998). Ceci laisse penser que l'initiation de la marche nécessite une activation qui serait située au-dessus de la lésion (Duysens et Van de Crommert, 1998). Il a été montré que la stimulation électrique de la région locomotrice mésencéphalique situé au niveau du tronc cérébral (section de la région pré-mammillaire du tronc cérébral) déclenche la marche chez des chats décérébrés (Duysens et Van de Crommert, 1998; Kandel et al., 2012). Des études ont ensuite permis de confirmer l'implication de cette région dans l'initiation de la marche chez d'autres animaux vertébrés ainsi que chez l'humain (Ryczko et Dubuc, 2013). D'autres régions de l'encéphale déclenchent un patron de marche si elles sont activées électriquement (région sub-thalamique locomotrice par exemple) (Kandel et al., 2012). Afin de répondre aux exigences environnementales, l'intégration sensorielle (proprioception, vue, vestibule et ouïe) est indispensable. Elle va permettre de moduler la commande motrice et d'adapter la commande motrice et l'activité du CPG aux conditions de marche (Dietz, 1992). Les CPG sont à l'origine de l'activation de patrons musculaires complexes comme la marche, et aussi de patron d'ajustement musculaire (adaptation à l'environnement) ou d'autres mouvements (monter les escaliers ou courir par exemple)(Dietz, 1992).

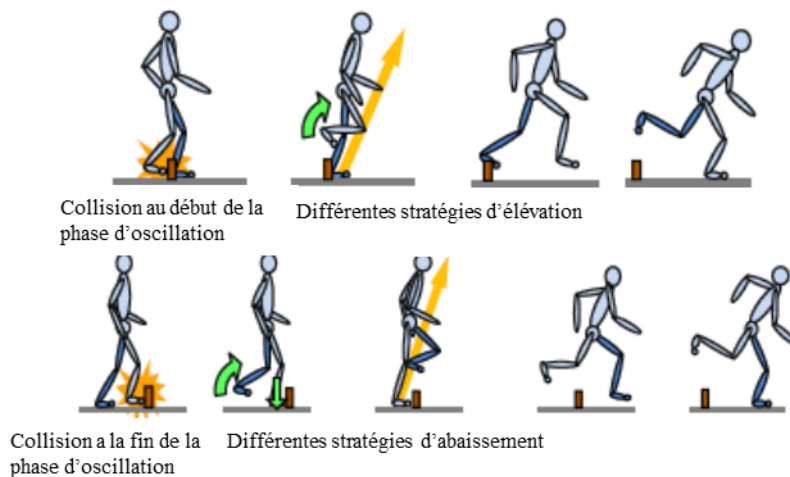
### **3. Adaptation à l'environnement : Réponses posturales réactives et anticipatoires**

Durant la locomotion, l'équilibre est maintenu par des stratégies permettant d'adapter la position et la vitesse du corps aux nouvelles conditions d'équilibre liées à l'environnement

(Marigold et Patla, 2002). Ces stratégies peuvent être générées en réaction à une perturbation inattendue de l'équilibre (stratégie réactive), ou en prévision d'une perturbation extérieure ou intérieure (stratégie proactive)(Marigold et Patla, 2002), et sont basées respectivement sur les informations sensorielles ou sur des stratégies acquises lors d'expériences antérieures. Ces deux stratégies sont en réalité étroitement reliées. La stratégie proactive permet de diminuer la nécessité de générer une réponse posturale ou de diminuer l'effet de la perturbation (Pai et al., 2003). Les mécanismes biomécaniques et neurologiques des réponses posturales en réaction aux perturbations et les stratégies anticipatoires sont l'objet des trois prochaines sections.

### **3.1 Les réponses posturales automatiques ou réactives**

Comme nous l'avons décrit précédemment, lorsque l'on induit une perturbation de l'équilibre (glissade ou obstacle) chez un sujet en position debout au repos, une correction posturale est rapidement générée afin d'éviter de perdre l'équilibre et diminuer le risque de chute (Horak, 2006; Wang et al., 2012a; Yang et Pai, 2013). De la même façon, à la marche, lorsque l'on induit des perturbations, les réponses posturales à ces perturbations sont flexibles : elles s'adaptent au contexte, au type et à l'intensité de la perturbation, à la position du sujet au moment du déclenchement de la perturbation et à l'environnement (Horak et Nashner, 1986; Moore et al., 1988; Park et al., 2003; Jacobs et Horak, 2007). Par exemple, afin de réduire la perte d'équilibre liée à une plateforme glissante, les participants antériorisent leur CM préalablement postériorisé par le glissement vers l'avant de la plateforme (Marigold et al., 2003). Ou, lorsque l'on positionne un obstacle sur le trajet de marche de participants, après avoir heurté l'obstacle à plusieurs reprises, les participants adoptent une stratégie d'élévation ou d'abaissement du pied après que le pied soit entré en contact avec l'obstacle (Figure 11) (Shiratori et al., 2009).



**Figure 10.** : Schématisation de différentes réponses posturales liées à un trébuchement induit par un obstacle à la marche. Les schémas représentent les différentes séquences d'évitement d'obstacle des stratégies d'élévation (Haut) et d'abaissement (Bas). D'après Shiratori et al. 2009.

Ces réponses posturales dépendent aussi de la phase du cycle de marche durant laquelle la perturbation est induite (Hof et al., 2010; Kagawa et al., 2011). Lorsqu'une poussée vers la gauche était induite, au niveau de la taille des participants durant la phase d'appui droite, le pied gauche se positionnait en moyenne 7 cm plus à gauche que durant la marche contrôle au moment du contact avec le sol. Ceci permettait de ralentir l'accélération du centre de masse vers la gauche. Si la même perturbation était induite pendant la phase d'appui gauche, il n'y avait pas de changement de la position du pied gauche, mais le pied droit se positionnait 15 centimètres plus à gauche, et 2 pas étaient alors nécessaires afin de revenir à une marche comparable à la marche contrôle (Hof et al., 2010). D'autres stratégies de réponses posturales nécessitent l'utilisation de l'environnement, par exemple, saisir une poignée ou une rampe d'escalier. Ceci permet d'augmenter la base de support et ainsi mieux contrôler les déplacements du centre de masse et donc de diminuer le risque de chute (Maki et al., 1998; Maki et McIlroy, 1997).

Ces réactions posturales s'améliorent si l'on répète la même perturbation au sol et sur tapis roulant, ou différents types de perturbations au sol (glissades et trébuchements par exemple). Si l'on répète la même perturbation au sol, les participants adaptent progressivement leur posture et réduisent ainsi la perte d'équilibre. Ainsi si l'on induit plusieurs fois la même perturbation (glissade ou trébuchement) au sol, lors du premier essai de perturbation tous les



participants perdaient l'équilibre. Après 5-14 essais de perturbation les participants adaptaient leur posture, ainsi, aucun d'entre eux ne perdaient l'équilibre (Bhatt et al., 2006b; Wang et al., 2012a). Lorsqu'une glissade était induite au sol, les participants augmentaient la vitesse de déplacement du CM et/ou antériorisaient le CM. Dans le cas d'un obstacle au sol, les participants positionnaient progressivement le pied (perturbé) à une distance plus grande de l'obstacle, afin d'éviter de rentrer en contact avec celui-ci, après plusieurs essais (Bhatt et al., 2006b; Wang et al., 2012a). Les mêmes adaptations ont été observées sur tapis roulant suite à des perturbations répétées de type glissade. Après plusieurs essais, les sujets antériorisaient le CM en réduisant progressivement l'extension du tronc et en augmentant la longueur du pas compensatoire (pied non perturbé) suite à la perturbation (Patel et Bhatt, 2015). De la même manière, lorsqu'on induisait, de façon répétée (plusieurs essais) des perturbations de type glissade, et, de type trébuchement, et par la suite que l'on présentait ces mêmes perturbations de façon aléatoire, les participants amélioraient aussi leur réaction posturale avec la répétition des essais. Ainsi, tous les participants perdaient leur équilibre lors du premier essai de perturbations aléatoires. Après 18 essais de perturbations aléatoires, les participants perdaient leur équilibre dans 6% des essais où une perturbation de type glissade était présentée et dans 13 % des essais où une perturbation de type trébuchement était présentée. Ainsi la perte d'équilibre liée aux 2 types de perturbations était présente dans 100% des premiers essais de glissade et de trébuchement et de 6% pour la dernière glissade, 13 % pour le dernier trébuchement après 18 essais (Bhatt et al., 2013). Cependant, lorsque l'on induisait des perturbations d'intensité et de direction variées sur tapis roulant et dont le déclenchement était imprédictible, les participants n'ont pas démontré d'amélioration de l'équilibre même après 5 essais durant lesquels 12 perturbations étaient induites (Ilmane et al., 2015). De même, lorsque l'on soumettait les participants à différents types de perturbations durant la marche au sol, les participants ne montraient pas de changement majeur de la cinématique et de la cinétique, mais une augmentation de l'activité électromyographique de certains groupes musculaires en fonction de la direction de la perturbation (Oliveira et al., 2012)

### **3.2 Les ajustements posturaux anticipatoires à la marche**

Les mécanismes de contrôle anticipatoire sont mis en place avant que la perturbation n'ait lieu. Ils sont basés sur les informations sensorielles (estimation de la perturbation basée

principalement sur des informations visuelles), et sur l'expérience passé (Marigold et Patla, 2002). Ces stratégies vont avoir pour conséquences de réduire l'amplitude de la perturbation ou l'effet déstabilisant de la perturbation, et ainsi réduire la nécessité de générer une réponse posturale ou d'améliorer la réponse posturale (Marigold et Patla, 2002; Santos et al., 2010). Ainsi, si l'on soumet des participants à une même perturbation de façon répétée, leur posture change afin de réduire la perte d'équilibre liée à cette perturbation (Bhatt et al., 2006b; Heiden et al., 2006; Wang et al., 2012a). Par exemple, lorsqu'une glissade était induite (plateforme glissante ou sol glissant) à la marche au sol, après plusieurs essais de marche, les participants changeaient leur posture en plaçant progressivement leur CM en position plus antérieure, en réduisant la longueur de pas ou/et en augmentant la flexion du tronc ou des genoux avant la perturbation. Ces adaptations permettaient également de réduire la perturbation (glissement de la plateforme) en diminuant les forces de réaction verticales et horizontales au sol ou en augmentant la surface de contact du pied avec le sol au moment du contact du pied avec le sol (Bhatt et al., 2006b; Cappellini et al., 2010; Cham et Redfern, 2002a). Ces adaptations ont aussi été observées lorsque l'on introduisait des glissades et des obstacles de façon aléatoire à la marche au sol, suite à un entraînement aux mêmes perturbations. Les participants adoptaient des changements posturaux avant la perturbation et réduisaient ainsi la perte d'équilibre induite par les deux types de perturbations : leur CM était plus antérieur afin de répondre aux perturbations de type glissade et, la distance entre le pied et le sol était augmentée afin d'éviter l'obstacle (Bhatt et al., 2013).

Les changements posturaux anticipatoires sont souvent enregistrés un pas avant la perturbation. Cependant ces changements sont en fait le reflet d'un changement de l'ensemble du patron de marche. En effet on peut enregistrer les modifications posturales durant tous les pas de marche entre les perturbations de l'équilibre (Cham et Redfern, 2002a; Pijnappels et al., 2001) . Ces changements de marche étaient basés sur l'expérience, c'est-à-dire que le patron de marche était modifié pour limiter les effets de la perturbation rencontrée préalablement (Cham et Redfern, 2002b; Marigold et Patla, 2002).

## 4. Neurophysiologie des corrections posturales

La marche est le résultat de l'activation alternée des muscles fléchisseurs et extenseurs des membres inférieurs générée par l'activation coordonnée des motoneurons situés dans la moelle épinière. Cette activation est due aux réseaux de neurones pré-programmés présents dans la moelle épinière que l'on appelle des générateurs centraux de patron (CPG), mentionnés plus haut (McCrea et Rybak, 2008). Cependant, bien que la marche soit une activité rythmique et stéréotypée, elle peut être modifiée et s'adapter à l'environnement. Ceci démontre l'existence d'une interaction entre les CPG et les autres systèmes sensori-moteurs (Kandel et al., 2012). Parmi les modèles proposés, le modèle à deux niveaux présente une organisation flexible permettant cette interaction. Un premier niveau serait responsable de générer le rythme induit par le CPG (cadence de marche par exemple) et l'autre niveau serait responsable de la formation du patron d'activation, c'est-à-dire qu'il génère une activité musculaire précise correspondant à la tâche à réaliser (marche ou course par exemple) (McCrea et Rybak, 2008; Shumway-Cook et Woollacott, 2007). L'enregistrement de l'activité électromyographique a permis de connaître le temps d'activation des différentes réponses musculaires : en prévision (proactif) ou suite à une perturbation (réactif) de l'équilibre. Ces réponses musculaires enregistrées ont permis de mieux comprendre l'implication des différentes structures sensibles et motrices dans l'organisation de la marche et des réponses posturales (Horak, 2006; Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Les premières réponses enregistrées se produisent 40-45 ms (phase initiale de la réponse) après la perturbation. Ces réponses de faibles amplitudes vont entraîner une rigidité temporaire de l'articulation contribuant à stabiliser l'équilibre. Leur temps de latence démontre une intégration médullaire mono- ou poly- synaptique due à une activation proprioceptive ou cutanée entraînant une contraction musculaire réflexe. Des réponses musculaires de plus longues latences (phase tardive de la réponse : moyennes et longues latences) sont ensuite enregistrées 69-160 ms après la perturbation, suggérant une intégration de l'information sensorielle poly-synaptique médullaire ou supra-spinale (Duysens et al., 2008; Jacobs et Horak, 2007). Ces réponses sont plus spécifiques à la perturbation et montrent plus d'habituation que les réponses rapides (Duysens et al., 2008). Elles sont à l'origine des réactions posturales automatiques. Les mécanismes de contrôle anticipatoire sont la conséquence d'un changement de l'activité musculaire avant que la perturbation n'ait lieu (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Les

stratégies et réactive ont pour conséquences de générer une activité posturale afin de diminuer la perte d'équilibre due à la perturbation (Marigold et Patla, 2002; Pai et al., 2003). La rapidité, la force et le moment de déclenchement des contractions musculaires dépendent de l'intégrité des structures neurologiques sensibles et motrices participant à la génération de la réponse motrice. La latence de la réponse musculaire dépend de plusieurs facteurs : distance de conduction du message (centres et voies neurologiques impliquées), caractéristiques de la perturbation, conditions initiales d'équilibre (Figure 12) (Jacobs et Horak, 2-007).

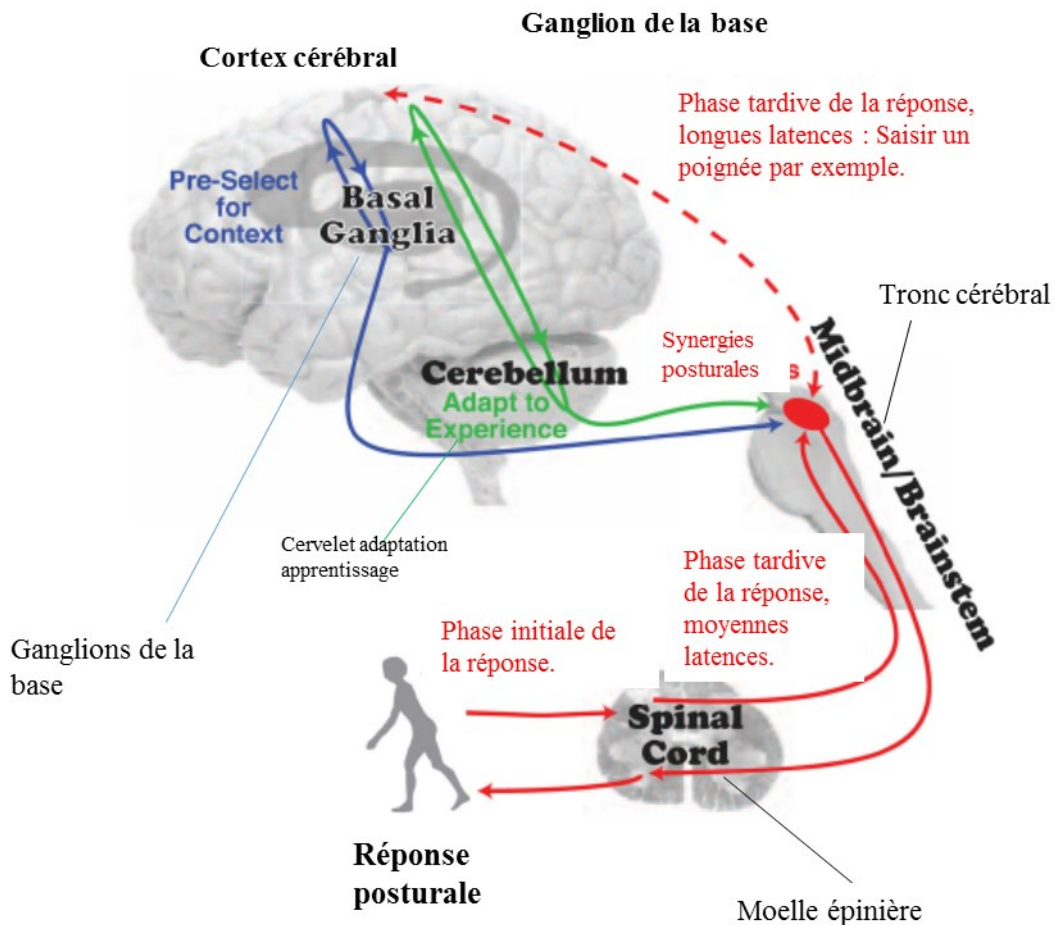


Figure 11. Modèle des différentes voies neuronales impliquées dans les réponses posturales suite aux perturbations externes de l'équilibre. Les réponses de courte latence (phase initiale de la réponse), de moyenne latence, et de longue latence sont représentées sur la figure. D'après Jacobs 2007.

## **4.1 Implication des différents systèmes sensoriels dans les réponses posturales**

Le système somatosensoriel, le système vestibulaire et la vision sont les 3 systèmes sensoriels principalement impliqués dans la génération des réponses musculaires en réponse ou en prévision d'une perturbation externe de l'équilibre.

L'activation des afférences somatosensorielles est déclenchée par la stimulation des différents récepteurs sensoriels situés dans la peau, les muscles ou les articulations. Dans certaines pathologies, la conduction de la réponse de la périphérie (récepteur) au centre peut être retardée affectant ainsi le délai des réponses posturales automatiques suite à une perturbation de l'équilibre en position debout ou à la marche. Il a ainsi été montré que les personnes souffrant de neuropathie périphérique (associée au diabète ou à la sclérose en plaques par exemple), suite à une perturbation de l'équilibre, génèrent une réponse motrice plus tardive que les sujets sains (Cameron et Lord, 2010; Inglis et al., 1994; Dietz, 1992, 1992). Ceci a en partie pour conséquence d'une diminution de la capacité à contrôler le centre de masse, avec le CM qui se déplace plus vite et revient plus tard à sa position initiale (Kandel et al., 2012). De plus, il a été montré qu'une diminution des informations somato-sensorielles par anesthésie chimique des récepteurs cutanés du pied ou des méchano-récepteurs du pied par le froid entraîne des modifications des réponses posturales (Meyer et al., 2004; Perry et al., 2000). Par exemple, si l'on perturbe par des translations postérieures de la surface d'appui l'équilibre de participants en position debout, suite à une anesthésie de la plante des pieds (par hypothermie), les participants déplacent le pied perturbé vers l'arrière de façon plus fréquente (Perry et al., 2000).

Le système vestibulaire renseigne sur la position et les accélérations de la tête relatives à la gravité. Une partie de la modulation des synergies musculaires en réponse aux perturbations est donc dépendante des afférences vestibulaires (Allum et al., 1994). Ainsi le manque de régulation vestibulaire a souvent pour conséquence une augmentation de l'amplitude des réponses posturales (hypermétrie) suite à des perturbations externes (Horak, 2010). Contrairement au déficit proprioceptif, le temps d'activation musculaire suite à des perturbations en position debout était similaire chez les sujets sains et vestibulaires (Allum et al., 1994; Horak, 2010). Cependant, les amplitudes des bouffées d'activité musculaires étaient différentes chez les deux populations. Lorsque l'on induisait des perturbations de type

translation et rotation chez des sujets vestibulaires en position debout, l'amplitude de contraction des muscles du membre inférieur diminuait et l'amplitude de contraction des muscles paraspinaux augmentait comparativement aux sujets sains.

Le système visuel renseigne les centres supérieurs sur la position du corps par rapport à la verticale, sa vitesse de déplacement ainsi que la localisation d'objets, de formes ou textures dans l'environnement, jouant un rôle important dans le maintien de l'équilibre durant la locomotion (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Des changements de la cinématique sont observés à la marche chez des sujets présentant un déficit visuel dans un environnement sûr. Le temps de latence de réponses musculaires évoquées par une stimulation visuelle est trop long pour être impliqué dans la génération des réponses posturales automatiques, cependant elles sont importantes dans la génération des ajustements posturaux anticipatoires (Kandel et al., 2012). Par exemple, un obstacle était positionné au sol sur le trajet de participants qui marchaient à vitesse confortable. Lors de certains essais, l'obstacle n'était plus visible deux pas précédant la rencontre de l'obstacle. Les participants augmentaient davantage la distance entre leur pied et l'obstacle lorsqu'ils ne voyaient pas l'obstacle comparé à la condition où ils le voyaient (Patla, 1998).

## **4.2 Implications des centres moteurs dans les réponses posturales**

L'intégrité des centres médullaires est importante pour maintenir la station debout antigravitaire mais n'est pas suffisante pour maintenir l'équilibre. L'intégrité du cortex cérébral est également essentielle puisque par exemple, les personnes ayant une lésion corticale épargnant le tronc cérébral ont des réponses posturales anormales aux perturbations externes de l'équilibre (Jacobs et Horak, 2007). De plus, les phases tardives de la réponse musculaire ont des temps de latence qui pourrait correspondre à une implication des centres corticaux dans l'organisation de la réponse posturale (Horak, 2006).

Le cortex cérébral joue un rôle dans la sélection des stratégies réactives et anticipatoires lors des perturbations externes de l'équilibre (Kandel et al., 2012). L'utilisation des stimulations transcrâniennes a permis d'accumuler des preuves de l'implication corticale dans la réponse posturale. Il a été démontré qu'une stimulation transcrânienne de la région pré-frontale motrice entraîne une augmentation de la réponse posturale du muscle soléaire suite à une translation de

la base de support en position debout (Taube et al., 2006). Une autre étude a montré une augmentation de l'activité cérébrale lorsque le sujet sait qu'une perturbation externe va être induite optimisant ainsi la réponse posturale en modifiant sa posture (Jacobs et Horak, 2007).

Le cervelet joue aussi un rôle important dans le contrôle et l'apprentissage du mouvement (Jacobs et Horak, 2007). Les personnes ayant une pathologie cérébelleuse présentent des troubles de la coordination (ataxie) et ont de la difficulté à adapter leur posture à différents contextes (Morton et Bastian, 2004). Les personnes cérébelleuses présentent des réponses posturales hyper-métriques aux perturbations et une diminution de la capacité d'apprentissage suite à des perturbations répétées de l'équilibre (Morton et Bastian, 2004). Des sujets sains et cérébelleux étaient soumis à des perturbations en position debout. Ces perturbations consistaient en une translation postérieure de la plateforme, la vitesse de déplacement ainsi que la distance de déplacement de la plateforme augmentaient progressivement (10, 15, 25 et 35 cm/s, et, 1,2, 3,6, 6 et 12 cm respectivement). L'amplitude de l'activité électromyographique enregistrée, suite à la translation de la plateforme dans les muscles para-vertébraux, ischio-jambiers et gastrocnémiens était plus importante chez les sujets cérébelleux que chez les sujets sains. De plus, les patients cérébelleux n'ont pas été capables d'améliorer leurs réponses posturales avec la répétition des perturbations (Horak et Diener, 1994).

L'implication des ganglions de la base dans la génération de la réponse posturale a pu être étudiée chez l'humain grâce aux personnes qui sont atteintes de la maladie de Parkinson (Kandel et al., 2012). Les ganglions de la base jouent un rôle important dans la pré-sélection et l'optimisation de la réponse posturale basée sur le contexte présent (type et intensité de perturbation par exemple) (Jacobs et Horak, 2007). Les personnes ayant la maladie de Parkinson présentent une altération de la réponse posturale lors de perturbations externes de l'équilibre en position debout et à la marche. En effet, les sujets ont de la difficulté à adapter leurs réponses lorsque les perturbations sont dans différentes directions (Chong et al., 2000; Moreno Catalá et al., 2016).

Plusieurs structures situées dans le tronc cérébral seraient aussi impliquées dans l'élaboration des réponses posturales. Par exemple, la région latérale mésencéphalique située dans le tronc cérébral est une région importante pour filtrer les informations sensorielles durant la locomotion (Le Ray et al., 2011). Une stimulation électrique de différentes régions du tronc

cérébral va déclencher un patron de marche. Ainsi, si une perturbation interrompt l'activité rythmique de la marche, ce sont les centres supérieurs qui vont pouvoir réactiver le patron de marche et ainsi, aider à rétablir l'équilibre (Kandel et al., 2012).



## Chapitre 3 Objectifs et hypothèses

Il a été démontré que si l'on induit des perturbations de l'équilibre à la marche chez des sujets jeunes ou âgés en bonne santé, les sujets adaptent progressivement leur équilibre avec la répétition des essais. Ainsi tous les participants perdaient l'équilibre lors du premier essai de perturbation et plus aucun des participants ne perdaient l'équilibre lors du dernier essai de perturbation (Bhatt et al., 2006b; Bhatt et Pai, 2009; Bierbaum et al., 2010). Ces adaptations se voient lorsque l'on induit des perturbations identiques ou des perturbations variées au sol (glissade et trébuchement), ou des perturbations identiques sur tapis roulant. Cependant, aucune étude n'a analysé les adaptations de l'équilibre à la marche, si on induit des perturbations variées et imprédictibles sur tapis roulant. Parce que les perturbations induites au sol sont en partie prédictibles et peuvent en partie être contrôlées par les participants (glissade par exemple), l'utilisation du tapis roulant double courroie peut permettre d'induire des perturbations imprédictibles (localisation et déclenchement) et variées (sens et intensité). L'objectif des deux présentes études était donc d'analyser les adaptations proactives de l'équilibre à la marche, c'est-à-dire entre des perturbations au déclenchement imprédictible sans adaptation préalable (Etude 1), et avec adaptation préalable, c'est-à-dire après l'application répétées de chaque type de perturbation (Etude 2).

Nous avons émis comme hypothèses que les participants adapteraient leur équilibre à la marche (Etude 1 et 2) : entre le début et la fin des essais de perturbation (1), comparé à la marche contrôle (2) et avec la répétition des essais (3). Ces adaptations devraient être améliorées dans les conditions qui suivaient une période d'adaptation aux perturbations répétées.

# Chapitre 4 Méthodologie

## 1. Participants

Les deux études incluait vingt-quatre participants jeunes et en bonne santé : 10 participants (moyenne  $\pm$  écart type : 22,3  $\pm$  1,7 ans, 61,5  $\pm$  9,6 kg, 1,70  $\pm$  0,07 m) à la première et 14 participants (moyenne  $\pm$  écart type : 28,1  $\pm$  2,9 ans, 66,7  $\pm$  8,38 kg, 1,70  $\pm$  0,07 m) à la deuxième. Les participants ont été recrutés dans la communauté universitaire. Ils remplissaient les aux critères d'inclusion de l'étude : âge entre 18 et 40 ans, absence de pathologies pouvant affecter leur équilibre ou leurs capacités physiques, absence d'ostéoporose, absence d'histoire de chute sans facteurs déclenchants. Afin d'évaluer cliniquement l'équilibre, le BESTest a été utilisé. Le BESTest est un test qui permet d'évaluer cliniquement 6 paramètres pouvant affecter le contrôle de l'équilibre: les contraintes biomécaniques, les limites de stabilité, les ajustements posturaux anticipatoires, les réponses posturales, l'orientation sensorielle et la stabilité durant la marche. Nous avons choisi ce test car c'est un outil qui a montré une bonne validité et reproductibilité, il nécessite peu d'équipement, et aussi est facile à réaliser (Horak et al., 2009). Pour être inclus dans l'étude les participants devaient avoir des scores correspondant aux normes (O'Hoski et al., 2014).

Les participants été informés de l'objectif de l'étude et ont signé un formulaire de consentement. Les 2 études ont été approuvées par le comité éthique de la recherche des établissements du CRIR.

## 2. Matériel

Les participants marchaient sur un tapis roulant à double courroie (Bertec Fit<sup>®</sup>, Bertec Corp. Columbus, OH, USA) qui enregistrerait les moments et forces de réaction au sol à une fréquence de 600 Hertz (Hz). Le tapis générait également les perturbations par une augmentation de la vitesse d'une courroie (125%, 150%, 175% et entre 90% et 50% de la vitesse confortable) avec une accélération forte ( $\pm$  20m/s<sup>2</sup>). L'accélération de 20m/s<sup>2</sup> correspond à la capacité maximale d'accélération du tapis roulant. Celle-ci était générée pendant la phase d'oscillation du membre inférieur perturbé. La vitesse cible était atteinte (minimum de 90% de la vitesse de

la perturbation) lors du contact du talon du même pied (Ilmane et al., 2015). Les phases de marche étaient déterminées par les valeurs de forces de réaction du sol sous chaque pied. L'environnement expérimental était homogène pour l'ensemble des participants : le tapis était placé toujours au même endroit dans le laboratoire et les participants marchaient tous dans le même sens. De plus, on demandait aux participants de regarder droit devant eux afin qu'ils ne puissent pas voir la courroie accélérer.

Afin de collecter les données cinématiques, 75 marqueurs infrarouges étaient placés sur les principaux segments de membre (3 à 6 marqueurs non colinéaires placés sur les pieds, les jambes, les cuisses, les hanches, les parties supérieures et inférieures du tronc, la tête, les mains, les avant-bras et les bras) de chaque participant. Leur position était mesurée dans les trois plans de l'espace à une fréquence de 30 Hz par des caméras NDI Certus. Quarante points anatomiques ont été sondés sur les différents segments de membres, leurs emplacements étaient déterminés au moyen d'une sonde par rapport aux marqueurs infrarouges placés sur les segments. De la même manière, des points du contour des semelles à chaque pied ont été sondés pour déterminer le contour de la base de support par rapport aux marqueurs placés sur les pieds des participants.

### **3. Protocole expérimental**

La première étape consistait à évaluer la vitesse de marche confortable sur tapis roulant des participants. Ils commençaient par marcher à une vitesse de 1m/s. La vitesse du tapis était augmentée progressivement de 0,1 m/s toutes les 45-60 secondes, jusqu'à ce que les participants confirment que la vitesse atteinte corresponde à leur vitesse de marche confortable : "celle qu'ils utiliseraient spontanément pour se rendre quelque part sans être presser ni flâner". Les participants marchaient ensuite dans différentes conditions à vitesse confortable : marche sans perturbation (1 min), marche avec perturbations répétées (étude 2), marche avec perturbations aléatoires (études 1 et 2). La condition de marche avec perturbations répétées consistait à répéter la même perturbation quinze fois (étude 2) tous les 8 à 16 pas du côté du pied dominant (Figure 12). En tout six essais étaient réalisés afin que les participants « s'habituent » à six perturbations différentes (125%, 150%, 175%, 90%, 65% et 50% de la vitesse confortable). Pour les essais avec perturbations répétées, les 3 différents niveaux de perturbations de type accélération (125%, 150%, 175%) et décélération (90%, 65% et 50%) étaient présentés par ordre de

difficulté, en premier le niveau le plus facile (125%,90%), à la fin, le niveau le plus difficile (175%,50%) afin de permettre l'habituatation. Pour la condition de perturbations aléatoires, les mêmes six perturbations étaient induites par les courroies droite ou gauche (étude 1). Pour l'étude 2, les mêmes six perturbations étaient induites par la courroie du côté dominant et 2 types de perturbations étaient induites du côté non dominant (150% et 65%) (étude 2). Cinq (étude 1) et quatre (étude 2) essais de perturbations aléatoires ont été effectués, durant lesquels 12 perturbations (étude 1) ou 20 perturbations (étude 2) étaient induites dans un ordre aléatoire tous les 8 à 16 pas (étude 1) ou 10 à 20 pas (étude 2) (Figure 13). Avant chaque groupe d'essais (habituatation accélération, décélération et aléatoire), les participants recevaient une description (type de perturbation, intensité, perturbations aléatoires) des perturbations à venir, ils savaient aussi que le déclenchement des perturbations était induit de façon aléatoire.

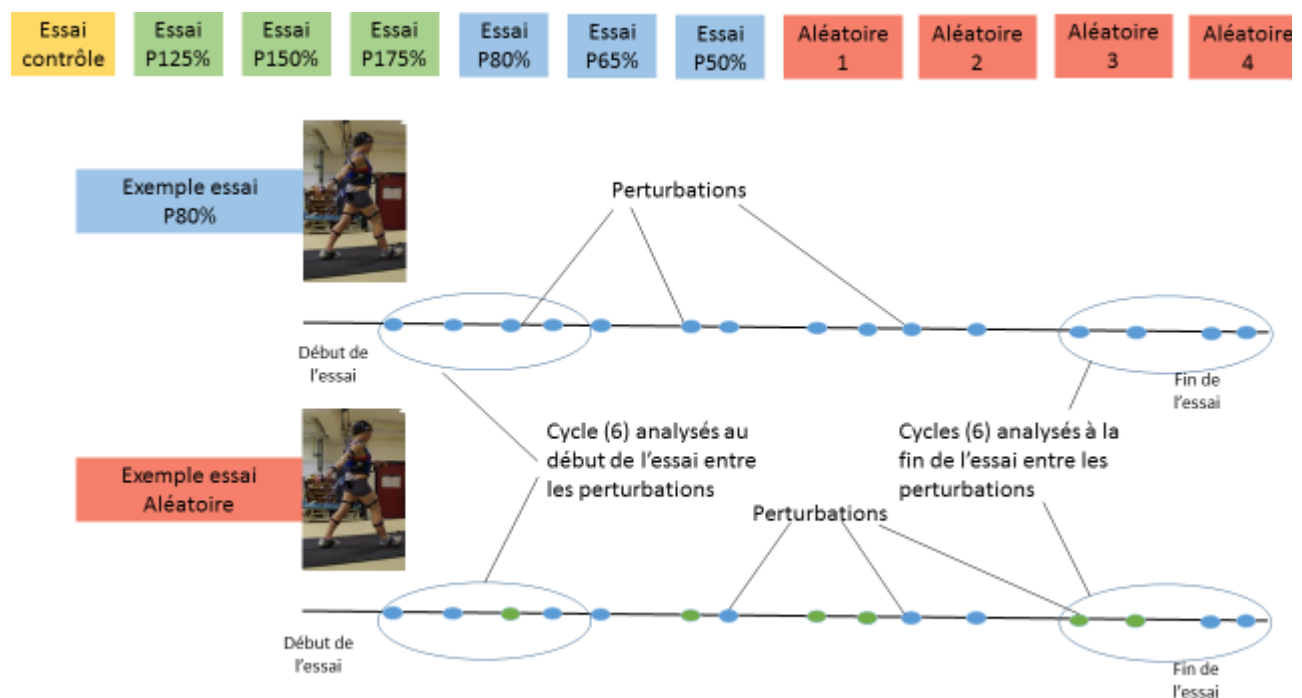


Figure 12. Description du protocole expérimental de l'étude 2 et exemple d'un essai de perturbation répétée (P80%) et aléatoire.

## 4. Analyse des données

Pour chaque participant, les données anthropométriques (longueurs et circonférences des différents segments corporels, poids et taille des participants) ont été mesurées. Ainsi, chaque segment corporel, ajusté à la morphologie des participants, était reconstruit en corps rigide à 3 dimensions articulés entre eux, pour générer un modèle biomécanique multi-segmentaire ("3D link-segment model") représentant le corps des participants (Apkarian et al., 1989; Eng et Winter, 1995).

Les données ont ensuite été traduites en fonction de la vitesse du tapis roulant afin d'obtenir les données relatives au tapis roulant (van Ingen Schenau, 1980). Les données cinétiques et cinématiques ont été filtrées avec un filtre Butterworth de 4<sup>ème</sup> ordre sans décalage, à une fréquence de 6 et 10 Hertz, respectivement, et ré-échantillonnées à 60 Hertz.

Les variables extraites étaient les forces stabilisantes et déstabilisantes, la position relative du centre de pression dans la base de support, la vitesse et la position du centre de masse, ainsi que les paramètres spatio-temporels suivants : la longueur et la largeur des pas, les durées de double et simple appuis. Les détails de leurs calculs sont présentés ci-dessous.

### 4.1 Modèle des forces stabilisante et déstabilisante

Les forces stabilisantes et déstabilisantes ont été calculées afin d'évaluer la difficulté à maintenir l'équilibre pendant les essais de marche. La position et la vitesse du centre de masse, la position du centre de pression global (CP), la limite de la base de support ont permis de calculer les deux forces (Duclos et al., 2012a, 2009)

$$\text{Force stabilisante (FS, en Newtons): } \vec{F}_{ST} = -\frac{m_{global} \cdot \vec{v}_{CM} \cdot \vec{v}_{CM}}{2D_{CP}^2} \vec{D}_{CP}$$

Avec:

$m_{global}$ : Masse du corps

$\vec{v}_{CM}$ : Vitesse linéaire du centre de masse

$\vec{D}_{CP}$ : Distance entre le centre de pression et la limite de la base de support dans la direction de la vitesse du centre de masse.

La force stabilisante (FS) est la force théorique nécessaire pour stopper le déplacement du corps à la limite de la base de support. Une valeur élevée de la force représente une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre vis-à-vis de la vitesse de déplacement du corps.

Force déstabilisante (FD, en Newtons): 
$$\vec{F}_D = \left( \frac{\vec{F}_r \cdot \vec{n}}{h_{cm}} \right) \vec{D}_{CP}$$

Avec :

$\vec{F}_r$  : Forces de réaction du sol

$\vec{n}$  : Vecteur unitaire des forces de réaction du sol normalisé

$h_{CM}$  : Hauteur du centre de masse

$\vec{D}_{CP}$  : Distance entre le centre de pression et la limite de la base de support dans la direction de la vitesse du centre de masse.

La force déstabilisante (FD) est la force théorique appliquée au centre de masse nécessaire pour placer le corps en déséquilibre, i.e. le CP à la limite de la base de support. Une valeur de la force plus petite représente une plus grande difficulté de maintien de l'équilibre du corps.

Les 2 forces ont montré une bonne sensibilité pour différencier la difficulté à maintenir l'équilibre dans des tâches variées, comme la marche, et les activités avec support interactif (Duclos et al., 2012a, 2009). Durant la marche à vitesse confortable, on peut observer que les valeurs des forces varient en fonction de la phase de marche (Figure 14). Lors de la phase d'appui monopodal, la force stabilisante atteint sa valeur maximale et la force déstabilisante sa valeur minimale démontrant que l'équilibre est plus difficile à maintenir durant cette phase (Figure. 14). Lors d'activités avec un support interactif les participants montraient une augmentation de la difficulté d'équilibre comparé à la difficulté à marche confortable (Duclos et al., 2012a).

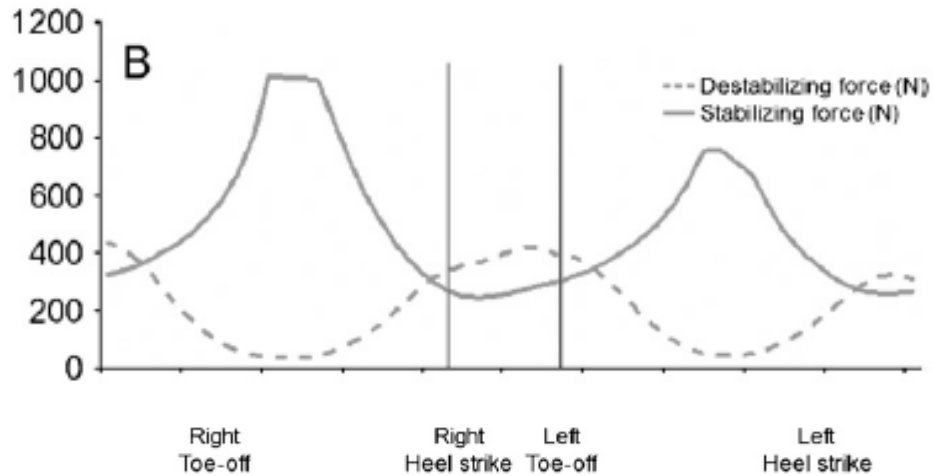


Figure 13. Variations des forces stabilisante (trait plein) et déstabilisante (trait en pointillé) pendant un cycle de marche à vitesse confortable. Le décollement du pied droit (Right Toe-off) marque le début de la période de simple appui du pied gauche, le début du contact talon du pied droit (Right Heel strike) marque le début de la phase de double appui. D'après Duclos et al., 2009.

## 4.2 Autres variables analysées

Plusieurs autres variables ont également été analysées afin de mieux comprendre les composantes des changements d'équilibre :

- La position moyenne du CM et la vitesse du CM.
- Les paramètres spatio-temporels : longueur de pas, largeur de pas, durée des phases de double et simple appuis. Ces paramètres ont été calculés en utilisant la position des marqueurs des malléoles latérales au moment du contact du talon, détecté au moyen des forces de réactions du sol.

## 5. Cycles analysés

Dix cycles (étude 1) et 6 cycles (étude 2) ont été analysés au tout début et en toute fin de chaque essai. Afin de déterminer l'effet des perturbations sur les paramètres de la marche entre les perturbations, les cycles analysés ont été sélectionnés en dehors des périodes de perturbations, c'est-à-dire qu'un cycle avant et 3 cycles après chaque perturbation étaient exclus de l'étude (Forner Cordero et al., 2003).

## 6. Analyses statistiques

### 6.1 Première étude

Afin de déterminer l'effet de la répétition des perturbations aléatoires, les variables expérimentales ont été comparées durant le début et à la fin des essais (facteur temps=2 niveaux). Afin de déterminer les changements liés à la condition de marche, les essais à vitesse confortable sans perturbation et les essais de perturbations aléatoires ont été comparés (facteur essai=6 niveaux). Comme les variables avaient une distribution paramétrique, tel que déterminé par le test de Shapiro-Wilk, des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées ont été réalisées. Par la suite, si un des effets (temps ou essai) ou une interaction temps x essai était significatifs, des ANOVA à mesures répétées à une voie (facteur essai : 6 niveaux) ou des tests t (facteur temps : 2 niveaux) ont été effectués. De plus, afin de déterminer l'importance des changements observés dans les essais de perturbation par rapport à la marche contrôle, le changement minimal détectable a été calculé à un niveau de confiance de 90 % ( $CMD = 1,65 \times ES_{total} \sqrt{2 \times (1 - CIC_{2,1})}$ ) (Faude et al., 2012),  $ES_{total}$  étant l'écart-type et le CIC le coefficient de corrélation intra-classe. On a ainsi comparé les valeurs obtenues au début et à la fin de l'essai contrôle, qui représente la variation normale de la marche dans des conditions contrôles. Les changements observés dans les essais de perturbation ont été obtenus en calculant la variation absolue de la moyenne ( $\Delta means$ ) de chaque variable entre le début et la fin des essais de perturbations.

### 6.2 Deuxième étude

Les facteurs temps et essai utilisés dans l'étude 1 ont été utilisés dans l'étude 2. Le facteur temps était le même que pour la première étude. Dans la deuxième étude, 11 essais de marche ont été effectués : 1 essai à marche confortable, 6 essais avec perturbations répétées et 4 essais avec perturbations aléatoires. Tout comme dans la première étude, les variables avaient une distribution paramétrique, tel que déterminé par le test de Shapiro-Wilk, des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées ont donc été conduites. Par la suite, si un des effets (temps et essai) ou une interaction temps x essais était significatif, des analyses ANOVA à mesures répétées à une voie (facteur essai : 2 niveaux) ou des tests de t (facteur temps : 2



niveaux) ont été effectuées. Ici aussi, afin de déterminer l'importance des changements observés dans les essais de perturbation par rapport à la marche contrôle, le changement minimal détectable a été calculé à un niveau de confiance de 90 (Faude et al., 2012), en comparant les valeurs obtenues au début et à la fin de l'essai contrôle, qui représente la variation normale de la marche dans des conditions contrôles.

Dans les résultats, l'essai de marche confortable est nommé marche confortable. Les essais de perturbations répétées sont nommés en fonction de la perturbation de la façon suivante : P125%, P150%, P175%, P90%, P65% et P50%. Les essais de perturbations aléatoires sont nommés Aléatoire 1 pour le premier essai de perturbation aléatoire, Aléatoire 2 pour le deuxième essai de perturbation aléatoire... jusqu'à Aléatoire 4.

Une comparaison était considérée comme significative si la valeur du p était inférieure à 0,05 pour les analyses de type ANOVA à mesures répétées et de 0,01 ou 0,0125 pour les tests de t (corrigé suivant le nombre d'essais comparés). Les variables qui ont un p significatif mais dont la variation moyenne est inférieure au CMD ne seront pas présentées car le changement mesuré est considéré comme insuffisant.

Afin de rendre la lecture des résultats plus facile, lorsqu'une comparaison était statistiquement significative le symbole \* était placé après la valeur du p, que ce soit avec un seuil corrigé ou non pour les comparaisons multiples.

# Chapitre 5 Résultats

## 1. Contexte

Il a été montré que lorsque l'on soumet des participants à des perturbations variées à la marche, ils adaptent leur posture et s'adaptent aux différents types de perturbations et améliorent ainsi leur équilibre. Ces adaptations induisent une réduction de la perte d'équilibre liée à la perturbation (Bhatt et al., 2013; Oliveira et al., 2012). Il est vraisemblable que les perturbations utilisées dans l'étude de Bhatt et al (2013) étaient en partie prédictibles. Le dispositif de perturbation générant la glissade ou le trébuchement était placé dans la surface de marche toujours au même endroit, c'est principalement l'instant auquel la perturbation se produisait qui était imprédictible (essai avec perturbation ou essai sans perturbation). L'intensité (coefficient de friction de la plaque, hauteur de l'obstacle), le positionnement, et le pas auquel elles intervenaient étaient relativement prédictibles, facilitant sans doute les adaptations de l'équilibre. Afin de déterminer si le même type d'adaptation de l'équilibre lors de la marche sur tapis roulant était possible lorsque le niveau d'imprédictibilité était plus élevé, deux types de perturbations de différentes intensités étaient induites aléatoirement dans notre étude. Ces perturbations étaient largement imprédictibles puisqu'elles étaient appliquées aléatoirement au pied droit ou gauche, de direction (avant ou arrière) et d'amplitude (3 niveaux de perturbation) variées.

## 2. Article 1 :

### 2.1 Résumé

Proactive and reactive balance adaptations develop after repeated postural perturbations while walking and standing to increase postural stability. The aim of this study was to observe balance adaptations during gait with unpredictable perturbations in the onset, direction and speed of a treadmill. Ten young participants (22.3 years (SD 1.7), 61.5 Kg (9.6), 1.70 m (0.07)) participated in the study. Participants walked on a slip-belt treadmill at a comfortable speed during one trial with no perturbation and during 5 trials with random perturbations. The perturbations consisted of an increase or decrease in speed of one of the treadmill belts and

comprised three different levels of intensity: 125%, 150% and 175% (faster-belt perturbations) and 90%, 70% and 50% (slower-belt perturbations) of the comfortable gait speed. The perturbations were randomly applied during the right or left stance phase every 8 to 16 steps, for a total of 12 perturbations per trial. Three-dimensional kinematics of the whole body (NDI Certus, 3D-link-segment model, 15 rigid body segments) and kinetics (Bertec Fit treadmill) were recorded. Difficulty in maintaining balance while walking was measured between the perturbations using stabilizing (StaForce) and destabilizing (DestaForce) forces. Balance was more difficult to maintain at the end of each perturbation trial, rather than at the beginning, with greater StaForce, and less DestaForce, primarily due to the position of the centre of pressure that was closer to the anterior limit of the base of support. Maintaining balance while walking becomes more difficult between perturbations with the unpredictable onset, direction and speed of the treadmill. However, the more anterior position of the centre of pressure could have been a strategy participants adopted to increase sensory information in order to improve their balance ability when confronted with unpredictable perturbations.

## **2.2 Introduction**

The ability to control balance is essential in daily life. It necessitates a permanent adjustment in the body's center of mass (COM) position and velocity relative to the continuously changing base of support during gait (Winter, 1995). This requires permanent activity of the neuro-musculoskeletal system based on sensory information and motor command (Dietz, 1992). If one of these systems is compromised, the ability to control balance may decline (Allum et al., 1998; Horak et al., 1992; Oates et al., 2013, 2005b; Savin et al., 2014), increasing the risk of falls and injury (Talbot et al., 2005). Fifty percent of falls in the elderly occur at home after a loss of balance while walking, due to tripping or slipping (Berg et al., 1997; Campbell et al., 1990; Robinovitch et al., 2013).

To better understand postural reactions and potentially reduce the risk of falls, mechanical perturbations have been used to analyze balance mechanisms in laboratory settings. Postural reactions triggered by platform tilts or translations while in a standing position were first described by Nashner (Moore et al., 1988; Nashner, 1976). When a perturbation is induced, postural reactions are scaled to the amplitude and direction of random and varying postural

perturbations, indicating the ability of the central nervous system to adjust postural responses to the parameters of the perturbations. When the same perturbation is repeated, postural responses become progressively more efficient in restoring balance (Bloedel et al., 1996). This demonstrates the ability of the central nervous system to anticipate a postural response by optimizing a set-dependent motor response created by and based on sensory information and past experience (Bloedel et al., 1996).

Similar results were obtained when participants walked under perturbed conditions. Reactive and proactive postural adaptations are generated to recover and improve dynamic balance. Reactive postural responses are quickly generated to recover balance when a sudden perturbation is induced (Arampatzis et al., 2008; Schillings, 2005). For example, if a trip is induced experimentally, participants trigger lowering or elevating strategies depending on the phase in which the perturbation occurs in order to recover their balance (Eng et al., 1994; Wang et al., 2012b). When the same perturbation is repeated, reactive postural responses quickly improve (Bhatt et al., 2006a; Pai et al., 2010; Wang et al., 2012b). In addition, proactive postural responses develop, showing the ability of the central nervous system (CNS) to anticipate postural alteration due to subsequent perturbations. Proactive postural adaptations consist of a more anterior position of the COM to reduce the backward loss of balance induced by slip perturbations (Bhatt et al., 2006a; Pai et al., 2010), as well as the flattening of the foot angle and a reduction in knee angles that reduce the intensity of the slip (Heiden et al., 2006; Marigold and Patla, 2002). Proactive adaptations are observed a few milliseconds before the perturbation (Wang et al., 2012b) and persist during gait between perturbations (Marigold et Patla, 2002).

These alterations in gait reduced the risk of falls of the participants from 44% to 0% between the first and last perturbation trials (Yang et al., 2014). These improvements have also been seen when perturbations were repeated in different directions, i.e., using mixed trip and slip perturbations, leading the authors to conclude that the participants adopted a “generalized strategy,” which improved postural reactions and decreased loss of balance in both perturbation directions (Bhatt et al., 2013, 2006a; Bhatt et Pai, 2009).

Most of the studies describing postural adaptations with repeated perturbations used a single intensity level and one or two perturbation directions. Moreover, the apparatus used was often a device placed in the same position, approximately in the middle of a 5 m-10 m walkway, making the location of the perturbation predictable. However, perturbations encountered in everyday life vary in intensity, direction and can rarely be predicted. Previous results on reaching have shown that no adaptation is observed when the perturbations are unpredictable, such as when reaching in random force-fields (Gupta et Ashe, 2007). Alterations in gait pattern and balance are unknown in terms of perturbations of various directions, intensities and unpredictable onsets. The objective of our study was thus to determine whether young healthy participants proactively adapt their gait pattern and balance with perturbations with unpredictable onsets, directions and intensities. The analysis focused on change in gait (1) between the beginning and the end of the perturbation trials, (2) compared to the control gait pattern, and (3) with the repetition of perturbation trials.

## **2.3 Méthods**

### Participants

Ten young healthy participants (22.3 years old (standard deviation (SD) 1.7), 61.5 kg (9.6), 1.70 m (SD 0.07) participated in the study. All participants were free of any balance or health disorders and provided informed consent according to the recommendations of the local research ethics board.

### Matériel

Ground reaction forces were recorded using an instrumented treadmill (Bertec Fit<sup>®</sup>, Bertec Corp. Columbus, OH, USA) at a sampling frequency of 600 Hz. This dual-belt treadmill was used to induce the perturbations. These perturbations consisted of an increase or decrease in speed of the right or left belt, and comprised three different intensity levels: 125%, 150% and 175% (faster-belt perturbations), 90%, 70% and 50% (slower-belt perturbations) of the comfortable gait speed of each participant (see Ilmane et al., 2015 for a complete description and analysis of the difficulty of maintaining balance during these perturbations).

Kinematic data were collected at 30 Hz using NDI Certus cameras and 75 markers placed on each major body segment of the participants (3-6 non-colinear markers on the thighs, shins, feet, pelvis, head, upper trunk, lower trunk, upper arms, forearms and hands). The contour of the sole of the foot was probed to define the limit of the base of support in relation to the foot marker position for all gait trials. Anthropometric and kinematic data were used to define a three-dimensional link-segment model of the body(Winter, 1990)

### Protocol

Participants performed 6 gait trials. During the first trial, participants walked at a comfortable speed (control gait pattern) for one minute, without perturbations. Then they walked at a comfortable speed for 5 trials, lasting 1.5-2.0 minutes in length during which perturbations were induced (perturbation trials). During each perturbation trial, 6 perturbation intensity levels were applied randomly during the right or left stance phase every 8 to 16 steps. Each perturbation intensity level was applied once on each foot, for a total of 12 perturbations per trial.

### Datas and statistical analysis

Data were translated according to belt velocity at a comfortable speed to obtain data relative to the treadmill belt referential(van Ingen Schenau, 1980). Kinematic and kinetic data were filtered using a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz and 10 Hz, respectively, and resampled at 60 Hz. The position and velocity of the center of mass (COM), vertical ground reaction forces, position of the global centre of pressure (COP) within the potential base of support (PBoS) were extracted from kinetic and kinematic data and used to calculate the destabilizing and stabilizing forces (DestaForce and StaForce) as follows:

$$\underline{\text{Destabilizing force}} \text{ (DestaForce, in Newtons): } \vec{F}_D = \left( \frac{\vec{F}_r \cdot \vec{n}}{h_{CM}} \right) \vec{D}_{CP} \quad \text{(Equation 1)}$$

With:

$\vec{F}_r$  : Ground reaction forces

$\vec{n}$  : Unitary vector normal to ground surface

$h_{CM}$  : Height of the center of mass

$\bar{D}_{CP}$  : Distance between the center of pressure and the limit of the potential base of support in the direction of the velocity of the center of mass

Stabilizing force (*StaForce*, in Newtons): 
$$\vec{F}_{ST} = -\frac{m_{global}\vec{v}_{CM}\cdot\vec{v}_{CM}}{2D_{CP}^2}\bar{D}_{CP} \quad (\text{Equation 2})$$

With:

$m_{global}$  : Body mass

$\vec{v}_{CM}$  : Linear velocity of the body center of mass

$\bar{D}_{CP}$  : Distance between the center of pressure and the limit of the potential base of support in the direction of the velocity of the center of mass

The destabilizing force (equation 1) is the theoretical force applied at the center of mass necessary to place the body into an unbalanced position. Lower force values represent greater difficulty in maintaining body position. The stabilizing force (Equation 2) is the theoretical force necessary to stop displacements of the body, i.e., to cancel out the velocity of the center of mass at the limit of the base of support. Greater force values represent greater difficulty in maintaining balance against the speed of the body (Duclos et al., 2012b, 2009). These forces have shown to be effective in demonstrating different levels of balance difficulty in various gait conditions (Desrosiers et al., 2014; Duclos et al., 2012b; Ilmane et al., 2015).

In addition, antero-posterior and medio-lateral displacements of the centre of mass were calculated by subtracting the extreme values of the anterior-posterior and medio-lateral position of the COM between two consecutive steps, respectively. The relative position of the center of mass was also calculated as the percentage of the length of the base of support, between its most posterior (0%) and most anterior point (100%). Also, the mean value of  $D_{cp}$ , and of the linear velocity of the centre of mass were analyzed to better understand the changes in balance quantified by the destabilizing and stabilizing forces.

Spatio-temporal parameters (step length, width, and double- and single-support phase durations) were calculated using kinematic malleolus marker data upon heel contact, based on ground reaction forces.

The first 20 steps and the last 20 steps of each trial were analyzed. For the perturbation trials, only steps between the perturbations were analysed (non-perturbed gait). Given that Forner-Cordero et al. showed that stumbling affects at least three steps following a perturbation (Forner Cordero et al., 2003), only steps from the seventh post-perturbation step to the second-to-last step before the next perturbation were selected. The mean value of each variable was calculated for each step and averaged over the 20 selected steps at the beginning and end of each trial.

To show how the perturbations affected balance during non-perturbed gait, the effects of two independent variables (time and trial) on the mean value of each dependent variable were analysed. To show the effect of time, the first 20 steps and the last 20 steps of each trial were compared. The effect of trial was tested by comparing the six trials (control trial and 5 perturbation trials). Two-way analyses of variance (ANOVA with repeated measures) with the factor Time (2 levels: beginning and end of the trial) and Trial (6 levels) were thus used. In addition, if a main effect or an interaction was significant ( $p < 0.05$ ), one-way ANOVAs and t-tests were used to complete the analysis. For t-test analyses, the significance level was adjusted to 0.01 (5 comparisons). Furthermore, for the ANOVAs, when Mauchly's sphericity was not respected ( $p < 0.05$ ), a Greenhouse-Geisser correction was applied for  $\epsilon < 0.75$ . In addition, to better assess the importance of the effects revealed by the ANOVAs, and because it was not possible to determine a sample size *a priori*, the absolute change of the mean of each dependant variable, calculated between the beginning and end of each trial, was compared to the minimum detectable change (MDC). MDC was calculated at a 90% confidence level ( $MDC = 1.65 \times SD_{total} \sqrt{2 \times (1 - ICC_{2,1})}$ ) (Faude et al., 2012) from the two sets of data (first 20 and last 20 steps) obtained in the control trial.



## 2.4 Results

In terms of spatiotemporal parameters, only step width was larger (Trial effect:  $p=0.005$  with Trial 1,  $p=0.023^*$ , Trials 2-5,  $p\geq 0.1$ ; no Trial x Time interaction ( $p=0.18$ ) or Time effect ( $p=0.24$ )) at the beginning (23.2 cm) and at the end (22.7 cm) of the first perturbation trial compared to the control trial (beginning: 21.6 cm; end: 21.7 cm) (Figure 13). No other changes in spatiotemporal parameters were found (Trial:  $p>0.27$ ; Time:  $p>0.36$ , Trial x Time interaction  $p>0.07$ ) (Figure 15).

The destabilizing force (DestaForce) and the distance between the center of pressure and the base of support (Dcp) decreased only during the perturbation trials (Trial x Time interactions: DestaForce,  $p=0.058^*$ ; Dcp,  $p<0.001^*$ ). These parameters did not change between the first 20 steps and the last 20 steps in the control trial (DestaForce  $p=0.052$ . Dcp  $p=0.0525$ ), but ultimately decreased compared to the beginning of each perturbation trial (DestaForce  $p\leq 0.006^*$ , except for the first perturbation trial ( $p=0.018$ ); Dcp  $p\leq 0.006^*$ ) (Figure 13).

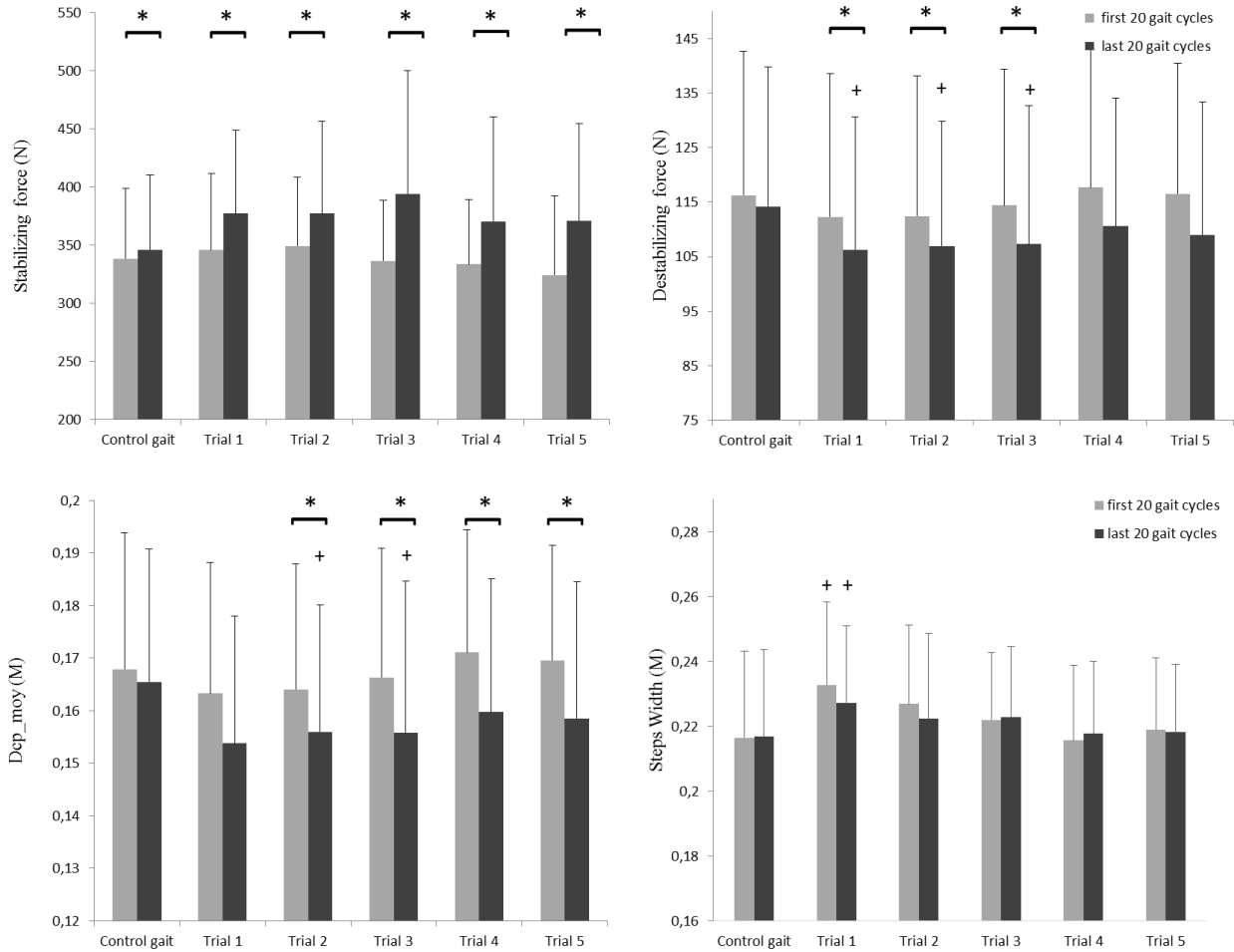


Figure 14. : The mean values of each dependent variables are represented by a bar. The light grey bars represent the first 20 gait cycles of each trial; the black bars represent the last 20 gait cycles. Significant differences between the beginning of a trial compared to the end of a trial ( $p < 0.05$ ) are indicated with a \*. Significant differences ( $p < 0.01$ ) between the beginning or the end of the control trial compared to the beginning or end of each perturbation trial respectively are indicated with the + symbol. Dcp\_moy represents the distance between the CP and the limit of the base of support in cm.

The change in the destabilizing force and Dcp was above the minimal detectable change (MDC) calculated during the control gait trial at the end of each perturbation trial (Table 1). The stabilizing force was higher (Time effect:  $p = 0.002^*$ ) at the end compared to the beginning of each trial, with no interaction between trials and time ( $p = 0.12$ ) and no effect of trial ( $p = 0.29$ ). However, the change in the mean stabilizing force between the beginning and the end of the trial was lower than the minimal detectable change of the stabilizing force for the control trial

(MDC=24.56 N, based on ICC=0.97, and SEM=10.52 N), and above the MDC for each perturbation trial, between 35.0 and 65.5 N (Table 1).

Tableau I. : Mean Detectable Changes (MDC) during control gait and mean change in each variable for each gait trial.

	Stabilizing force (N)	Destabilizing force (N)	Dcp(cm)	Steps width (cm)
MDC during control	<b>24.6</b>	<b>4.2</b>	<b>0.53</b>	<b>0.20</b>
ICC during control	0.97	0.99	0.99	0.99
95%ICC during control	0.93≤ICC≥0.99	0.98≤ICC≥0.99	0.97≤ICC≥0.99	0.99≤ICC≥1
Δmeans control (SD)	11.8(8.4)	3.2(1.6)	0.41(0.16)	0.15(0.09)
Δmeans Trial 1 (SD)	<b>35.0*(29.2)</b>	<b>7.3*(4.9)</b>	<b>1.07(0.63)</b>	<b>0.92(0.80)</b>
Δmeans Trial 2 (SD)	<b>40.6*(33.3)</b>	<b>5.5*(4.3)</b>	<b>0.81*(0.52)</b>	<b>0.63(0.36)</b>
Δmeans Trial 3 (SD)	<b>65.5*(57.1)</b>	<b>8.2*(4.6)</b>	<b>1.20*(0.66)</b>	<b>0.78(0.67)</b>
Δmeans Trial 4 (SD)	<b>45.7*(43.9)</b>	<b>7.3(5.8)</b>	<b>1.13*(0.65)</b>	<b>0.37(0.28)</b>
Δmeans Trial 5 (SD)	<b>49.2*(34.7)</b>	<b>7.5(4.2)</b>	<b>1.10*(0.61)</b>	<b>0.48(0.26)</b>

ICC: Intra-Class Coefficient; 95% ICC: 95% confidence level interval for the ICC. Δmeans: absolute change of the mean of each dependant variable calculated between the beginning and end of each trial.

Furthermore, at the beginning of each perturbation trial, the destabilizing force, stabilizing force and Dcp did not differ (DestaForce:  $p \geq 0.11$ , Staforce:  $p \geq 0.415$ , Dcp:  $p \geq 0.54$ ) from the control gait trial, but the destabilizing force was lower at the end of the first three perturbation trials than during the control gait trial (DestaForce: Trial 1:  $p = 0.002^*$ ; Trial 2:  $p = 0.008^*$ ; Trial 3:  $p = 0.046^*$ ) and returned to the control value at the end of the 2 last perturbation trials (DestaForce Trial 4:  $p = 0.175$ ; Trial 5:  $p = 0.08$ ). Changes were again due to a

shorter distance between the COP and the limit of the base of support ( $D_{cp}$ ) at the end of the 2 first perturbation trials compared to the control trial ( $D_{cp}$ , Trial 1:  $p \leq 0.006^*$ ; Trial 2:  $p \leq 0.007^*$ ) (Figure 13).

No significant differences were found for the other kinetic or kinematic data, including displacements, relative position of the center of mass or spatio-temporal variables evaluated in this study ( $p \geq 0.05$ ).

## 2.5 Discussion

The purpose of this study was to measure changes in gait pattern and balance during gait with perturbations with unpredictable onset, direction and speed. The results showed that balance was more difficult to maintain with repeated, random, perturbations, with a lower destabilizing force and a higher stabilizing force at the end rather than at the beginning of each perturbation trial.

Several studies of postural perturbations on a walkway with a perturbation device, such as a sliding plate/surface or an obstacle, have demonstrated both proactive (i.e., before the perturbation) and reactive adaptations (i.e., within a few steps after the perturbation). Most of these studies showed that when the same postural perturbations were repeated during gait, postural stability rapidly adapted proactively, yielding to a reduced loss of balance or fewer falls with subsequent perturbations (Bhatt and Pai, 2009; Eng et al., 1994; Oates et al., 2005). For example, if a slip perturbation on a sliding plate was repeated while walking, participants were able to proactively increase their postural stability and then reduce the effect of the perturbation by placing their COM in a more anterior position, by reducing their step length, increasing their trunk or knee flexion, and having a flatter foot upon contact with the floor (Bhatt et al., 2013, 2006b). These postural adaptations are specific to the type of perturbation, such as slips or trips (Bhatt et al., 2006b; Pijnappels et al., 2001). If a novel type of perturbation (e.g., trips) is presented within the sequence of repeated perturbations (e.g., slips), postural instability can increase due to the absence of adaptation to trips (Bhatt et al., 2013). When adaptations occurred with both slips and trips, the participants adopted an intermediate, proactive adaptation or "generalization strategy" that included elements from both adaptations, such as a forward COM position, shorter steps (slip adaptation) and increased toe clearance (trip adaptation) (Bhatt et

al., 2013). These proactive adaptations also lead to altered characteristics of the perturbation, such as reduced amplitude or speed of the sliding plate (Bhatt et al., 2006b; Cappellini et al., 2010; Cham and Redfern, 2002; Lee et al., 2016). The effects of proactive adaptations on postural stability and on the characteristics of the perturbation reduce the need or amplitude of the following reactive postural response (Bhatt et al., 2013, 2006b).

Changes in postural stability while walking on the treadmill were comparable to those obtained with slip repetitions on a walkway (Bhatt and Pai, 2009; Lee et al., 2016). However, when participants were exposed to perturbations of various speeds and directions and unpredictable onsets, balance remained difficult to maintain during the perturbed and recovery steps, without noticeable adaptation, even after 5 of 12 perturbation trials (Ilmane et al., 2015). In the present study, the increased difficulty in maintaining balance between each perturbation was due to the reduced distance between the COP and the base of support (BoS). No changes were observed in COM displacements or the relative position in the BoS, or the size of the base of support. The position of the COP relative to the base of support (BoS) is related to the postural control of the center of mass during gait (Winter, 1995). Here, the more anterior position of the COP, i.e., closer to the limit of the BoS, increases the difficulty to maintain balance when the perturbations moves the COM forward, as there is less possibility to counteract forward COM acceleration. Conversely, in the case of backward COM acceleration during a perturbation, balance would be less difficult to control, due to the greater distance between the COP and the posterior limit of the base of support (Yang et al., 2016). Furthermore, a more anterior COP position is known to increase plantar cutaneous mechanoreceptor facilitation and improve postural stability (Maki et al., 1999). Sensory information is indeed known to improve postural reactions to postural perturbations during gait (Marigold and Patla, 2002). This alteration in the mean COP position was not associated with changes in the displacement of the COM. Since it has already been demonstrated to increase postural stability with both anterior and posterior perturbations, an intermediate COM position may indeed be the best strategy to adopt (Wang et al., 2011).

Also, contrary to previous results, spatio-temporal parameters did not show significant changes. Participants only increased their step width during the first perturbation trial compared to the control trial, indicating that the increased step width was not an adaptation to the perturbations, but likely anticipation of the perturbations. Several studies have already shown postural changes

by anticipation or “prior experience of perturbation” when walking in altered environments to increase postural stability (Cham and Redfern, 2002; Pijnappels et al., 2001; Yang et al., 2016). The return to baseline width values may also indicate a lack of benefits in having a wider base of support during antero-posterior perturbations.

Furthermore, the changes in destabilizing and stabilizing forces, and the position of the COP observed between the beginning and the end of each perturbation trial were above the minimal detectable change calculated from the control trial. However, based on the p-values, the destabilizing forces and the position of the COP no longer differed from the control trial at the end of the second or third perturbation trial, despite increased difficulty above the minimal detectable change. This was likely due to the 3 participants who progressively returned to control values, after two or three perturbation trials, while the other participants continued to demonstrate greater difficulty in maintaining balance at the end of every perturbation trial, compared to the beginning (results based on minimal detectable change, not presented here). Contrary to the literature, it therefore appears that most participants, despite the adaptations within each perturbation trial, did not adapt their balance between perturbations with the repeated trials in order to recover the same level of balance during the control gait trial (Bhatt et al., 2013, 2006b; Wang et al., 2012b). This may be due to the use of a treadmill rather than a walkway, or to the onset or types of perturbation that were more unpredictable on the treadmill than with various perturbation devices placed on a walkway.

### Conclusion

Balance difficulty increases when walking between perturbations with unpredictable onset, direction and speed. The absence of change in COM displacements and position measured in the present study may reflect the generalization strategy previously observed and represent an optimal choice when faced with the unpredictability of perturbations. However, a more anterior COP position could have been a strategy adopted by the participants to increase sensory information to improve balance abilities with unpredictable perturbations. Further studies are necessary to better understand and compare repeated adaptations vs. unpredictable perturbations during gait.

## **3. Résultats supplémentaires**

### **3.1 Contexte**

La première étude présentée dans ce mémoire a permis de montrer que lorsque l'on soumettait des sujets à des perturbations aléatoires et imprédictibles sur tapis roulant, la difficulté à maintenir l'équilibre à la marche augmentait entre les perturbations. Ceci était principalement dû à un positionnement du CP plus antérieur et plus proche des limites de la base de support. Cependant, une étude antérieure avait montré que lorsque des participants étaient soumis à deux types de perturbations au sol, i.e. glissade et trébuchement, présentées aléatoirement au sol, après avoir préalablement reçu une période d'adaptation (les participants étaient soumis aux mêmes perturbations plusieurs fois avant les essais aléatoires) à ces mêmes perturbations, les participants adaptaient leur équilibre par des stratégies proactives améliorant ainsi la stabilité posturale à la marche et lors des perturbations. Les auteurs parlaient d'une stratégie de généralisation, qui permettait d'adapter la position et la vitesse du centre de masse à la marche pour diminuer simultanément l'effet déstabilisant des 2 types de perturbations utilisées. Puisque les perturbations au sol sont en partie prédictibles (localisation de la perturbation), nous voulions savoir si les mêmes adaptations étaient possibles sur un tapis roulant à double courroie où les perturbations sont beaucoup moins prédictibles. De la même façon que dans l'étude citée ci-dessus, les participants ont été soumis aux perturbations de façon répétée (15 fois la même perturbations) avant que l'on induise les mêmes perturbations aléatoirement.

### **3.2 Résultats**

Afin de rendre la lecture des résultats plus facile, lorsqu'une comparaison était statistiquement significative le symbole \* était placé après la valeur du p, que ce soit avec un seuil corrigé ou non pour les comparaisons multiples.

#### **3.2.1 Adaptations aux perturbations répétées de type courroie-plus-rapide.**

La force stabilisante était plus grande lors de la marche entre les perturbations répétées à la fin de l'essai P125% comparé au début de l'essai (FSta : P125%  $p = 0,01^*$ , P150%  $p = 0,06$ ,

P175%  $p = 0,03$ ) (Figure 16). La largeur des pas a diminué à la fin de l'essai P125% (P125%  $p \leq 0,0125^*$ , P150%  $p = 0,48$ , P175%  $p = 0,13$ ) et la longueur de pas a augmenté à la fin des essais P125% et P150% (P125%  $p = 0,005^*$ , P150%  $p = 0,012^*$ , P175%  $p = 0,23$ ) comparé au début de l'essai (Figure 17). La distance entre le CP et la base de support ( $D_{cp}$ ) n'était par contre pas significativement différente entre le début et la fin des essais de perturbation ( $p \geq 0,0125$ ).

La position du centre de masse était plus postérieure à la fin des essais P125%, P150% et P175% et au début de l'essai P175% comparé à l'essai de marche contrôlé (Début P175% :  $p = 0,02^*$ , Fin P125% :  $p = 0,02^*$ , Fin P150% :  $p = 0,04^*$ , Début P175% :  $p = 0,02^*$ , Fin P175% :  $p < 0,05^*$ ) (Figure 18).

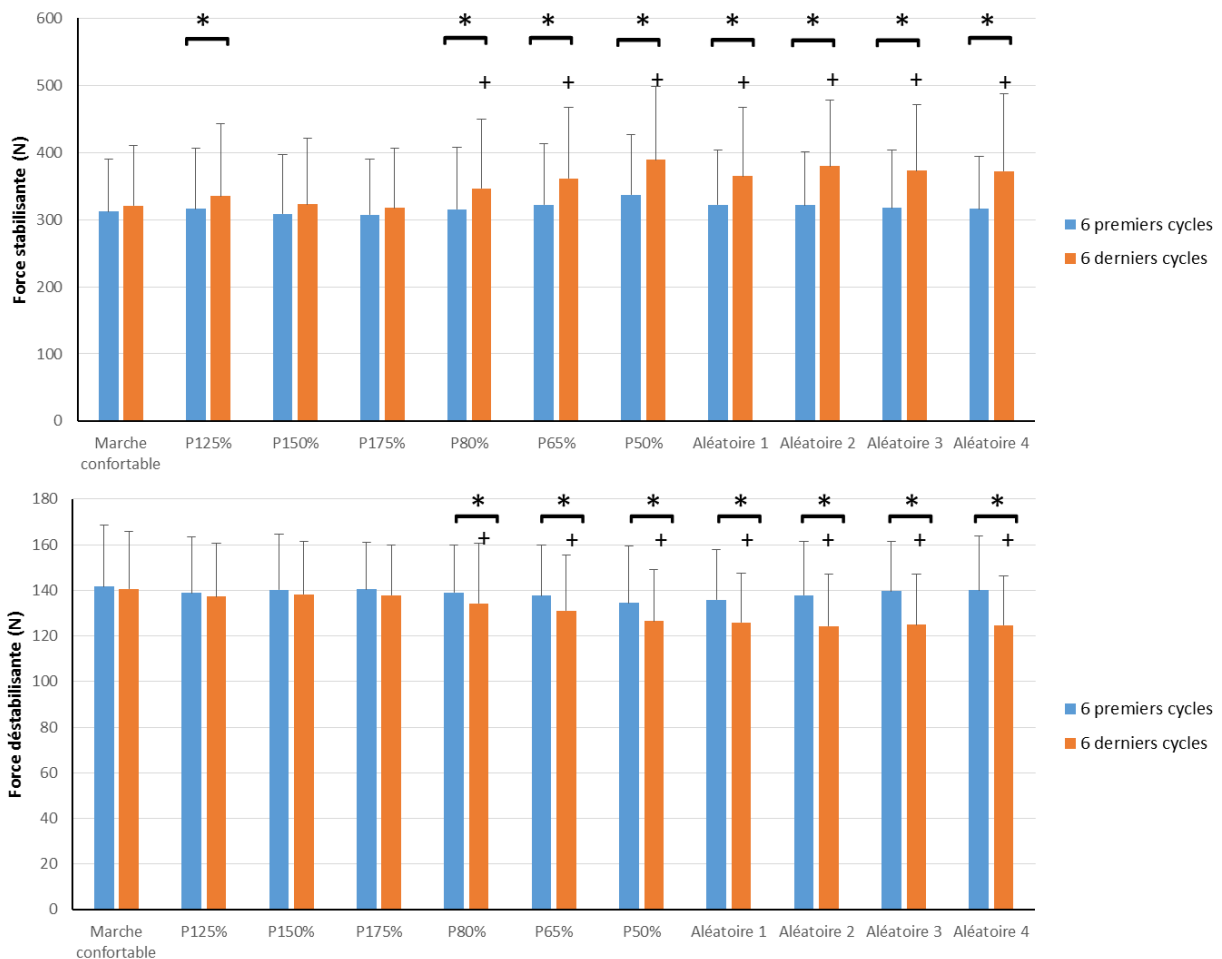


Figure 15. Les valeurs moyennes des forces stabilisantes (haut) et, déstabilisantes (bas) et leur écart-types. Les valeurs sont représentées au début (6 premiers cycles, barres bleues) et à la fin (six derniers cycles, barres rouges) de chaque essai. Le symbole \* indique une différence significative entre le début et la fin d'un essai. Le symbole +



indique une différence significative entre la marche contrôle et le début ou la fin de l'essai de perturbation.

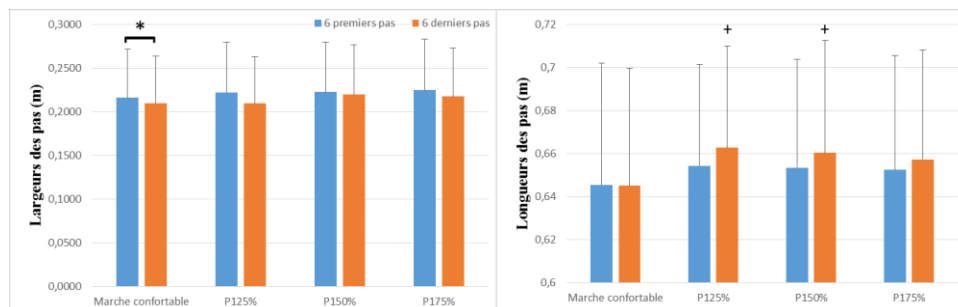


Figure 16. Valeurs moyennes de la largeur des pas (gauche) et longueur des pas (droite) ainsi que les écart-types. Les valeurs sont représentées au début (6 premiers cycles, barres bleues) et à la fin (six derniers cycles, barres rouges) de chaque essai. Le symbole \* indique une différence significative entre le début et la fin d'un essai. Le symbole + indique une différence significative entre la marche contrôle et le début ou la fin de l'essai de perturbation.

La variation moyenne ( $\Delta$ moyenne) de la largeur de pas était supérieure au changement minimal détectable (CMD) calculé lors de l'essai de marche contrôle pour les essais P125% et 175% (Largeur de pas: CMD = 0,8 cm,  $\Delta$ moyenneP125% = 1,3 cm,  $\Delta$ moyenneP150% = 0,4 cm,  $\Delta$ moyenneP175% = 0,8 cm). Cependant, la variation moyenne de la force stabilisante, de la longueur de pas ainsi que de la position du centre de masse au cours des essais d'adaptation aux perturbations courroie-plus-rapide était inférieure au CMD calculé lors de la marche contrôle (Tableau 2).

### 3.2.2 Adaptations aux perturbations répétées de type courroie-plus-lente

La force stabilisante (FSta) était plus élevée ( $p \leq 0,001^*$ ) à la fin des essais P80%, P65% et P50% et la force déstabilisante (FDesta,  $p \leq 0,004^*$ ) et la distance entre le CP et la limite de la base de support (Dcp,  $p \leq 0,003^*$ ) étaient plus petites à la fin des essais P65% et P50% comparé au début des essais. De plus, la vitesse du centre de masse était plus élevée à la fin de l'essai P50% comparé au début (Essai P80%  $p = 0,08$ , Essai P65%  $p = 0,11$ , Essai P50%  $p = 0,012^*$ ) (Figures 16 et 18)

La force stabilisante était plus élevée, la force déstabilisante et Dcp plus petites à la fin des essais P80%, P65% et P50% et au début de l'essai P50% comparées à la marche confortable

(FSta : Début Essai P50%  $p = 0,001^*$ , Fin Essai P80%, P65% et P50%  $p < 0,05^*$ ; FDest : Début Essai P50%  $p = 0,001^*$ , Fin Essai : P80%, P65% et P50%  $p < 0,012^*$ ; Dcp : Début P50% :  $p = 0,001^*$ , Fin Essai P80%, P65% et P50% :  $p < 0,007^*$ ). La position du centre de masse était plus en avant lors de l'essai P50% (Début Essai P50%  $p = 0,007^*$ , Fin Essai P50%  $p = 0,001^*$ ), et la vitesse du centre de masse plus élevée (Fin Essai P50%  $p = 0,001^*$ ) à la fin du dernier essai de perturbation comparé à la marche confortable (Figures 16 et 18).

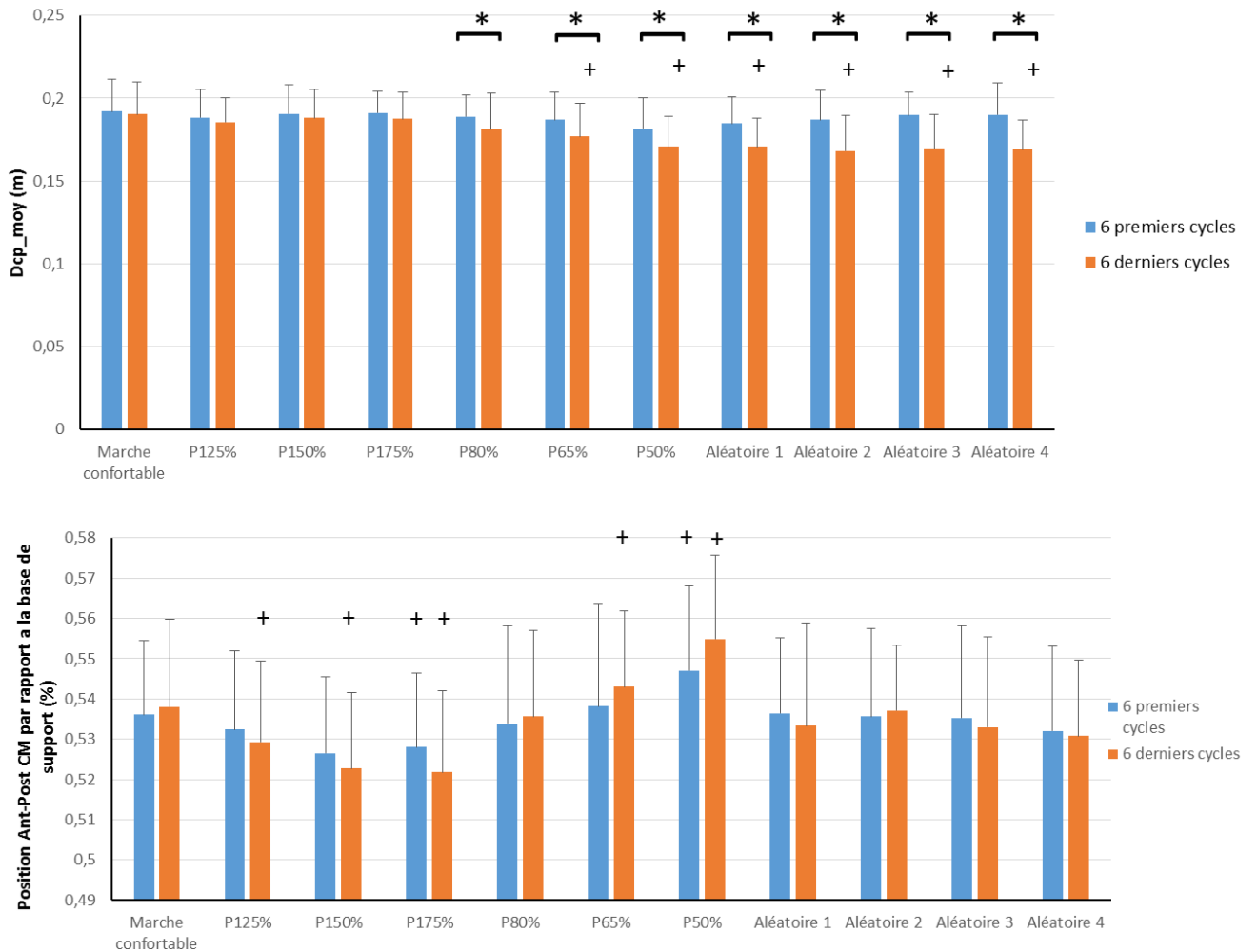


Figure 17. : Les valeurs moyennes de Dcp (haut) et de la position antéro-postérieure du centre de masse (Bas) et leur écart-types sont représentées au début (6 premiers cycles, barres bleues) et à la fin (six derniers cycles, barres rouges) de chaque essai. Le symbole \* indique une différence significative entre le début et la fin d'un essai. Le symbole + indique une différence significative entre la marche contrôle et le début ou la fin de l'essai de perturbation. Dcp\_moy représente la distance entre les CP et la base de support.

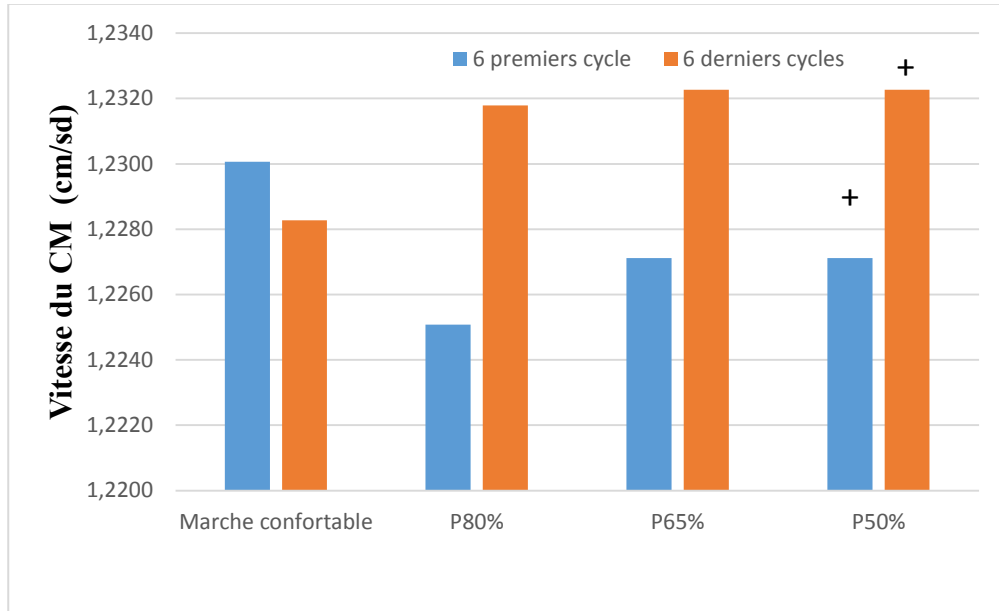


Figure 18. Valeurs moyennes de la vitesse du CM ainsi que les écart-types. Les valeurs sont représentées au début (6 premiers cycles, barres bleues) et à la fin (six derniers cycles, barres rouges) de chaque essai. Le symbole + indique une différence significative entre la marche contrôle et le début ou la fin de l'essai de perturbation.

La variation moyenne de la force stabilisante et de  $D_{cp}$  était supérieure au CMD calculé lors de l'essai de marche contrôle pour les essais P80%, P65% et P50% et la variation moyenne de la force déstabilisante pour les essais P65% et P50% ( $F_{Sta}$  : CMD = 27,6 N,  $\Delta_{moyenneP80\%}$  = 31,6 N,  $\Delta_{moyenneP65\%}$  = 39,4 N,  $\Delta_{moyenneP50\%}$  = 51,9 N;  $D_{cp}$  : CMD = 0,6 cm,  $\Delta_{moyenneP80\%}$  = 0,8 cm,  $\Delta_{moyenneP65\%}$  = 1,0 cm,  $\Delta_{moyenneP50\%}$  = 1,1 cm;  $F_{Desta}$  : CMD = 6.0 N,  $\Delta_{moyenneP80\%}$  = 4.7 N,  $\Delta_{moyenneP65\%}$  = 6.5 N,  $\Delta_{moyenneP50\%}$  = 7,9 N). La variation moyenne de la vitesse du centre de masse était plus élevée que le CMD calculé à contrôle pour l'essai P50% (CMD = 0,03 cm/s,  $\Delta_{moyenneP50\%}$  = 1,0 cm/s) (Figure 19). La variation moyenne de la position du centre de masse au cours des essais de perturbation était inférieure au CMD calculé lors de la marche contrôle (MDC = 0.9%,  $\Delta_{moyenneP80\%}$  = 0.3%,  $\Delta_{moyenneP65\%}$  = 0,5%,  $\Delta_{moyenneP50\%}$  = 0,8%) (Tableau 2).

Tableau II : Variation absolue de la moyenne des variables obtenue au cours des essais de perturbations comparé à la marche contrôlée. Dans le tableau sont détaillées le changement minimal détectable (CMD) pendant l'essai de marche à vitesse confortable pour chaque variable, ainsi que le coefficient de corrélation intra-classe (CCI), son intervalle de confiance à 95% (95%CCI). Améans représente la variation absolue de la moyenne de chaque variable calculée entre le début et la fin de chaque essai de perturbation. Les valeurs de la Améans supérieur au CMD sont notées en gras dans le tableau.

	Force Statistique (N)	Force Dynamique (N)	Position Ant Post CM (%)	Dep. moy(cm)	Largeur de pas (cm)	Longueur de pas (cm)	Vitesse de CM (cm/s)
CMD	27.5	6	0.9	0.6	0.7	1.3	0.04
CCI	0.98	0.99	0.96	0.98	0.97	0.99	0.99
95%CCI	0.95<CCI<0.99	0.97<CCI<0.99	0.88<CCI<0.98	0.95<CCI<0.99	0.91<CCI<0.99	0.99<CCI<0.99	0.99<CCI<1
Améans contrôle (SD)	9 (0.4)	0.9 (1.7)	0.2 (0.3)	0.1 (0.05)	0.6 (0.001)	0.04 (0.2)	0.2 (0.3)
Améans P125% (SD)	19.1 (7.7)	1.7 (1.1)	0.3 (0.04)	0.3 (0.2)	1.3 (0.006)	0.8 (0.04)	0.3 (0.3)
Améans P150% (SD)	14.2 (9.6)	1.9 (0.1)	0.4 (0.02)	0.2 (0.1)	0.3 (0.6)	0.7 (0.2)	0.4 (0.3)
Améans P175% (SD)	10.7 (5.5)	2.6 (1.5)	0.6 (0.2)	0.4 (0.3)	0.8 (0.7)	0.5 (0.2)	0.08 (0.4)
Améans P80% (SD)	31.6 (11.3)	4.7 (5.2)	0.2 (0.3)	0.75 (0.9)	0.7 (0.7)	0.7 (0.08)	0.7 (0.02)
Améans P65% (SD)	39.4 (4.6)	6.5 (1.8)	0.5 (0.7)	1 (0.3)	0.3 (0.7)	0.7 (0.2)	0.5 (0.05)
Améans P50% (SD)	51.9 (9.8)	7.8 (2.7)	0.8 (0.34)	1.1 (0.02)	0.8 (0.7)	0.5 (0.02)	1 (0.04)
Améans Abéance 1 (SD)	43 (20.9)	9.9 (0.3)	0.3 (0.7)	1.4 (0.15)	0.5 (0.3)	0.7 (0.1)	0.2 (0.6)
Améans Abéance 2 (SD)	58.7 (8.3)	13.5 (0.7)	0.15 (0.5)	1.9 (0.3)	0.3 (0.1)	0.8 (0.2)	0.3 (0.4)
Améans Abéance 3 (SD)	55.4 (11.7)	14.6 (0.5)	0.2 (0.06)	2 (0.7)	0.07 (0.06)	0.2 (0.03)	0.2 (0.2)
Améans Abéance 4 (SD)	56.3 (7.2)	15.2 (2.5)	0.1 (0.2)	2.1 (0.1)	0.01 (0.3)	0.5 (0.06)	0.5 (0.07)

### 3.3.3 Adaptations aux perturbations aléatoires

La force stabilisante était plus élevée et la force déstabilisante ainsi que Dcp étaient plus petites à la fin comparé au début de tous les essais de perturbations aléatoires (FSta : EssaiAléatoire 1 à 4 :  $p < 0,0125^*$ ; FDest : EssaiAléatoire 1 à 4 :  $p < 0,0125^*$ ; Dcp\_moy : EssaiAléatoire 1 à 4 :  $p < 0,0125^*$ ) (Figures 14 et 15).

La force stabilisante était plus grande, la force déstabilisante et Dcp plus petites à la fin de tous les essais de perturbation aléatoire comparé à la marche contrôle (FSta : EssaiAléatoire 1 à 4 :  $p < 0,05^*$ ; FDest : EssaiAléatoire 1 à 4 :  $p \leq 0,001^*$ ; Dcp\_moy : EssaiAléatoire 1 à 4 :  $p \leq 0,001^*$ ). La force déstabilisante était plus petite seulement au début du premier essai de perturbations aléatoires comparée à la marche contrôle (Début EssaiAléatoire1,  $p = 0,02^*$ ), alors que la force stabilisante et Dcp ne différaient pas entre le début des essais de perturbations aléatoires et la marche contrôle (FSta :  $p = 0,45$  ;Dcp\_moy :  $p > 0,06$ ) (Figures 14 et 15).

La variation moyenne de la force stabilisante, de la force déstabilisante et de Dcp était supérieure au CMD calculé lors de l'essai de marche contrôle à tous les essais de perturbations aléatoires (Tableau 5.1).

Aucun autre changement n'a été observé dans la position et la vitesse du CM ou la longueur et la largeur de pas.

## 3.3 Discussion

Aucun changement de la difficulté à maintenir l'équilibre n'a été observé entre le début et la fin des essais de perturbations de type accélération (P125, P150 et P175). De plus, le CM était placé plus en arrière à la fin des essais P125 et P150, et au début et à la fin de l'essai P175 comparé à l'essai contrôle. Il a été montré que lorsque l'on induit des perturbations à la marche induisant un déplacement du CM vers l'avant (obstacle au sol), auxquelles ressemblent les perturbations par accélération du tapis (Ilmane et al., 2015), les participants s'adaptent et placent le CM vers l'arrière afin de réduire le déplacement vers l'avant du CM induit par la perturbation

(Wang et al., 2012a). On a donc bien obtenu des adaptations de l'équilibre similaires à celles obtenues préalablement. Contrairement à ce que l'on a observé durant les essais de perturbations de type accélération, l'équilibre à la marche était plus difficile à maintenir à la fin des deux essais de décélération les plus intenses, à 65 et 50%, comparé au début. Le CM était positionné plus en avant à la fin de l'essai P65% et tout le long de l'essai P50%, le CP plus en avant à la fin des essais P65% et P50% et la vitesse de déplacement du CM a augmenté à la fin de l'essai P50%. Ces adaptations posturales anticipatoires ont déjà été observées lorsque l'on induit des perturbations au sol et sur tapis roulant qui induisent un déplacement du CM vers l'arrière (glissade) (Bhatt et al., 2006b; Bhatt et Pai, 2009; Lee et al., 2016; Pavol et al., 2004). Elles ont pour conséquences de diminuer la perturbation ou l'effet de la perturbation et ainsi réduire la perte d'équilibre induite par la perturbation (Bhatt et al., 2006b; Bhatt et Pai, 2009; Lee et al., 2016; Yang et al., 2014). Ainsi, on observe un changement de la position du CM au cours de la marche, lors des essais d'habituations de type accélération et décélération alors que le CP avait changé de position (plus antérieur) seulement lors des essais d'habituations de type décélération. Pour les essais d'habituations de type décélération le changement de position du CP (CP plus antérieur) induisaient une augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre.

Ainsi les participants n'ont pas changé la difficulté à maintenir leur équilibre lorsqu'ils étaient soumis aux perturbations de type accélération alors qu'ils ont montré une augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre pour les perturbations de type décélération. Tout comme dans les essais où étaient présentées des perturbations de type décélération, lors des essais de perturbations aléatoires, on a aussi observé une augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre due à une diminution de la distance entre le CP et la base de support (CP plus en avant). Les changements de position de CP lors des essais aléatoires n'étaient pas associés à un changement de position du CM contrairement aux essais de perturbation de type décélération. Comme cela a déjà été observé, lorsque l'on présentait des perturbations de façon aléatoire entraînant un déplacement du CM vers l'avant ou l'arrière, les participants positionnaient leur CM dans une position intermédiaire (Wang et al., 2011). Le positionnement antérieur du CP pourrait donc être une stratégie non-spécifique adoptée par les participants pour contrôler les déplacements du CM lors de la marche entre les perturbations imprédictibles. On sait que les adaptations de l'équilibre à la marche sont souvent adoptées par les participants pour

faciliter les réponses posturales et diminuer les pertes d'équilibre induite par les perturbations (Desrosiers et al., 2014; Pijnappels et al., 2001; Wang et al., 2011). Ici la stratégie adoptée par les participants (CP plus antérieur) lorsqu'ils marchent entre des perturbations imprédictibles va permettre de mieux répondre aux perturbations de type décélération et aléatoires. De plus, lorsque les participants marchaient entre les perturbations de type accélération, la difficulté à maintenir leur équilibre n'était pas changée. Il est possible que l'équilibre soit plus facile à maintenir face à des perturbations de type accélération, en particulier sur tapis roulant. En effet, lors des perturbations de type accélération, la vitesse du tapis roulant accélère le CM dans le sens de la marche (vers l'avant), ces perturbations consistent donc simplement à un changement d'amplitude du patron de marche. Lors des perturbations de type décélération, le tapis va accélérer dans le sens opposé de la marche. Le CM qui se déplace vers l'avant va progressivement ralentir et être déplacé dans le sens opposé de la marche, le rythme de marche va être interrompu (données non-présentées). Afin de continuer à marcher, les sujets doivent donc réinitialiser le rythme de marche. Ainsi, les sujets ont peut-être adopté cette stratégie anticipatoire (CP plus en avant) observée à la marche entre les perturbations aléatoires et de type décélération, pour améliorer leur réponse aux perturbations de type décélération qui représentent un défi supplémentaire par rapport aux perturbations de type accélération.

Par ailleurs, puisque les informations visuelles aident à développer des stratégies anticipatoires de l'équilibre, il est plus facile de répondre à des perturbations qui déplacent le CM vers l'avant (accélération de la courroie) que vers l'arrière (décélération de la courroie). En effet aucune information visuelle n'est disponible en arrière des sujets puisque les sujets regardent vers l'avant. Cela pourrait aussi expliquer la présence d'adaptation du CP dans les conditions les plus difficiles (P65 et P50) seulement.





# Chapitre 6 Discussion

## 1. Discussion des résultats

Les résultats des deux études ont montré que lorsque l'on soumet des sujets à des perturbations variées aux déclenchements imprédictibles, avec ou sans adaptation au préalable, la difficulté à maintenir l'équilibre à la marche augmente en dehors des perturbations, montrant ainsi une adaptation proactive de l'équilibre lors de la marche. En effet, la difficulté à maintenir l'équilibre a augmenté systématiquement au cours des essais puisque la force déstabilisante était plus faible et la force stabilisante plus intense à la fin qu'au début des essais. L'augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre était due, dans les deux études, à une diminution de la distance entre le CP et la limite de la base de support (CP plus antérieur). On doit préciser que cette interprétation est faite d'un point de vue biomécanique puisqu'elle se base sur l'interprétation des forces et de la position du CP. Comme cela a déjà été proposé dans l'étude 1, ces changements biomécaniques sont peut-être adoptés par les participants afin d'améliorer les mécanismes de rétroaction sensorielle. Ceci témoignerait d'un point de vue neurologique d'une amélioration de la stratégie d'équilibre adoptée par les participants.

D'autres études se sont intéressées aux changements de l'équilibre à la marche lorsque l'on induit des perturbations au sol et sur tapis roulant (Bhatt et al., 2006b; Bhatt et Pai, 2009; Bloem et al., 2002). Les changements de l'équilibre ont été étudiés un pas avant la perturbation ou durant tous les autres pas, en dehors de l'influence de la perturbation (stratégie proactive), ou quelques pas suivant la perturbation (stratégie réactive). Comme nous l'avons décrit précédemment lorsque l'on induisait des perturbations répétées à la marche, avec la répétition des essais, les participants changeaient leur équilibre de façon proactive ou réactive diminuant ainsi progressivement la perte d'équilibre liée à la perturbation (Bhatt et al., 2006b; Bhatt et Pai, 2009; Cham et Redfern, 2001; Pavol et al., 2004). Ceci a été démontré dans des contextes variés (tapis roulant ou au sol par exemple), ainsi que lorsque l'on présente de façon répétée la même perturbation, ou deux types de perturbations (Bhatt et al., 2013; Lee et al., 2016; Pijnappels et al., 2001). Ainsi une étude récente a montré que des participants soumis à des perturbations variées au sol adoptaient une stratégie posturale intermédiaire diminuant ainsi la perte

d'équilibre liée aux deux types de perturbations (Bhatt et al., 2013). D'un point de vue biomécanique, dans nos deux études, la difficulté à maintenir l'équilibre augmentait à la marche avec la répétition des perturbations aléatoires. Les participants positionnaient leur CP plus proche et plus en avant dans la base de support sans modifier la position du CM ou les dimensions de la base de support (largeur et longueur des pas). Comme nous l'avons suggéré dans l'article (Etude 1), les participants utilisaient peut-être cette stratégie posturale afin d'augmenter ou d'améliorer les mécanismes de rétroaction sensorielle par une augmentation de la stimulation des mécano-récepteurs sous l'avant du pied (Perry et al., 2000). Nous avons aussi constaté que 3 sujets revenaient, dans les deux derniers essais, à un équilibre et une position du CP équivalents à ceux mesurés lors de la marche contrôle. Nous avons alors suggéré que les sujets amélioreraient leur équilibre avec la répétition des perturbations (Bhatt et al., 2013; Bierbaum et al., 2010; Pavol et al., 2004; Wang et al., 2012a). Cependant, dans la deuxième étude, les participants ont été soumis 15 fois à chaque type de perturbation avant d'être soumis aux perturbations aléatoires. L'habituation aux perturbations permet d'améliorer l'équilibre et d'élaborer des stratégies posturales afin de réduire la perte d'équilibre induite par chaque perturbation (Mansfield et al., 2010; Yang et al., 2014). Dans cette deuxième étude, tous les participants conservaient la même stratégie (CP plus antérieur et plus proche de la base de support) que dans la première étude, suite à l'habituation et avec la répétition des essais. Dans les conditions où le déclenchement et les types de perturbations sont imprédictibles, la stratégie biomécanique que nous observons est peut-être la meilleure stratégie permettant aux participants de répondre de façon optimale aux perturbations.

Finalement, dans les deux études, lors du premier essai de perturbation les participants ont augmenté la largeur de leur pas (Essai aléatoire 1 pour la première étude, fin de l'essai P125% lors de la deuxième étude). L'augmentation de la largeur des pas est une adaptation posturale qui a pour conséquence d'améliorer l'équilibre à la marche (Hak et al., 2012; Pijnappels et al., 2001). Dans les deux études, les participants ont augmenté la largeur de pas lors du premier essai mais dans aucun des essais suivants. Peut-être que dans ces conditions d'équilibre, l'augmentation de la largeur des pas n'est pas la meilleure stratégie à adopter. De plus, la largeur des pas n'était pas différente entre le début et la fin de l'essai contrôle (étude 1 et 2) confirmant ainsi que le changement observé était certainement dû à la condition (essai avec

perturbation), mais pas au contexte expérimental de marche sur tapis roulant à double courroie. En effet, des pas plus larges sont souvent observés lors de la marche sur ce type de tapis (Zeni et Higginson, 2010)

## **2. Les limites des deux études**

Une des limites de notre étude est que l'équilibre n'a pas été analysé lors des pas qui suivent la perturbation. L'analyse de l'équilibre après la perturbation permettrait de comprendre l'impact des changements observés à la marche sur les réponses posturales automatiques. Plusieurs études ont montré que les adaptations posturales à la marche adoptées par les participants permettait d'améliorer les réponses posturales ou de diminuer l'effet de la perturbation avec la répétitions des essais (Bhatt et al., 2013; Wang et al., 2011).

De plus, le niveau d'activité physique ainsi que la participation régulière à certains sports par nos participants n'ont pas été mesurés. Ce sont deux facteurs très importants qui pourraient avoir un impact sur les adaptations de l'équilibre à la marche aux perturbations à la marche. En effet, les personnes âgées qui ont un niveau d'activité physique élevé chutent moins que les personnes âgées qui ayant un niveau d'activité physique plus bas (Gregg et al., 2000). Ceci pourrait expliquer le fait que dans l'étude 1, 3 des participants ne montraient plus de changement de l'équilibre à la fin des derniers essais de perturbations.

Une autre limite de notre étude est qu'il est difficile de comparer l'intensité (vitesse et amplitude de déplacement de la base de support) des perturbations induites au sol avec celles induites sur tapis roulant.

## **3. Perspectives et implications cliniques**

Etant donné la fréquence des chutes et le risque de blessure et de décès qu'elles peuvent causer, il est important de bien comprendre les mécanismes d'adaptations aux perturbations à des fins de prévention et de réadaptation.

Comme nous l'avons décrit tout au long de l'ouvrage, lorsque l'on induit des perturbations au sol et sur tapis roulant à la marche de façon répétée, les participants adaptent rapidement leur marche et ainsi, réduisent la perte d'équilibre induite par la perturbation, réduisant le risque de chute et de blessure (Marigold et Patla, 2002; Pai et al., 2010; Wang et al., 2011). Récemment, plusieurs études ont été menées, démontrant que ces adaptations posturales peuvent être « retenues » jusqu'à 6 mois après une seule session d'entraînement à des glissades au sol de façon répétée (Bhatt et al., 2012). Par exemple, des participants étaient soumis à 16 glissades à la marche au sol durant une seule session d'entraînement aux perturbations. Six mois plus tard la même perturbations étaient induite, les participants montraient une meilleure stabilité posturale que lors de la première glissade induite six mois auparavant (Bhatt et al., 2012). Ceci démontre que le « programme moteur » de la réponse posturale suite à une glissade peut être « retenu » après une seule session, pendant au moins 6 mois. Parce que dans la vie de tous les jours les perturbations de l'équilibre sont variées il serait important d' « entraîner » les participants à des perturbations variées. Le tapis roulant à double courroie serait un instrument facile à utiliser en clinique à cette fin (Lurie et al., 2013).

Une autre implication clinique serait d'aider les personnes qui ont peur de tomber à améliorer la confiance dans leur équilibre afin de réduire le risque de chute. Il a été démontré que les personnes qui ont peur de tomber ont plus de risque de chute (Legters, 2002; Maki, 1997). Ces personnes vont limiter et diminuer leur activité quotidienne (sortie entre amis, courses par exemple), ceci va avoir des conséquences, parfois sévères sur leur qualité de vie (Bryant et al., 2014). Il a été démontré que des entraînement de l'équilibre ont pour conséquence de réduire la peur de tomber et d'améliorent la confiance que les personnes ont dans leur équilibre (Gusi et al., 2012; Liu-Ambrose et al., 2004). On peut envisager l'utilisation des habituations progressives et des perturbations aléatoires pour améliorer les capacités d'équilibre de ces patients, ainsi que d'améliorer leur confiance en leur équilibre.

Un autre aspect intéressant de nos deux études est l'analyse des changements de position du CP lors des perturbations de l'équilibre à la marche. La plus part des études qui traitent de l'adaptation posturale à la marche analysent le CM. Etant donné que le CP est impliqué dans le contrôle du CM il est important de mieux comprendre le rôle du placement du CP dans les

stratégies posturales, et ses adaptations aux conditions. Peu d'études ont décrit les adaptations du CP à la marche suite à des perturbations de l'équilibre avant la notre.

## Chapitre 7 Conclusion

Dans les deux études, la difficulté à maintenir l'équilibre à la marche augmentait entre des perturbations variées (aléatoires) et aux déclenchements imprédictibles sur tapis roulant. Cette augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre était également présente chez les participants soumis aux mêmes perturbations répétées au préalable (étude 2). Cette augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre à la marche était due dans les 2 études à une diminution de la distance entre le centre de pression et la base de support dans le sens du déplacement du centre de masse (i.e. vers l'avant). Les mêmes changements ont été observés lors des essais d'habituation de type décélération. L'amélioration des stratégies posturales est souvent observée lorsque l'on soumet les participants à des perturbations répétées identiques ou variées. Ici les essais d'habituations (décélération en particulier) ont peut-être permis aux participants de modifier leur équilibre postural (diminution de la distance entre le CP et la base de support) et ainsi adopté la meilleure stratégie posturale lors des essais de perturbations aléatoires.

D'un point de vue biomécanique on peut conclure que l'augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre entre les perturbations était due à une diminution de la distance entre le centre de pression et la base de support (CP plus en avant) et n'apparaissait que pour les perturbations les plus difficiles a priori, i.e. les perturbations de type décélération ou aléatoires, mais pas lors des perturbations de type accélération qui affectent moins le patron de marche. Par contre, cette stratégie non-spécifique au type de perturbation ne correspondait pas à celle observée au niveau du centre de masse, qui elle, dépendait spécifiquement du type de perturbation appliquée au cours de l'essai. Étant donné que le centre de pression est considéré comme la variable qui contrôle l'accélération du centre de masse, il semble important, dans les travaux futurs de mieux comprendre comment la stratégie observée pour le contrôle du centre de pression affecte le contrôle du centre de masse et facilite le contrôle de l'équilibre face aux perturbations imprédictibles.



## Chapitre 8 Bibliographie

- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., Peysar, G.W., 2000. Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait Posture* 12, 87–93. doi:10.1016/S0966-6362(00)00057-6
- Allum, J.H., Honegger, F., Schicks, H., 1994. The influence of a bilateral peripheral vestibular deficit on postural synergies. *J. Vestib. Res. Equilib. Orientat.* 4, 49–70.
- Allum, J.H.J., Bloem, B.R., Carpenter, M.G., Hulliger, M., Hadders-Algra, M., 1998. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait Posture* 8, 214–242. doi:10.1016/S0966-6362(98)00027-7
- Apkarian, J., Naumann, S., Cairns, B., 1989. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *J. Biomech.* 22, 143–155. doi:10.1016/0021-9290(89)90037-7
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Mademli, L., 2008. Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. *J. Biomech.* 41, 1754–1761. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.022
- Bakken, G.M., Cohen, H.H., Abele, J.R., 2007. *Slips, Trips, Missteps, and Their Consequences*. Lawyers & Judges Publishing Company.
- Bakshi, A., Ventura, J., DiZio, P., Lackner, J.R., 2014. Adaptation to Coriolis perturbations of voluntary body sway transfers to preprogrammed fall-recovery behavior. *J. Neurophysiol.* 111, 977–983. doi:10.1152/jn.00927.2012
- Beauchet, O., Allali, G., Annweiler, C., Bridenbaugh, S., Assal, F., Kressig, R.W., Herrmann, F.R., 2009. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology* 55, 702–706. doi:10.1159/000235905
- Berg, W.P., Alessio, H.M., Mills, E.M., Tong, C., 1997. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing* 26, 261–268. doi:10.1093/ageing/26.4.261
- Bhatt, T., Pai, Y.C., 2009. Generalization of Gait Adaptation for Fall Prevention: From Moveable Platform to Slippery Floor. *J. Neurophysiol.* 101, 948–957. doi:10.1152/jn.91004.2008
- Bhatt, T., Wang, E., Pai, Y.-C., 2006a. Retention of adaptive control over varying intervals: prevention of slip- induced backward balance loss during gait. *J. Neurophysiol.* 95, 2913–2922. doi:10.1152/jn.01211.2005
- Bhatt, T., Wang, T.-Y., Yang, F., Pai, Y.-C., 2013. Adaptation and generalization to opposing perturbations in walking. *Neuroscience* 246, 435–450. doi:10.1016/j.neuroscience.2013.04.013
- Bhatt, T., Wening, J.D., Pai, Y.-C., 2006b. Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance. *Exp. Brain Res.* 170, 61–73. doi:10.1007/s00221-005-0189-5
- Bhatt, T., Yang, F., Pai, Y.-C., 2012. Learning to Resist Gait-Slip Falls: Long-Term Retention in Community-Dwelling Older Adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 557–564. doi:10.1016/j.apmr.2011.10.027



- Bierbaum, S., Peper, A., Karamanidis, K., Arampatzis, A., 2010. Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. *J. Biomech.* 43, 2362–2368. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.04.025
- Bloedel, J.R., Ebner, T.J., Wise, S.P., 1996. *The Acquisition of Motor Behavior in Vertebrates*. MIT Press.
- Bloem, B., Allum, J.H.J., Carpenter, M., Verschuur, J., Honegger, F., 2002. Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. *Exp. Brain Res.* 142, 91–107. doi:10.1007/s00221-001-0926-3
- Bouisset, S., Do, M.-C., 2008. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* 38, 345–362. doi:10.1016/j.neucli.2008.10.001
- Bouisset, S., Richardson, J., Zattara, M., 2000. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neurosci. Lett.* 278, 153–156.
- Brach, J.S., Berlin, J.E., VanSwearingen, J.M., Newman, A.B., Studenski, S.A., 2005. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 2, 21. doi:10.1186/1743-0003-2-21
- Brach, J.S., Perera, S., Studenski, S., Newman, A.B., 2008. The Reliability and Validity of Measures of Gait Variability in Community-Dwelling Older Adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 2293–2296. doi:10.1016/j.apmr.2008.06.010
- Brand, R.A., 1992. The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly, and pathological. *J. Biomech.* 25, 949. doi:10.1016/0021-9290(92)90236-T
- Brown, T.G., 1911. The Intrinsic Factors in the Act of Progression in the Mammal. *Proc. R. Soc. Lond. Ser. B Contain. Pap. Biol. Character* 84, 308–319.
- Bryant, M.S., Rintala, D.H., Hou, J.-G., Protas, E.J., 2014. Relationship of Falls and Fear of Falling to Activity Limitations and Physical Inactivity in Parkinson's Disease. *J. Aging Phys. Act.* doi:10.1123/japa.2013-0244
- Cameron, M.H., Lord, S., 2010. Postural Control in Multiple Sclerosis: Implications for Fall Prevention. *Curr. Neurol. Neurosci. Rep.* 10, 407–412. doi:10.1007/s11910-010-0128-0
- Campbell, A.J., Borrie, M.J., Spears, G.F., Jackson, S.L., Brown, J.S., Fitzgerald, J.L., 1990. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing* 19, 136–141.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Dominici, N., Poppele, R.E., Lacquaniti, F., 2010. Motor patterns during walking on a slippery walkway. *J. Neurophysiol.* 103, 746–760. doi:10.1152/jn.00499.2009
- Cham, R., Redfern, M.S., 2002a. Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture* 15, 159–171.
- Cham, R., Redfern, M.S., 2002b. Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture* 15, 159–171. doi:10.1016/S0966-6362(01)00150-3
- Cham, R., Redfern, M.S., 2001. Lower extremity corrective reactions to slip events. *J. Biomech.* 34, 1439–1445. doi:10.1016/S0021-9290(01)00116-6
- Chong, R.K., Horak, F.B., Woollacott, M.H., 2000. Parkinson's disease impairs the ability to change set quickly. *J. Neurol. Sci.* 175, 57–70.

- Desrosiers, E., Duclos, C., Nadeau, S., 2014. Gait adaptation during walking on an inclined pathway following spinal cord injury. *Clin. Biomech.* 29, 500–505. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.04.004
- Dietz, V., 2003. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.* 114, 1379–1389.
- Dietz, V., 1992. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol. Rev.* 72, 33–69.
- Duarte, M., Freitas, S.M.S.F., 2010. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev. Bras. Fisioter. São Carlos São Paulo Braz.* 14, 183–192.
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., Corriveau, H., 2009. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J. Biomech.* 42, 379–382. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.11.007
- Duclos, C., Miéville, C., Gagnon, D., Leclerc, C., 2012a. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit® system in the elderly. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 9, 28. doi:10.1186/1743-0003-9-28
- Duclos, C., Miéville, C., Gagnon, D., Leclerc, C., 2012b. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit® system in the elderly. *J. Neuroengineering Rehabil.* 9, 28. doi:10.1186/1743-0003-9-28
- Duysens, J., Beerepoot, V.P., Veltink, P.H., Weerdesteyn, V., Smits-Engelsman, B.C.M., 2008. Proprioceptive perturbations of stability during gait. *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* 38, 399–410. doi:10.1016/j.neucli.2008.09.010
- Duysens, J., Van de Crommert, H.W.A.A., 1998. Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait Posture* 7, 131–141. doi:10.1016/S0966-6362(97)00042-8
- Eng, J.J., Winter, D.A., 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *J. Biomech.* 28, 753–758. doi:10.1016/0021-9290(94)00124-M
- Eng, J.J., Winter, D.A., Patla, A.E., 1994. Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. *Exp. Brain Res.* 102, 339–349. doi:10.1007/BF00227520
- Faude, O., Donath, L., Roth, R., Fricker, L., Zahner, L., 2012. Reliability of gait parameters during treadmill walking in community-dwelling healthy seniors. *Gait Posture* 36, 444–448. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.04.003
- Ferber, R., Osternig, L.R., Woollacott, M.H., Wasielewski, N.J., Lee, J.-H., 2002. Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait Posture* 16, 238–248. doi:10.1016/S0966-6362(02)00010-3
- Forner Cordero, A., Koopman, H.F.J.M., van der Helm, F.C.T., 2003. Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations. *Gait Posture* 18, 47–59.
- Government of Canada, C.C. for O.H. and S., 2016. Prevention of Slips, Trips and Falls : OSH Answers [WWW Document]. URL [https://www.ccohs.ca/oshanswers/safety\\_haz/falls.html](https://www.ccohs.ca/oshanswers/safety_haz/falls.html) (accessed 9.28.16).
- Government of Canada, P.H.A. of C., 2014. Seniors' Falls in Canada: Second Report - Public Health Agency of Canada [WWW Document]. URL [http://www.phac-aspc.gc.ca/seniors-aines/publications/public/injury-blessure/seniors\\_falls-chutes\\_aines/index-eng.php](http://www.phac-aspc.gc.ca/seniors-aines/publications/public/injury-blessure/seniors_falls-chutes_aines/index-eng.php) (accessed 9.10.14).

- Gregg, E.W., Pereira, M.A., Caspersen, C.J., 2000. Physical Activity, Falls, and Fractures Among Older Adults: A Review of the Epidemiologic Evidence. *J. Am. Geriatr. Soc.* 48, 883–893. doi:10.1111/j.1532-5415.2000.tb06884.x
- Grillner, P.S., Zangger, P., 1979. On the central generation of locomotion in the low spinal cat. *Exp. Brain Res.* 34, 241–261. doi:10.1007/BF00235671
- Gupta, R., Ashe, J., 2007. Lack of adaptation to random conflicting force fields of variable magnitude. *J. Neurophysiol.* 97, 738–745. doi:10.1152/jn.00773.2006
- Gusi, N., Carmelo Adsuar, J., Corzo, H., del Pozo-Cruz, B., Olivares, P.R., Parraca, J.A., 2012. Balance training reduces fear of falling and improves dynamic balance and isometric strength in institutionalised older people: a randomised trial. *J. Physiother.* 58, 97–104. doi:10.1016/S1836-9553(12)70089-9
- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2012. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture* 36, 260–264. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.005
- Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.C., Ashmead, D.H., Peterson, S.W., Shiavi, R.G., 1996. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods. *Gait Posture* 4, 1–10. doi:10.1016/0966-6362(95)01030-0
- Heiden, T.L., Sanderson, D.J., Inglis, J.T., Siegmund, G.P., 2006. Adaptations to normal human gait on potentially slippery surfaces: The effects of awareness and prior slip experience. *Gait Posture* 24, 237–246. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.09.004
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.025
- Hof, A.L., Vermerris, S.M., Gjaltema, W.A., 2010. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *J. Exp. Biol.* 213, 2655–2664. doi:10.1242/jeb.042572
- Horak, F.B., 2010. Postural compensation for vestibular loss and implications for rehabilitation. *Restor. Neurol. Neurosci.* 28, 57–68. doi:10.3233/RNN-2010-0515
- 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. doi:10.1093/ageing/afl077
- Horak, F.B., Diener, H.C., 1994. Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. *J. Neurophysiol.* 72, 479–493.
- Horak, F.B., Henry, S.M., Shumway-Cook, A., 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys. Ther.* 77, 517–533.
- Horak, F.B., Nashner, L.M., 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J. Neurophysiol.* 55, 1369–1381.
- Horak, F.B., Nutt, J.G., Nashner, L.M., 1992. Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *J. Neurol. Sci.* 111, 46–58. doi:10.1016/0022-510X(92)90111-W
- Horak, F.B., Wrisley, D.M., Frank, J., 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Phys. Ther.* 89, 484–498. doi:10.2522/ptj.20080071
- Ilmane, N., Croteau, S., Duclos, C., 2015. Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces. *J. Biomech.* 48, 441–448. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.12.027

- Iqbal, K., Pai, Y.-C., 2000. Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement. *J. Biomech.* 33, 1619–1627. doi:10.1016/S0021-9290(00)00129-9
- Jacobs, J.V., Horak, F.B., 2007. Cortical control of postural responses. *J. Neural Transm.* 114, 1339–1348. doi:10.1007/s00702-007-0657-0
- Kagawa, T., Ohta, Y., Uno, Y., 2011. State-dependent corrective reactions for backward balance losses during human walking. *Hum. Mov. Sci.* 30, 1210–1224. doi:10.1016/j.humov.2011.03.003
- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessell, T.M., Siegelbaum, S.A., Hudspeth, A.J. (Eds.), 2012. *Principles of Neural Science, Fifth Edition, 5th edition.* ed. McGraw-Hill Education / Medical, New York.
- Kuo, A.D., 2007. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Hum. Mov. Sci., European Workshop on Movement Science 2007* European Workshop on Movement Science 2007 26, 617–656. doi:10.1016/j.humov.2007.04.003
- Le Ray, D., Juvin, L., Ryczko, D., Dubuc, R., 2011. Chapter 4--supraspinal control of locomotion: the mesencephalic locomotor region. *Prog. Brain Res.* 188, 51–70. doi:10.1016/B978-0-444-53825-3.00009-7
- Lee, A., Bhatt, T., Pai, Y.-C., 2016. Generalization of treadmill perturbation to overground slip during gait: Effect of different perturbation distances on slip recovery. *J. Biomech.* 49, 149–154. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.11.021
- Legters, K., 2002. Fear of Falling. *Phys. Ther.* 82, 264–272.
- Liu-Ambrose, T., Khan, K.M., Eng, J.J., Lord, S.R., McKay, H.A., 2004. Balance Confidence Improves with Resistance or Agility Training. *Gerontology* 50, 373–382. doi:10.1159/000080175
- Lugade, V., Kaufman, K., 2014. Center of Pressure Trajectory during Gait: A Comparison of Four Foot Positions. *Gait Posture* 40, 252–254. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.12.023
- Lurie, J.D., Zagaria, A.B., Pidgeon, D.M., Forman, J.L., Spratt, K.F., 2013. Pilot comparative effectiveness study of surface perturbation treadmill training to prevent falls in older adults. *BMC Geriatr.* 13, 49. doi:10.1186/1471-2318-13-49
- Magee, D.J., 2008. *Orthopedic Physical Assessment.* Elsevier Health Sciences.
- Maki, B.E., 1997. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J. Am. Geriatr. Soc.* 45, 313–320.
- Maki, B.E., McIlroy, W.E., 1997. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The “Change-in-Support” Strategy. *Phys. Ther.* 77, 488–507.
- Maki, B.E., Perry, S.D., McIlroy, W.E., 1998. Efficacy of handrails in preventing stairway falls: a new experimental approach. *Saf. Sci.* 28, 189–206. doi:10.1016/S0925-7535(98)80008-8
- Mansfield, A., Peters, A.L., Liu, B.A., Maki, B.E., 2010. Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial. *Phys. Ther.* 90, 476–491. doi:10.2522/ptj.20090070
- Marder, E., Bucher, D., 2001. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Curr. Biol.* CB 11, R986-996.

- Marigold, D.S., Bethune, A.J., Patla, A.E., 2003. Role of the Unperturbed Limb and Arms in the Reactive Recovery Response to an Unexpected Slip During Locomotion. *J. Neurophysiol.* 89, 1727–1737. doi:10.1152/jn.00683.2002
- Marigold, D.S., Patla, A.E., 2002. Strategies for Dynamic Stability During Locomotion on a Slippery Surface: Effects of Prior Experience and Knowledge. *J. Neurophysiol.* 88, 339–353. doi:10.1152/jn.00691.2001
- Massion, J., 1992. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.* 38, 35–56.
- Mazumder, M.M.G., Kim, S., Park, S.J., Lee, J., 2007. PRECISION AND REPEATABILITY ANALYSIS OF OPTOTRAK CERTUS AS A TOOL FOR GAIT ANALYSIS. *IFAC Proc. Vol., 10th IFAC,IFIP,IFORS,IEA Symposium on Analysis, Design, and Evaluation of Human-Machine Systems* 40, 107–112. doi:10.3182/20070904-3-KR-2922.00019
- McCollum, G., Leen, T.K., 1989. Form and Exploration of Mechanical Stability Limits in Erect Stance. *J. Mot. Behav.* 21, 225–244. doi:10.1080/00222895.1989.10735479
- McCrea, D.A., Rybak, I.A., 2008. Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Res. Rev.* 57, 134–146. doi:10.1016/j.brainresrev.2007.08.006
- Meyer, P.F., Oddsson, L.I.E., Luca, C.J.D., 2004. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp. Brain Res.* 157, 526–536. doi:10.1007/s00221-004-1868-3
- Moore, S.P., Rushmer, D.S., Windus, S.L., Nashner, L.M., 1988. Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. *Exp. Brain Res.* 73, 648–658.
- Moreno Catalá, M., Woitalla, D., Arampatzis, A., 2016. Reactive but not predictive locomotor adaptability is impaired in young Parkinson’s disease patients. *Gait Posture* 48, 177–182. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.05.008
- Mortaza, N., Abu Osman, N.A., Mehdikhani, N., 2014. Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly? *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* 50, 677–691.
- Morton, S.M., Bastian, A.J., 2004. Cerebellar control of balance and locomotion. *Neurosci. Rev. J. Bringing Neurobiol. Neurol. Psychiatry* 10, 247–259. doi:10.1177/1073858404263517
- Nashner, L.M., 1977. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Exp. Brain Res.* 30, 13–24. doi:10.1007/BF00237855
- Nashner, L.M., 1976. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp. Brain Res.* 26, 59–72. doi:10.1007/BF00235249
- Newton, S.I., Bernoulli, D., MacLaurin, C., Euler, L., 1833. *Philosophiæ naturalis principia mathematica*. excudit G. Brookman; impensis T. T. et J. Tegg, Londini.
- Oates, A.R., Patla, A.E., Frank, J.S., Greig, M.A., 2005a. Control of Dynamic Stability During Gait Termination on a Slippery Surface. *J. Neurophysiol.* 93, 64–70. doi:10.1152/jn.00423.2004
- Oates, A.R., Patla, A.E., Frank, J.S., Greig, M.A., 2005b. Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface. *J. Neurophysiol.* 93, 64–70. doi:10.1152/jn.00423.2004

- Oates, A.R., Van Ooteghem, K., Frank, J.S., Patla, A.E., Horak, F.B., 2013. Adaptation of gait termination on a slippery surface in Parkinson's disease. *Gait Posture* 37, 516–520. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.09.002
- O'Hoski, S., Winship, B., Herridge, L., Agha, T., Brooks, D., Beauchamp, M.K., Sibley, K.M., 2014. Increasing the clinical utility of the BESTest, mini-BESTest, and brief-BESTest: normative values in Canadian adults who are healthy and aged 50 years or older. *Phys. Ther.* 94, 334–342. doi:10.2522/ptj.20130104
- Oliveira, A.S.C., Farina, D., Kersting, U.G., 2012. Biomechanical strategies to accommodate expected slips in different directions during walking. *Gait Posture* 36, 301–306. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.016
- Pai, Y.-C., Bhatt, T., Wang, E., Espy, D., Pavol, M.J., 2010. Inoculation Against Falls: Rapid Adaptation By Young And Older Adults To Slips During Daily Activities. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91, 452–459. doi:10.1016/j.apmr.2009.10.032
- Pai, Y.-C., Patton, J., 1997. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J. Biomech.* 30, 347–354. doi:10.1016/S0021-9290(96)00165-0
- Pai, Y.-C., Wening, J.D., Runtz, E.F., Iqbal, K., Pavol, M.J., 2003. Role of Feedforward Control of Movement Stability in Reducing Slip-Related Balance Loss and Falls Among Older Adults. *J. Neurophysiol.* 90, 755–762. doi:10.1152/jn.01118.2002
- Park, S., Horak, F.B., Kuo, A.D., 2004. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Exp. Brain Res.* 154, 417–427. doi:10.1007/s00221-003-1674-3
- Park, S., Horak, F.B., Kuo, A.D., 2003. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Exp. Brain Res.* 154, 417–427. doi:10.1007/s00221-003-1674-3
- Patel, P., Bhatt, T., 2015. Adaptation to large-magnitude treadmill-based perturbations: improvements in reactive balance response. *Physiol. Rep.* 3, e12247. doi:10.14814/phy2.12247
- Patla, A.E., 1998. How Is Human Gait Controlled by Vision. *Ecol. Psychol.* 10, 287–302. doi:10.1080/10407413.1998.9652686
- Pavol, M.J., Runtz, E.F., Pai, Y.-C., 2004. Young and Older Adults Exhibit Proactive and Reactive Adaptations to Repeated Slip Exposure. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 59, M494–M502. doi:10.1093/gerona/59.5.M494
- Perry, J., Burnfield, J.M., 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK.
- Perry, S.D., Mellroy, W.E., Maki, B.E., 2000. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res.* 877, 401–406.
- Pijnappels, M., Bobbert, M.F., van Dieën, J.H., 2001. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait Posture* 14, 11–18. doi:10.1016/S0966-6362(01)00110-2
- Popovic, M., Pappas, I.P., Nakazawa, K., Keller, T., Morari, M., Dietz, V., 2000. Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *J. Biomech.* 33, 1359–1368.
- Smith, L., Weiss, E., Lehmkhul, L. 1996. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*, 5 edition. ed. F.A. Davis Company, Philadelphia.
- Richards, J.G., 1999. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Hum. Mov. Sci.* 18, 589–602. doi:10.1016/S0167-9457(99)00023-8

- Robinovitch, S.N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P.M., Sarraf, T., Sims-Gould, J., Loughin, M., 2013. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet* 381, 47–54. doi:10.1016/S0140-6736(12)61263-X
- Ryczko, D., Dubuc, R., 2013. The multifunctional mesencephalic locomotor region. *Curr. Pharm. Des.* 19, 4448–4470.
- Santos, M.J., Kanekar, N., Aruin, A.S., 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.* 20, 388–397. doi:10.1016/j.jelekin.2009.06.006
- Savin, D.N., Morton, S.M., Whittall, J., 2014. Generalization of improved step length symmetry from treadmill to overground walking in persons with stroke and hemiparesis. *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.* 125, 1012–1020. doi:10.1016/j.clinph.2013.10.044
- Schillings, A.M., 2005. Stumbling Over Obstacles in Older Adults Compared to Young Adults. *J. Neurophysiol.* 94, 1158–1168. doi:10.1152/jn.00396.2004
- Schuler, N.B., Bey, M.J., Shearn, J.T., Butler, D.L., 2005. Evaluation of an electromagnetic position tracking device for measuring in vivo, dynamic joint kinematics. *J. Biomech.* 38, 2113–2117. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.09.015
- Sherrington, C., 1910. *The Integrative Action of the Nervous System*. CUP Archive.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., 2007. *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Stolze, H., Kutz-Buschbeck, J.P., Mondwurf, C., Jöhnk, K., Friege, L., 1998. Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait Posture* 7, 125–130. doi:10.1016/S0966-6362(97)00043-X
- Talbot, L.A., Musiol, R.J., Witham, E.K., Metter, E.J., 2005. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. *BMC Public Health* 5, 86. doi:10.1186/1471-2458-5-86
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., 2006. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *J. Appl. Physiol.* 101, 420–429. doi:10.1152/jappphysiol.01447.2005
- van Ingen Schenau, G.J., 1980. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med. Sci. Sports Exerc.* 12, 257–261.
- Vaughan, C.L., 1992. *Dynamics of Human Gait*. Human Kinetics Pub, Champaign, Ill.
- Wang, T.-Y., Bhatt, T., Yang, F., Pai, Y.-C., 2012a. Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults. *J. Biomech.* 45, 1169–1175. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.001
- Wang, T.-Y., Bhatt, T., Yang, F., Pai, Y.-C., 2012b. Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults. *J. Biomech.* 45, 1169–1175. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.001
- Wang, T.-Y., Bhatt, T., Yang, F., Pai, Y.-C., 2011. Generalization of motor adaptation to repeated-slip perturbation across tasks. *Neuroscience* 180, 85–95. doi:10.1016/j.neuroscience.2011.02.039
- Welch, T.D.J., Ting, L.H., 2014. Mechanisms of Motor Adaptation in Reactive Balance Control. *PLoS ONE* 9. doi:10.1371/journal.pone.0096440

- Winter, D., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193–214. doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K., 1998. Stiffness control of balance in quiet standing. *J. Neurophysiol.* 80, 1211–1221.
- Yang, F., Pai, C. (Yi-C., 2013. Alteration in community-dwelling older adults' level walking following perturbation training. *J. Biomech.* 46, 2463–2468. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.025
- Yang, F., Wang, T.-Y., Pai, Y.-C., 2014. Reduced intensity in gait-slip training can still improve stability. *J. Biomech.* doi:10.1016/j.jbiomech.2014.04.021
- Zeni, J.A., Higginson, J.S., 2010. Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clin. Biomech.* Bristol Avon 25, 383–386. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.11.002
- Zülch, K.J., 2013. *Otfrid Foerster · Physician and Naturalist: November 9, 1873 – June 15, 1941*. Springer Science & Business Media.

## **ANNEXE I : Certificat d'éthique**



## Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, par voie accélérée, le projet de recherche CRIR-901-1113 intitulé :

- Effect of Progressive Habituation to Gait Perturbations on Difficulty to Maintain Balance During Unpredictable Gait Perturbations of Various Intensities-

Présenté par : Cyril Ducloux, Ph.D.

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- > Lettre d'introduction datée du 19 novembre 2013 ;
- > Formulaire A ;
- > Lettre et grille d'évaluation du comité d'évaluation scientifique du CRIR confirmant que le projet répond aux exigences scientifiques en vigueur ;
- > Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal attestant que l'établissement accueille favorablement le projet sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- > Protocole de recherche ;
- > Formulaire de consentement (version du 6 janvier 2014)
- > Affiche de recrutement (version du 6 janvier 2014).

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;

6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.
11. En vertu de l'article 19.2 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*, obtenir l'autorisation du Directeur des services professionnels de (s) (l')établissement (s) sollicité (s) pour prendre part avant d'aller consulter les dossiers des usagers de cet (s) établissement (s).



Date d'émission  
6 janvier 2014

## ANNEXE II : Formulaire de consentement

Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

APPROUVÉ PAR LE CEF  
DES ÉTABLISSEMENTS DU CRIR

INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal

LE :

6 janvier 2014



Formulaire de consentement pour ma participation à un projet de recherche

### TITRE DU PROJET :

Effet d'une habitude progressive à des perturbations à la marche sur la difficulté de maintien de l'équilibre au cours de perturbations imprédictibles à la marche (Effect of progressive habituation to gait perturbations on difficulty to maintain balance during unpredictable gait perturbations of various intensities)

### RESPONSABLE :

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)

### PREAMBULE

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique l'évaluation de votre équilibre au sol et sur tapis roulant. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

### OBJECTIF DU PROJET :

Le présent projet porte sur l'effet de perturbations répétées de l'équilibre induites lors de la marche sur tapis roulant sur les capacités à maintenir son équilibre. Pour cela, une analyse des mouvements et de la position de votre corps sera réalisée au laboratoire pendant que vous marcherez sur un tapis roulant dont une des courroies ralentira ou accélèrera.

### NATURE DE VOTRE PARTICIPATION

La seule séance à laquelle vous participerez durera environ 3 heures et aura lieu au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles au 4<sup>e</sup> étage de l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Lors de cette séance, différents tests cliniques seront réalisés pour déterminer votre niveau d'équilibre. Au cours de ces tests, vous aurez à faire différentes tâches, comme vous lever, marcher, tenir debout yeux fermés, en vous penchant le plus loin possible ou sur un seul pied,

Date d'approbation éthique :

0

Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

APPROUVÉ PAR LE CEF  
DES ÉTABLISSEMENTS DU CRAS

INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal

LE : 6 janvier 2014



Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche

**TITRE DU PROJET :**

Effet d'une habitude progressive à des perturbations à la marche sur la difficulté de maintien de l'équilibre au cours de perturbations imprédictibles à la marche (Effect of progressive habituation to gait perturbations on difficulty to maintain balance during unpredictable gait perturbations of various intensities)

**RESPONSABLE :**

Cyril Duclos, Ph.D Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)

**PREAMBULE**

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique l'évaluation de votre équilibre au sol et sur tapis roulant. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

**OBJECTIF DU PROJET :**

Le présent projet porte sur l'effet de perturbations répétées de l'équilibre induites lors de la marche sur tapis roulant sur les capacités à maintenir son équilibre. Pour cela, une analyse des mouvements et de la position de votre corps sera réalisée au laboratoire pendant que vous marcherez sur un tapis roulant dont une des courroies ralentira ou accélérera.

**NATURE DE VOTRE PARTICIPATION**

La seule séance à laquelle vous participerez durera environ 3 heures et aura lieu au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles au 4<sup>e</sup> étage de l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Lors de cette séance, différents tests cliniques seront réalisés pour déterminer votre niveau d'équilibre. Au cours de ces tests, vous aurez à faire différentes tâches, comme vous lever, marcher, tenir debout yeux fermés, en vous penchant le plus loin possible ou sur un seul pied,

Date d'approbation éthique :

0

Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

etc... pendant lesquelles vos performances seront cotés selon des méthodes éprouvées. Vous seriez exclu de l'étude si un problème important d'équilibre était mis en évidence. Une évaluation de votre force sera également faite avec un dynamomètre isocinétique, un outil clinique permettant de mesurer la force dans vos membres inférieurs au cours d'efforts brefs comme tendre le genou ou la cheville contre la machine.

Par la suite, au cours de la même séance, nous évaluerons votre équilibre pendant que vous marchez dans différentes conditions. Pour cela, nous collerons, à l'aide de ruban adhésif, des marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête et bras), permettant l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Notez que les collerettes et le ruban adhésif utilisés pour coller les marqueurs sont à usage unique, et que l'équipement est désinfecté entre les participants, donc qu'une bonne hygiène sera respectée. Des caméras vidéographiques seront utilisées pour avoir une image des tâches que vous réaliserez.

Après cette installation, nous vous demanderons de marcher à votre vitesse naturelle et à votre vitesse maximale, sans perturbations, ainsi que lors d'essais où des perturbations seront appliquées. Ces perturbations sont faites pour vous déstabiliser, en changeant la vitesse d'une des courroies du tapis au moment où vous y posez le pied. Le changement de vitesse pourrait induire une déstabilisation en arrière ou en avant, sur chaque jambe. Au cours des premiers essais, les perturbations seront similaires au cours d'un essai, même si elles seront appliquées de façon aléatoire, c'est-à-dire avec un nombre variable de pas les séparant. Trois niveaux d'intensité seront utilisés vers l'avant et l'arrière et ces niveaux seront appliqués du plus petit au plus grand au cours d'essais successifs. Ces essais vous permettront d'apprendre à réagir à ces perturbations. Un dernier essai utilisera les mêmes perturbations, mais dans un ordre aléatoire, afin de tester si l'apprentissage améliore vos réponses lors de ces perturbations aléatoires et imprédictibles. Il faudra faire de votre mieux pour garder votre équilibre. Des périodes vous permettant de vous familiariser avec les différentes tâches vous seront accordées afin que vous soyez à l'aise pendant les enregistrements. Des enregistrements des mouvements de votre corps seront réalisés une fois la familiarisation terminée. Des pauses vous seront offertes au besoin.

Veillez noter que pour ces sessions expérimentales, vous devrez porter des shorts et des chaussures de marche afin de faciliter la réalisation de l'expérimentation.

#### **AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :**

En tant que participant, les seuls avantages que vous retirerez de votre participation seront une évaluation clinique de votre équilibre et la satisfaction d'avoir contribué à l'avancement de la science. Des résultats antérieurs ont montré que l'apprentissage des réponses aux perturbations pouvait se maintenir pendant 6 mois et donc améliorerai votre équilibre. Cependant, ce ne sont encore que des résultats expérimentaux.

#### **RISQUES ET INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :**

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir aucun risque. Il est possible que vous chutiez pendant les périodes avec perturbation. Un harnais de

Date d'approbation éthique :

1

Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

sécurité sera en place pour éviter que vous chutiez jusqu'au sol. Dans quelques cas, lors des évaluations, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. De la lotion calmante sera alors utilisée pour apaiser l'irritation, le cas échéant. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous aviserez un des membres de l'équipe de recherche qui pourra vous référer à un médecin. Il est possible que vous ressentiez une fatigue du fait de la participation à la session expérimentale.

**AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :**

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée aux fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à votre égard.

**CONFIDENTIALITE :**

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière à l'IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CER des établissements du CRIR ou par le Ministère de la Santé et des Services Sociaux, qui adhèrent à une politique de stricte confidentialité. Après cette période de 5 ans, les renseignements personnels seront détruits.

**INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :**

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec monsieur Cyril Duclos, Ph.D. en neurosciences et sciences biomédicales (réadaptation) au numéro de téléphone 514-340-2085 au poste 3048.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse : [anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca](mailto:anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca)

Pour obtenir ces informations, vous pouvez également contacter le commissaire local aux plaintes de votre établissement.

**RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :**

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice.

Date d'approbation éthique :

2

Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

**CLAUSE DE RESPONSABILITÉ:**

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

**INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :**

Une indemnité compensatoire de 40\$ par session sera offerte aux participants en contrepartie des contraintes et inconvénients découlant de leur participation.

Date d'approbation éthique :

3

Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Ginette-Lindsay-de-Montréal



## CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté (e) par le même chercheur pour participer à d'autres études scientifiques menées dans le même domaine de recherche :

- Durant la prochaine année
- Durant les 2 prochaines années
- Durant les 3 prochaines années

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres publications scientifiques demeurant en lien (même domaine de recherche) avec le présent projet.

oui  non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

\_\_\_\_\_  
Nom du sujet

\_\_\_\_\_  
Signature de l'intéressé (e)

Fait à Montréal, le \_\_\_\_\_ 2014

Date d'approbation éthique :

4



Projet : Habituation et difficulté de maintien de l'équilibre lors perturbations imprédictibles à la marche

### ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), \_\_\_\_\_, certifie :

- (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
- (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
- (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
- et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

\_\_\_\_\_  
Signature du responsable du projet  
ou de son représentant

Fait à Montréal, le \_\_\_\_\_ 2011.

Date d'approbation éthique :

5

