



## Chronique des RÉCIPENDAIRES

# Perception de la distribution de poids lors du passage assis à debout chez les individus jeunes et âgés en santé

par Sélina Lauzière, pht, M. Sc.,

Anabelle Brière, pht, M. Sc. et  
Sylvie Nadeau, pht, Ph. D.

Présentation d'une partie des travaux effectués à la maîtrise en sciences biomédicales, Option Réadaptation, École de réadaptation, Université de Montréal, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Février 2011

### Introduction

Le passage de la position assise à debout (PAD) est une tâche déterminante pour l'accomplissement de plusieurs activités fonctionnelles [1]. Plusieurs aspects associés à cette tâche ont été étudiés chez diverses clientèles telles que les stratégies motrices des membres inférieures et du tronc [2, 3], le déplacement du centre de masse du corps [4, 5] et la distribution de la mise en charge [2, 3]. Entre autres, des études ont mis en évidence que les personnes hémiparétiques réalisent la tâche en plaçant davantage de poids sur leur membre inférieur moins atteint avec une différence moyenne entre les deux membres inférieurs allant de 18 % à 53 % du poids total du corps [2, 3, 5-9]. Cette asymétrie est présente même si plusieurs personnes hémiparétiques sont capables de réaliser la tâche de façon symétrique à l'aide d'une rétroaction visuelle ou en changeant la position des pieds [2]. Aucune étude n'a démontré jusqu'à présent si ces personnes sont conscientes de leur

asymétrie de mise en charge lorsqu'elles se lèvent. Cet élément semble pourtant primordial à la rééducation des patients où l'on insiste souvent pour que le patient place plus de poids sur la jambe atteinte pour se lever d'une chaise.

De façon surprenante, il y a très peu d'études qui ont quantifié la perception de la distribution de poids lors de tâches fonctionnelles chez les sujets en santé ou ayant des atteintes physiques [10-13]. À notre connaissance, l'étude de Bohannon et Waters (1989) est la seule qui s'est intéressée à quantifier la perception de la distribution du poids chez les personnes adultes en santé. Ils ont montré que les personnes saines percevaient leur distribution de poids avec une erreur moyenne de 7,7 % ( $\pm 4,8\%$ ) lorsqu'on leur demandait d'exécuter différentes distributions de poids (25 %, 50 % et 75 %) en position debout statique [10]. Il n'est pas connu si les erreurs sont semblables lors d'une tâche telle que le PAD et si ces erreurs diffèrent entre les personnes jeu-

nes et âgées. La littérature scientifique suggère que, lors d'une double tâche impliquant des aspects cognitif et moteur, les personnes âgées priorisent l'aspect moteur de la tâche [14]. Cela suggère que, dans une tâche complexe comme le PAD, les personnes âgées pourraient avoir plus de difficultés à être précises sur leur distribution de poids par rapport aux jeunes adultes pour lesquels cette tâche est plus facile à réaliser.

Le but du présent projet était donc de déterminer si les sujets en bonne santé ont la capacité de juger de la distribution de poids qu'ils produisent lorsqu'ils réalisent le PAD. La perception des groupes, jeune et âgé, a également été comparée afin de déterminer si l'âge influe sur la cotation de la perception de la distribution de poids.

### Méthodologie

#### Participants

Trente-et-une (31) personnes saines ont participé à l'étude. Les critères de sélection étaient de n'avoir aucun problème orthopédique, neurologique ou cardiaque, de n'avoir aucune douleur aux membres inférieurs et au dos pouvant interférer

# Chronique des RÉCIPENDAIRES

*suite*

## Perception de la distribution de poids

avec la tâche, d'être capable de se lever sans l'utilisation des membres supérieurs et d'être en mesure de tolérer deux heures d'activité avec des périodes de repos. Les participants étaient divisés en deux groupes d'âge. Le groupe jeune (n=16) comprenait 11 femmes et 5 hommes âgés en moyenne de 29 ans ( $\pm 8,7$ ) alors que le groupe âgé (n=15) comprenait 7 femmes et 8 hommes ayant une moyenne d'âge de 65 ans ( $\pm 3,8$ ). Le tableau 1 présente les caractéristiques des participants des deux groupes d'âge.

### Évaluation clinique

Tout d'abord, les participants ont été évalués par un physiothérapeute. Pour le groupe jeune, un simple questionnaire d'état de santé général a été utilisé pour s'assurer que les critères de sélection étaient respectés. Pour le groupe âgé, en plus du questionnaire d'état de santé général, une évaluation physique a été réalisée. Cette évaluation a quantifié l'équilibre [15], la vitesse de marche, la fonction globale des membres inférieurs [16] ainsi que la sensibilité au toucher léger et à la vibration au niveau des extrémités des membres inférieurs [17, 18].

### Évaluation de la force maximale en extension du genou

Avant de réaliser les tâches de PAD, il était nécessaire de vérifier, dans un premier temps, si les sujets avaient une différence de force musculaire aux genoux entre le côté droit et le gauche. Cette asymétrie pouvant amener un biais dans la perception de la distribution du poids qui serait associé à une différence de

**Tableau 1.** Caractéristiques des participants

	JEUNE		ÂGÉ	
	Moyenne	E.T.	Moyenne	E.T.
Âge (ans)*	29,0	8,7	65,0	3,8
Taille (m)	1,64	0,07	1,67	0,1
Masse (kg)	68,0	10,5	76,5	17,2
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25,1	3,2	27,3	5,0
Homme/Femme	11/5		7/8	

E.T. = Écart-type / \*  $p < 0,001$

force entre les deux membres inférieurs et non pas à une perception incorrecte. Ainsi, la force musculaire statique en extension au genou a été évaluée bilatéralement avec un dynamomètre de type Biodex, reconnu comme un outil fidèle et valide pour mesurer la force musculaire [19]. Lors des mesures de force, les participants étaient assis et bien stabilisés à l'aide de courroies avec un angle de 75° au genou. Cet angle a été choisi puisqu'il est très près de l'angle observé lorsque les cuisses décollent du siège lors du passage assis à debout, moment où les efforts maximaux sont généralement observés [20, 21]. La moyenne de deux essais a été utilisée pour quantifier la force maximale des participants.

### Évaluation des tâches de passage de la position assise à debout

Trois tâches du PAD ont été évaluées et deux essais ont été obtenus pour chaque tâche. Le participant devait garder les bras croisés sur le tronc lors de l'exécution du PAD. La hauteur du siège a été fixée à 120 % de la longueur des jambes du sujet.

Cette hauteur a été choisie puisqu'elle diminue l'effort de se lever lors de la tâche du PAD et ainsi permet de réduire l'effet de la fatigue sur les variables enregistrées [22]. Le sujet était bien centré sur le siège et assis à une profondeur correspondant à 75 % de la longueur de sa cuisse à partir du condyle fémoral externe.

### TÂCHE 1: Répartition spontanée du poids lors du PAD

La répartition spontanée du poids lors du PAD a été évaluée en demandant au participant de se lever debout naturellement à deux reprises. Aucune consigne n'a été donnée à l'exception de se lever naturellement. La répartition droite-gauche du poids sur les plateformes de forces était la variable dépendante. Cette condition contrôle a permis de vérifier si les participants présentaient une asymétrie de mise en charge lors du PAD.

### TÂCHE 2: Perception de la répartition de poids lors du PAD (DPperc)

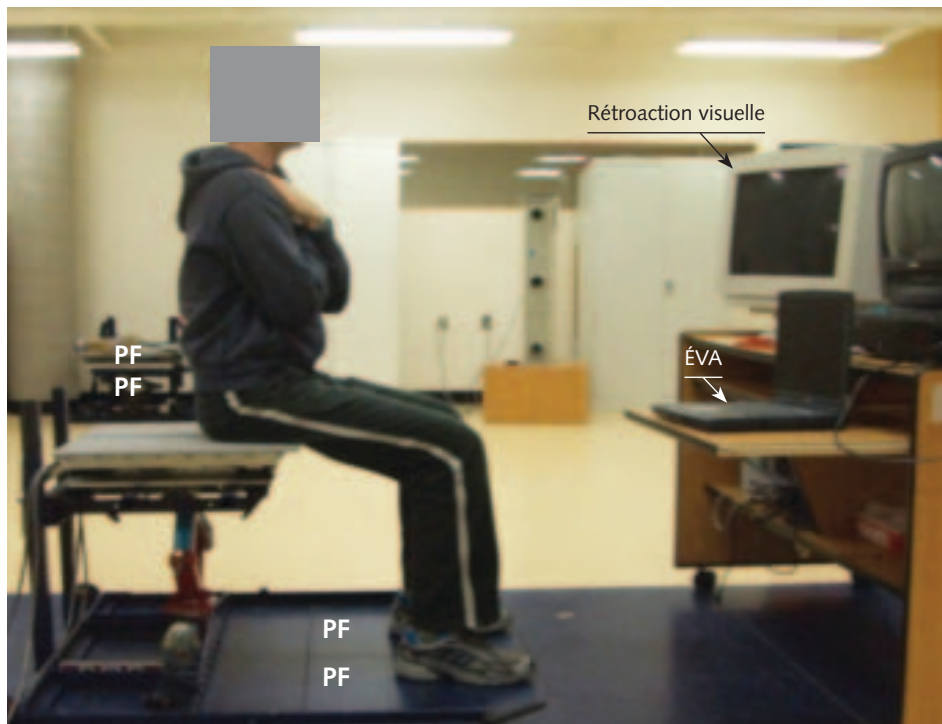
Cette tâche a nécessité une rétroaction visuelle (cible à atteindre sur un écran) qui imposait différentes distributions de

# Chronique des RÉCIPÉNDIAIRES

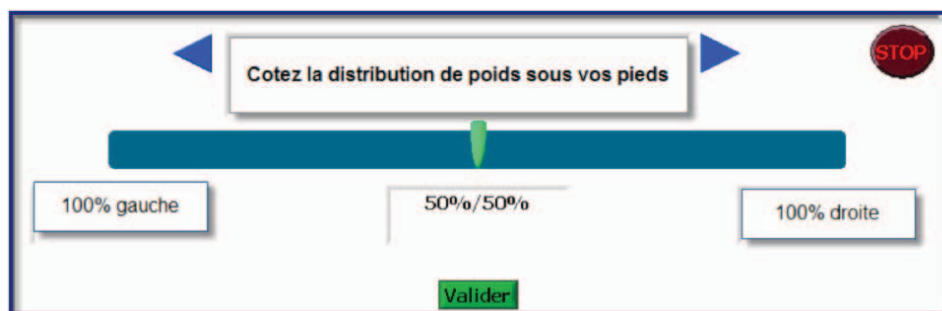
*suite*

## Perception de la distribution de poids

**Figure 1.** Montage expérimental pour évaluer les tâches de PAD.



**Figure 2.** Échelle visuelle analogue (ÉVA) utilisée pour la condition *DPperc*



poids aux sujets. Les sujets devaient réaliser le PAD en produisant la distribution de poids qui leur était imposée. Une cible, affichée sur un écran placé devant eux, présentait le pourcentage de poids à placer du côté droit du corps (Figure 1). La consigne était d'atteindre la cible avec le curseur en position assise et de se lever en tentant de maintenir le curseur dans

la cible. À la fin du deuxième essai, le sujet devait coter sa perception de la distribution de poids sur l'ÉVA (Figure 2). Les pourcentages de poids imposés étaient de 30 %, 40 %, 50 %, 60 % et 70 %. La variable dépendante était la cotation sur l'ÉVA. Nous avons aussi quantifié la distribution du poids afin d'avoir la valeur réelle réalisée par le participant. Pour stan-

dardiser la position entre les essais et les participants, l'angle aux chevilles a été fixé à 15° de flexion dorsale pour tous les sujets lors des tâches imposées. Cette position standardisée était reprise à chaque essai. Le participant devait garder les bras croisés lors de l'exécution du PAD.

### TÂCHE 3 : Production de la répartition de poids demandée (DPprod)

Les sujets devaient répartir leur poids selon les pourcentages dictés verbalement par l'évaluateur. Les pourcentages demandés correspondaient à 40 %, 50 %, 60 % et 70 % du poids total sur la jambe dominante. La variable dépendante était la distribution de poids réelle mesurée avec les plates-formes de forces.

### Enregistrement, traitement et analyse des données

Une chaise instrumentée comportant des plates-formes de force AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA) intégrées dans le siège au niveau de chaque cuisse a été utilisée pour obtenir la répartition de poids en position assise [23]. Étant donné que, lors de la tâche du PAD, le poids est graduellement déplacé des cuisses aux pieds, le montage expérimental comprenait aussi deux plates-formes de forces (AMTI) insérées dans le sol, une sous chacun des pieds (Figure 1 ; les plates-formes sont identifiées par l'abréviation PF). Ainsi, il a été possible d'obtenir la distribution du poids droite-gauche pendant toute la durée de la tâche du PAD et non seulement au moment où le sujet quitte le siège comme dans les études précédentes [5-7]. Les forces verticales

# Chronique des RÉCIPÉNDIAIRES

*suite*

## Perception de la distribution de poids

mesurées sur chacune des plates-formes (siège et pieds) et enregistrées avec un programme Labview ont été utilisées pour déterminer les distributions de poids imposées par la rétroinformation visuelle. Elles ont aussi permis de quantifier la répartition réelle de poids entre les côtés droit et gauche lors des différentes conditions du PAD.

Pour les 3 tâches, la distribution réelle du poids des participants a été mesurée par les plateformes de force sur un intervalle allant de 0,5 seconde avant la perte de contact avec le siège à 0,5 seconde après celle-ci. Afin de quantifier la perception de la DP ( $DP_{perc}$ ), l'erreur absolue a été calculée. L'erreur absolue est définie comme la différence entre la DP produite et celle cotée sur l'ÉVA ou encore, pour la condition  $DP_{prod}$ , la différence entre la DP demandée par l'évaluateur et celle produite par le participant.

### Analyses statistiques

Des analyses descriptives ont été utilisées pour caractériser les données démographiques des participants et résumer les différentes variables à l'étude. La normalité des données a été évaluée par le test Kolmogorov-Smirnov et l'égalité des variances par le test de Levene. Ainsi, des tests paramétriques ont pu être utilisés. Pour la condition du PAD spontanée (Tâche 1), les différences entre la force des deux membres inférieurs et la DP sous les deux pieds ont été évaluées par des tests de  $t$  pairés. Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour évaluer l'association entre ces deux paramètres (différence de force et différence de DP).

Pour les conditions de perception de la DP ( $DP_{perc}$  et  $DP_{prod}$ ), des coefficients de corrélations intraclass (CCI), des analyses de variances (ANOVA) et tests de  $t$  de Student ont été utilisés afin de déterminer si les personnes saines ont la capacité de percevoir la DP lors du PAD. Ces analyses statistiques ont été effectuées sur les erreurs absolues précédemment décrites. La correction de Bonferroni a été utilisée afin d'ajuster le niveau de signification selon le nombre de comparaisons effectuées.

### Résultats

#### Relation entre la différence de force des extenseurs du genou et la DP lors du PAD

La moyenne et l'écart-type de la force des extenseurs du genou du côté dominant

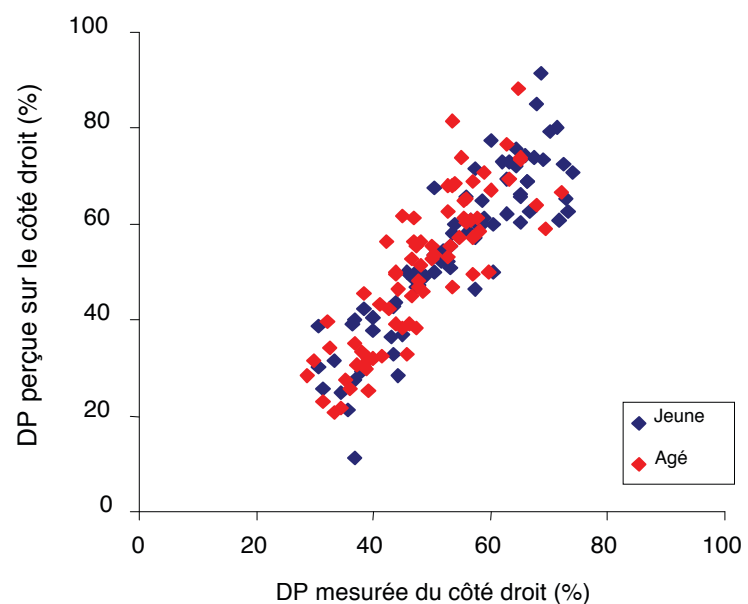
et non dominant étaient respectivement de  $179,9 \pm 41,7$  Nm et  $165,6 \pm 39,2$  Nm pour le groupe jeune ( $p < 0,001$ ) et de  $146,9 \pm 47,6$  Nm et  $149,6 \pm 53,6$  Nm pour le groupe âgé ( $p > 0,35$ ). En ce qui a trait à la DP lors du PAD exécuté spontanément (Tâche 1), en moyenne, le poids était distribué également sur les deux pieds avec  $50,7 \% \pm 3,3 \%$  du poids total à droite pour le groupe jeune et  $49,9 \% \pm 3,8 \%$  pour le groupe âgé. Le coefficient de corrélation de Pearson n'a révélé aucune association entre l'asymétrie de force musculaire et la répartition du poids lors du PAD pour les deux groupes d'âge ( $r < 0,17$ ).

#### Perception de la DP lors des différentes tâches du PAD

L'ANOVA effectuée sur les erreurs absolues de perception n'a relevé aucune

**Figure 3.** Perception de la DP lors des conditions  $DP_{perc}$  (A) et  $DP_{prod}$  (B)

#### A) Perception de la DP lors de la condition $DP_{perc}$

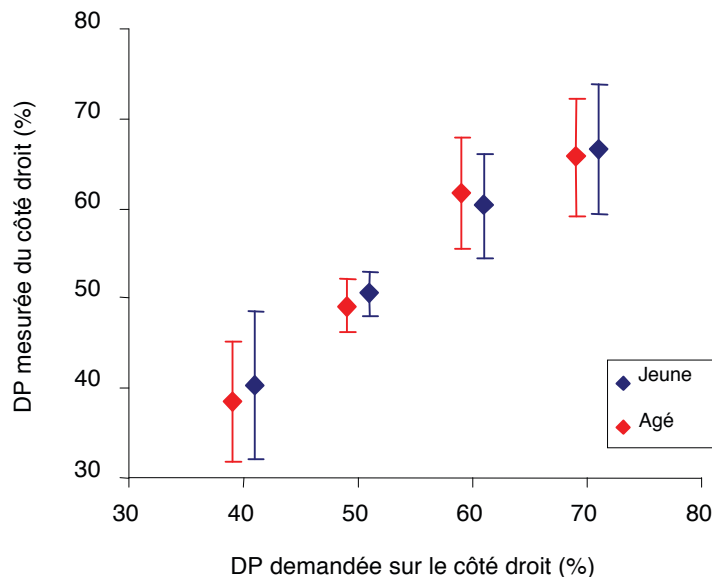


# Chronique des RÉCIPÉNDIAIRES

*suite*

## Perception de la distribution de poids

### B) Perception de la DP lors de la condition *DPprod*



interaction et aucune différence entre les groupes pour les conditions *DPperc* et *DPprod* ( $p = 0,34$  et  $p = 0,74$ , respectivement); les résultats des deux groupes seront donc combinés pour la suite de la présentation des résultats.

Pour la tâche *DPperc*, les erreurs absolues de perception étaient de 8,0 % ( $\pm 4,7$  %), 5,4 % ( $\pm 3,8$  %), 5,2 % ( $\pm 4,4$  %), 8,1 % ( $\pm 5,0$  %) et 9,4 % ( $\pm 6,3$  %) respectivement, pour les niveaux de DP de 30, 40, 50, 60 et 70 %. Pour la tâche *DPprod*, les erreurs absolues de perception étaient de 6,4 % ( $\pm 3,9$  %), 2,9 % ( $\pm 2,1$  %), 5,0 % ( $\pm 4,1$  %) et 7,3 % ( $\pm 3,2$  %) pour les niveaux de DP de 40, 50, 60 et 70 % respectivement. Un très bon niveau d'association a été obtenu entre la perception de la DP cotée sur l'ÉVA et la DP mesurée par les plateformes pour la condition *DPperc* (CCI = 0,79, 95 % IC = 0,72 – 0,84; Figure 3A). Pour la condition *DPprod*, l'association

était également bonne (CCI = 0,85, 95 % IC = 0,79 – 0,89; Figure 3B).

### Comparaison des erreurs absolues selon les niveaux de DP

Pour la condition *DPprod*, des différences significatives ont été relevées entre certains niveaux de DP. Les erreurs absolues étaient plus importantes pour les niveaux de DP de 40 % (6,4 %  $\pm$  3,9 %) et 70 % (7,3 %  $\pm$  3,2 %) comparativement au niveau de distribution de poids symétrique de 50 % (2,9 %  $\pm$  2,1 %;  $p < 0,01$ ).

### Discussion

Le premier objectif de l'étude était d'évaluer la capacité des personnes saines à percevoir la DP lors du PAD. Le second objectif était d'étudier l'effet de l'âge sur cette perception. Pour atteindre ces objectifs, il était d'abord important d'évaluer

si la différence de force des extenseurs du genou entre les deux membres inférieurs avait un effet sur la DP lors du PAD. En effet, une relation entre ces deux variables aurait pu créer un biais dans la perception de la DP associée à la différence de force et non pas à une mauvaise perception. La faible association ( $r < 0,17$ ) a démontré que la différence de force des extenseurs du genou n'était pas un facteur qui influait sur la DP chez le groupe à l'étude. Cela n'était pas surprenant puisque nos groupes de participants présentaient de très petites différences de force. Cependant, l'asymétrie de force pourrait être un facteur important à prendre en considération chez les clientèles présentant une plus grande asymétrie de force entre les membres inférieurs, tels que les patients hémiparétiques [24, 25].

En ce qui concerne la perception de la DP, les résultats ont montré que les participants avaient une bonne capacité de perception avec des CCI supérieurs à 0,79 pour les deux tâches et aucune différence n'a été relevée entre les deux groupes d'âge. Bohannon et Waters (1989) ont évalué la perception de la DP lors de la station debout et ont trouvé des erreurs allant de 3,3 à 7,7 %, ce qui est très près des valeurs trouvées dans notre étude (6 à 9,42 %) [10]. Ainsi, il semble que la perception de la DP lors d'une tâche dynamique soit aussi bonne que lors d'une tâche statique. Les résultats de Bohannon ont également été répliqués pour l'effet de l'âge. En effet, les participants sains âgés ont été capables de percevoir leur DP aussi précisément que les personnes jeunes. Ces résultats peuvent être expliqués par l'excellent état

# Chronique des RÉCIPDIENDAIRES

*suite*

## Perception de la distribution de poids

de santé des participants âgés à l'étude. Ainsi, une clientèle âgée présentant des déficits cognitifs ou d'intégration sensorimotrice documentée aurait pu présenter des erreurs de perception plus importantes.

La plus grande association entre la DP perçue et celle produite était exprimée par un CCI inférieur à 1 (CCI = 0,85), démontrant que la perception des participants n'est pas parfaite. Les erreurs de perception peuvent être de nature différente. Premièrement, les participants ont pu utiliser différentes références pour juger de leur DP. Par exemple, certains ont pu se fier à l'effort musculaire des membres inférieurs alors que d'autres ont pu se fier à la pression sous les pieds. Deuxièmement, les participants pourraient avoir des capacités de perception différentes. Cette hypothèse semble être la plus plausible puisque les participants ont démontré le même comportement dans les deux tâches de perception (*DPperc* et *DPprod*). En ce sens, une étude sur la perception de l'effort a démontré que les caractéristiques individuelles des participants (force musculaire, taille, genre) pouvaient influencer sur la capacité de perception [26]. Troisièmement, la littérature suggère également que plusieurs facteurs peuvent influencer la dynamique du corps lors du PAD [22]. Ainsi, la vitesse d'exécution de la tâche, la hauteur de la chaise et la position des pieds font partie des facteurs importants à contrôler lors de l'exécution du PAD. Dans la présente étude, la position des sujets ainsi que la hauteur de la chaise étaient standardisées. Cependant, il a été impossible de contrôler la vitesse d'exé-

cution de la tâche lors de *DPperc* puisque les participants avaient des capacités différentes à maintenir le curseur dans la cible. Il est donc possible que la vitesse d'exécution du PAD ait une influence sur la perception de la DP.

Un dernier résultat important est que les erreurs de perception étaient plus petites lors de la distribution de poids symétrique (50 %) que lors des autres niveaux de DP (40 et 70 %) pour la tâche *DPprod*. Ces résultats sont cohérents avec ceux de Bohannon [10] suggérant qu'il est plus facile de juger la symétrie que l'asymétrie. Ainsi, pour le niveau de 50 %, les participants ont probablement comparé le poids sous chacun des pieds afin de déterminer s'il était égal ou non. Cependant, pour les niveaux de DP asymétrique, ils devaient comparer le poids sous chacun des pieds et par la suite juger de l'amplitude de la différence sous chacun des pieds. Il est également possible que les participants aient bâti leur option en se fiant à une seule jambe lors des conditions asymétriques, ce qui pourrait être moins précis que de comparer les deux jambes.

### Conclusion

Il a été démontré que les personnes saines, jeunes et âgées, avaient une bonne perception de la DP lors du PAD et que la DP symétrique est plus facile à juger que les DP asymétriques. D'autres études sont nécessaires afin d'évaluer si la perception de la DP est aussi précise chez des populations pathologiques. Des déficits de perception pourraient constituer un facteur influant sur le succès des interventions en

réadaptation. En ce sens, un article comparant les erreurs de perception des patients hémiparétiques et des personnes saines a été publié récemment [27]. De plus, les résultats détaillés de la présente étude peuvent être consultés dans la revue *Perceptual and Motor Skills* [28].

### Remerciements

Je tiens à exprimer ma sincère reconnaissance envers l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec qui, par son soutien financier, a contribué au succès de mon projet de maîtrise. Je remercie également les Fonds de la recherche en santé du Québec et l'Université de Montréal pour l'octroi de bourses d'études. Je ne peux passer sous silence la précieuse collaboration de d'Anabelle Brière pour chacune des étapes de ce projet. Je tiens également à remercier Michel Goyette et Daniel Marineau pour leur support technique et informatique ainsi que toute l'équipe du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM.

### Références

1. Shepherd, R.B. and H.P. Koh, *Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1996. 28(2): p. 79-88.
2. Roy, G., et al., *The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. Clinical Biomechanics*, 2006. 21(6): p. 585-593.

# Chronique des RÉCIPIENDAIRES

suite

## Perception de la distribution de poids

3. Lecours, J., et al., Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2008. 40: p. 200-207.
4. Duclos, C., S. Nadeau, and J. Lecours, Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabilitation Neural Repair*, 2008. 22(6): p. 715-722.
5. Cheng, P.T., et al., The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998. 79: p. 1043-1046.
6. Hesse, S., et al., Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1998. 30(2): p. 81-86.
7. Chou, S., et al., Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 2003. 82: p. 42-47.
8. Malouin, F., et al., Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehab. Neural Repair* 2004. 18: p. 66-75.
9. Hesse, S., et al., Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 1994. 26: p. 161-166.
10. Bohannon, R.W. and G. Waters, Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 1989. 69(3 1): p. 875-880.
11. Bohannon, R.W. and L. Schaefer, Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Perceptual and Motor Skills*, 1990. 71: p. 123-128.
12. Bohannon, R.W. and D. Tinti Wald, Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Perceptual and Motor Skills*, 1991. 72: p. 935-941.
13. Engardt, M. and E. Olsson, Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1992. 24(2): p. 67-74.
14. Li, K.Z., et al., Walking while memorizing: age-related differences in compensatory behavior. *Psychological Science*, 2001. 12(3): p. 230-7.
15. Berg, K., Balance and its measure in the elderly: A review. *Physiotherapy Canada*, 1989. 41: p. 240-246.
16. Csuka, M. and D. McCarty, Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *American Journal of Medicine*, 1985. 78(1): p. 77-81.
17. Saltzman, C.L., et al., 4.5-Gram Monofilament Sensation Beneath Both First Metatarsal Heads Indicates Protective Foot Sensation in Diabetic Patients. *Journal of Bone and Joint Surgery – Series A*, 2004. 86(4): p. 717-723.
18. Kokmen, E., et al., Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology*, 1977. 32(4): p. 411-419.
19. Taylor, N., et al., Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 1991. 62(3): p. 180-188.
20. Kotake, T., et al., An analysis of sit-to-stand movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1993. 74(10): p. 1095-1099.
21. Roy, G., et al., Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 2007. 22(7): p. 795-804.
22. Janssen, W.G.M., H.B.J. Bussmann, and H.J. Stam, Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Physical Therapy*, 2002. 82(9): p. 866-879.
23. Nadeau, S., et al., A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2008. 46(3): p. 299-306.

# Chronique des RÉCIPIENDAIRES

*suite*

## Perception de la distribution de poids

24. Simon, A.M. and D.P. Ferris, Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Experimental Brain Research*, 2008. 187(1): p. 129-138.
25. Simon, A.M., B.M. Kelly, and D.P. Ferris, Sense of Effort Determines Lower Limb Force Production During Dynamic Movement in Individuals with Poststroke Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2009. 23: p. 811-818.
26. Dickerson, C.R., B.J. Martin, and D.B. Chaffin, The relationship between shoulder torques and the perception of muscular effort in loaded reaches. *Ergonomics*, 2006. 49(11): p. 1036-1051.
27. Brière, A., et al., Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 2010. 41: p. 1703-1708.
28. Lauzière, S., A. Brière, and S. Nadeau, Perception of weight bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals. *Perceptual & Motor Skills*, 2010. 11(1): p. 187-198.