

**Adaptation du patron de marche sur tapis roulant à double courroie chez le sujet
sain sous différentes conditions**
Partie individuelle

Présenté par
Vincent Fiset

Travail présenté à
Sylvie Nadeau

Dans le cadre du cours
PHT-6123
Travail d'intégration

Programme de physiothérapie
École de réadaptation
Faculté de médecine

31 mai 2017

Effet du port d'une orthèse semi-rigide à la cheville non dominante sur les post-effets associés à la marche sur tapis roulant à double courroie

Introduction

La correction du pied tombant chez le sujet hémiparétique se fait actuellement majoritairement par l'utilisation d'orthèses semi-rigides (OSR) à la cheville. L'utilisation de cette modalité semble proposer plusieurs effets bénéfiques sur la fonction des patients. Entre autres, les auteurs rapportent une amélioration du contrôle postural (14), une augmentation de la mise en charge du côté atteint lors de tâche en station debout (15), une diminution de la dépense énergétique (16) et une amélioration significative de la capacité à la marche (17).

L'influence de porter une OSR à la cheville a aussi été testée chez le sujet en santé. Une augmentation significative des valeurs maximales d'amplitude de flexion à la hanche et au genou du côté restreint lors de la phase d'oscillation à la marche a été démontrée chez un groupe de 15 sujets sains (18, 19). Ainsi, l'inhibition des fléchisseurs plantaires engendrée par le port de l'OSR tend à immédiatement augmenter l'activation au niveau des articulations proximales lors de la marche (19).

Une revue systématique avec méta analyse de 13 études regroupant 334 patients atteints d'un AVC portant sur la cinématique reliée à l'utilisation d'OSR conclut que l'orthèse portée à la cheville a un effet positif chez le sujet post-AVC. Trois raisons principales sont décrites : 1) une augmentation de la flexion dorsale à l'attaque du talon, au décollement des orteils et durant l'oscillation, 2) l'orthèse permet au sujet d'augmenter l'excursion de centre de pression ce qui augmente le contrôle postural et 3) l'orthèse diminue le coût énergétique. (16)

Par ailleurs, des études ont rapporté que lors de la marche sur tapis roulant à double courroie (DC), les modifications du patron de marche sont majoritairement dues à l'action des fléchisseurs plantaires autant chez le sujet post-AVC que chez le sujet sain. Lors de la période post-adaptation, les moments de flexion plantaire sont significativement augmentés durant l'appui unipodal pour le membre inférieur sur la courroie lente. Ce phénomène causerait, lors de l'oscillation, une excursion antérieure du tronc augmentée, produisant inévitablement un pas plus long du côté controlatéral. Inversement, les moments

de flexion plantaire sont diminués au membre inférieur sur la courroie rapide. De plus, une augmentation compensatrice d'extension de la hanche du côté de la courroie rapide serait due à la diminution d'activation à la cheville. Ainsi, la longueur de pas est augmentée pour le membre inférieur sur la courroie rapide, bien que le moment de force des fléchisseurs plantaire y soit diminué (9, 10).

Considérant que l'utilisation de l'OSR est fréquente en clinique, il serait intéressant d'en connaître les effets lors des protocoles de marche sur tapis DC. En combinant les découvertes sur les impacts d'une orthèse chez le sujet sain et celles qui montrent une augmentation de l'activité des fléchisseurs plantaires lors de l'adaptation sur tapis DC, il est attendu que les articulations proximales du sujet sain devront compenser le manque de mobilité à la cheville. Comme l'orthèse rigidifie la cheville, les muscles de cette articulation ne pourront augmenter leur activité comme elle le ferait normalement sur le tapis DC. Ceci devrait se traduire, tel que proposé par Romkes et al.(19), par une compensation au genou et à la hanche pendant et après la phase d'adaptation. Comme les amplitudes de mouvement augmentent proportionnellement à la vitesse de marche pour toutes les articulations du membre inférieur (20), ces effets devraient être d'autant plus importants lorsque l'orthèse sera utilisée sur la courroie rapide.

Méthodologie

Participants et recrutement

Chaque sujet a été approché directement par l'équipe de recherche. Après avoir reçu une brève description du projet, les sujets ont approuvé ou décliné les offres. Dix individus ont finalement participé au projet de recherche. Cinq hommes et cinq femmes étudiant dans le programme de physiothérapie de l'Université de Montréal se sont présentés au laboratoire de pathokinésiologie du centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du CIUSSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal afin de se soumettre aux conditions d'évaluation. Tous les participants ont préalablement rempli un formulaire de consentement suivi d'un questionnaire de données sociodémographiques avant d'exécuter les différentes conditions de marche. Le projet a été approuvé par le comité d'éthique des établissements du CRIR.

Critères d'inclusion et d'exclusion

Les sujets en santé n'avaient aucune condition antérieure particulière pouvant affecter leur démarche et ils pouvaient donc marcher pendant environ une heure sans difficulté. Pour réduire le nombre requis d'orthèses, seuls des sujets droitiers ont été sélectionnés et l'orthèse était placée du côté non-dominant. Cela simulait une parésie du côté gauche, en majorité du côté non-dominant, chez des personnes post-AVC, donc une lésion cérébrale à droite. Par convenance, la taille des chaussures des sujets ne devait pas excéder 11US. Trois orthèses de tailles différentes étaient disponibles pour cette collecte de données.

Équipement

Un tapis (BERTEC) à deux courroies d'environ 1,75m de long et 0,5m de large complètement indépendantes et appareillées pour capter les forces antéro-postérieures, verticales et médio-latérales a été utilisé. Pour enregistrer les mouvements de la jambe et du pied, sept marqueurs DEL ont été appliqués sur chaque membre inférieur : un sur le condyle latéral du fémur, un sur la malléole latérale, un sur le talon latéral, trois marqueurs sur le tarse en latéral (posés sur un triangle rigide) et un dernier marqueur sur la tête du 5^e métatarsien (Figure 1 et Tableau 1). Les coordonnées de ces marqueurs étaient enregistrées par un système d'analyse 3D du mouvement (Caméra Optotrak Certus). Ces données complétées par celles des plateformes de force du tapis ont permis d'obtenir les données spatio-temporelles. Les données cinétiques des plateformes de force du tapis roulant DC ont été récoltées à 600Hz et celles de l'Optotrak à 60Hz. Afin de correspondre à la fréquence des marqueurs DEL, les données des plateformes de force ont été ré-échantillonnées lors du traitement des données.



Figure 1 : Placement des sept marqueurs DEL montrés en vert sur le membre inférieur

Segment	N°DEL	Localisation
Tibia	1	Condyle latéral du fémur
	2	Malléole latérale
Pied	3	Arrière chaussure
	4-6	Triangle tarse latéral
	7	Tête 5 ^e métatarsien

Tableau 1 : Positionnement et repères anatomiques des marqueurs DEL

Protocole

Tous les sujets se sont présentés à trois reprises au laboratoire afin d'effectuer trois protocoles distincts. Lors de la première journée, les effets de l'appui d'un ou des membres supérieurs durant les phases d'adaptation et de post adaptation ont été étudiés. Au cours de la deuxième séance, les effets d'une orthèse portée au membre inférieur sur le tapis DC ont été observés. Enfin, les effets de l'appui des membres supérieurs uniquement durant la phase d'adaptation ont été mesurés. Dans cette section, seul le protocole de la deuxième journée sera décrit. Néanmoins, des données préalables sur les caractéristiques des sujets (Tableau 2) ont été récoltées lors de la première séance.

Avant de débiter la collecte de données de marche sur le tapis DC, un sondage (probage) de points au niveau des deux pieds et des deux malléoles a été effectué. Cette étape permet de localiser virtuellement des points anatomiques d'intérêt l'un par rapport aux autres à l'aide d'une sonde calibrée. De plus, le poids du sujet et la position des marqueurs sur le sujet ont été obtenus lors d'un enregistrement statique en position anatomique debout sur le tapis DC.

Trois conditions de marche sur tapis roulant DC ont été évaluées dans cette section du protocole : 1) l'effet de porter une OSR du côté de la courroie rapide (condition OR), 2) l'effet de porter une OSR du côté de la courroie lente (condition OL) et 3) l'effet de ne pas porter d'OSR avec la courroie lente du côté non dominant (condition SO). La séquence de passation des trois conditions a été déterminée aléatoirement. Les consignes pour les sujets étaient les mêmes pour les trois conditions : « marcher en ligne droite avec le regard porté vers l'avant et éviter au maximum les mouvements fortuits de la tête et les membres supérieurs (se limiter au mouvement du cycle de marche naturel) ». L'utilisation des rampes était proscrite pour les trois conditions.



Figure 2 : Placement de l'OSR avec les marqueurs DEL sur le membre inférieur

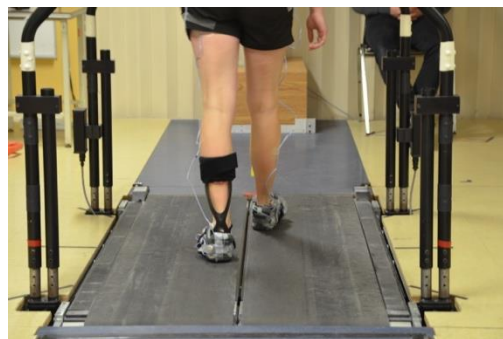


Figure 3 : OSR en place lors de la condition OR

Chaque condition d'évaluation était séparée en trois phases : symétrique, adaptation, post-adaptation (Figure 4) et une pause de quelques minutes entre chaque condition. Lors de la phase symétrique (3 premières minutes), la vitesse des deux courroies était la même : 0,8 m/s pour une minute, 1,6 m/s pour une minute et 0,8 m/s pour une dernière minute. La phase d'adaptation est celle où les courroies vont à des vitesses différentes. Tout dépendant de la condition (OR, OL ou SO), c'était la courroie droite ou gauche qui était fixée à vitesse rapide (1,6m/s) alors que l'autre demeurait à vitesse contrôle (0,8m/s). Cette phase de marche asymétrique était d'une durée de six minutes. La phase de post-adaptation durait trois minutes durant lesquelles les deux courroies allaient à la même vitesse, soit 0.8 m/s.

Phase	Symétrique			Adaptation						Post-adaptation	Repos du participant
Durée (minutes)	3			6						3	
	1	1	1								
Vitesse des courroies (m/s)	0,8 bilat	1,6 bilat	0,8 bilat	Si OR		Si OL		Si SO		0.8 Bilat	
				Courroie G	Courroie D	Courroie G	Courroie D	Courroie G	Courroie D		
				1,6	0,8	0,8	1,6	0,8	1,6		
Période d'enregistrement	Enregistrement										
Analyse des données	30s	30s	30s	30s		30s		30s	30s		30s

Figure 4 : Protocole expérimental pour les trois conditions de marche et identification de l'enregistrement des données (périodes de 30 secondes). Les deux sections représentées en mauve constituent les périodes d'analyse d'intérêt. La soustraction des 30 secondes en mauve de la post-adaptation et des 30 dernières secondes de la phase symétrique définissent les post-effets.

Analyse de données et variables

Les données ont été traitées et consignées dans un fichier Excel. Elles ont été enregistrées tel qu'illustré sur la Figure 4 : les 30 dernières secondes de chaque minute de la phase symétrique, les 30 premières secondes de l'adaptation, les 30 secondes médianes et les 30 dernières pour cette même phase, puis les 30 premières secondes de la phase post-adaptation et les 30 dernières secondes du protocole. Les résultats individuels et de groupe sont représentés.

Parmi l'éventail de données obtenues, les caractéristiques des forces antéro-postérieures (Figure 5), les longueurs de pas, les angles à la cheville, les hauteurs du bout

du pied, le temps passé en appui unilatéral et le temps passé en double appui ont été analysés dans ce travail (cf. Annexe 2). En raison du nombre de marqueurs DEL et de leur positionnement, l'avant-pied est considéré comme un segment fixe, mais en réalité, ce segment est légèrement mobile. Pour cette raison, les hauteurs de bout de pied prennent parfois des valeurs négatives. Ce genre de valeur signifie que l'avant-pied est en position plus basse en comparaison avec la position de probage, bien que le pied soit à plat au sol durant le probage. Le positionnement des marqueurs 4, 5 et 6 (Figure 1) est donc plus élevé comparativement à la position de probage alors que le marqueur 7 reste appuyé au sol.

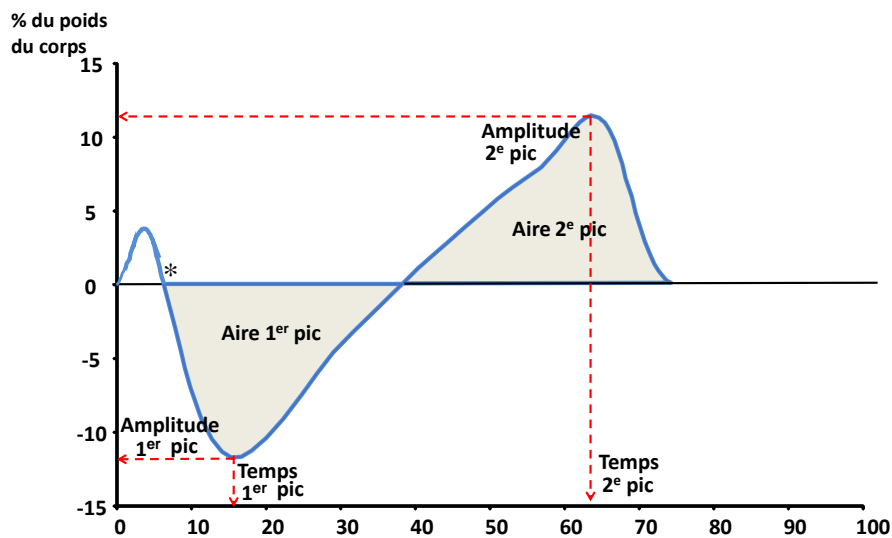


Figure 5 : Représentation des variables analysées reliées aux forces de réaction antéro-postérieures : aire des pics, amplitude des pics et temps pour atteindre les pics. Le pic positif de petite amplitude marqué d'un astérisque n'est pas considéré comme une variable d'intérêt dans ce travail.

Chacune des variables a été traitée et analysée avec la même approche. Les données moyennes recueillies durant les 30 dernières secondes de la phase d'adaptation de la condition SO (nommé Vref2 SO) ont été soustraites des moyennes des 30 premières secondes de la phase post-adaptation (nommé Post1). Ainsi, quelle que soit la condition testée, chacune des variables a été analysée selon le calcul de valeur relative suivant : $\text{Post1(SO ou OL ou OR)} - (\text{Vref2 SO})$. Ces résultats seront donc nommés différences relatives de la condition testée. Cette méthode permet d'identifier les changements engendrés lors de l'adaptation par la condition testée puisque les valeurs sont toujours comparées à celles de la condition contrôle (sans orthèse avec les deux courroies à 0,8m/s). Par la suite, les valeurs relatives étaient comparées entre les conditions avec des analyses statistiques afin de vérifier s'il y avait présence de différence statistiquement significative.

Analyses statistiques

Les données ont été traitées avec le modèle d'analyse statistique ANOVA à l'aide du logiciel SPSS 22. Un seuil de signification $\alpha = 0,05$ a été choisi. Les données ont été vérifiées afin de s'assurer que des tests paramétriques étaient autorisés. Lorsque l'ANOVA était significative, des tests de t pairés ont été utilisés sans correction pour la valeur de p (valeur =0,05).

Résultats

Caractéristiques des participants

# Sujet	Sexe (Masculin/Féminin)	Âge (Années)	Poids (kg)	Taille (cm)
1	M	23	76,0	185,0
2	M	23	77,2	174,5
3	M	22	107,0	188,5
4	F	21	55,4	162,0
5	M	23	77,0	178,5
6	F	22	53,4	164,0
7	F	23	59,0	165,5
8	M	22	80,0	190,0
9	F	26	52,0	169,0
10	F	22	50,5	166,5
Moyenne	M=5 F=5	22,7	68,8	174,4
Écart-type	N/A	1,34	18,0	10,6

Tableau 2 : Données socio-démographiques des participants

Forces de réactions antéro-postérieures du sol

Aire du premier pic

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions, autant du côté de la courroie rapide que du côté de la courroie lente.

Aire du deuxième pic

Les ANOVAs ont montré que la différence relative de la condition OR (1,65Ns \pm 1,85) est statistiquement plus élevée que la différence relative de la condition SO (-0,55Ns \pm 1,59) (p=0,02) du côté de la courroie lente.

Temps pour atteindre le premier pic

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions du côté de la courroie rapide. Au niveau de la courroie lente, la différence relative de la condition SO ($0,0011s \pm 0,017$) est statistiquement inférieure à la différence relative de la condition OL ($0,028s \pm 0,025$) ($p=0,03$).

Temps pour atteindre le deuxième pic

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions, autant du côté de la courroie rapide que du côté de la courroie lente.

Amplitude au premier pic

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions, autant du côté de la courroie rapide que du côté de la courroie lente.

Amplitude au deuxième pic

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions du côté de la courroie rapide. Du côté de la courroie lente, les ANOVAs montrent des différences relatives statistiquement supérieures pour OR comparativement aux deux autres conditions (OR ($1,75\%$ du poids du corps $\pm 1,03$) $>$ SO ($0,49\%$ du poids du corps $\pm 0,96$) ($p=0,03$) et OR ($1,75\%$ du poids du corps $\pm 1,03$) $>$ OL ($-0,38\%$ du poids du corps $\pm 1,87$) ($p=0,01$)). Les différences relatives de SO et de OL ne sont cependant pas statistiquement différentes.

Longueur des pas

Du côté de la courroie rapide

Les différences relatives de OR est statistiquement supérieures aux deux autres conditions (OR ($0,052m \pm 0,020$) $>$ SO ($0,014m \pm 0,016$) ($p<0,01$) et OR ($0,052m \pm 0,020$) $>$ OL ($0,013m \pm 0,035$) ($p=0,03$)). Les différences relatives de SO et de OL ne sont cependant pas statistiquement différentes.

Du côté de la courroie lente

Les différences relatives de OR sont statistiquement inférieures aux deux autres conditions (SO $(-0,028\text{m} \pm 0,046) > \text{OR} (-0,064\text{m} \pm 0,039)$ ($p=0,02$) et OL $(0,0029\text{m} \pm 0,035) > \text{OR} (-0,064\text{m} \pm 0,039)$ ($p<0,01$)). Les différences relatives de SO et de OL ne sont cependant pas statistiquement différentes.

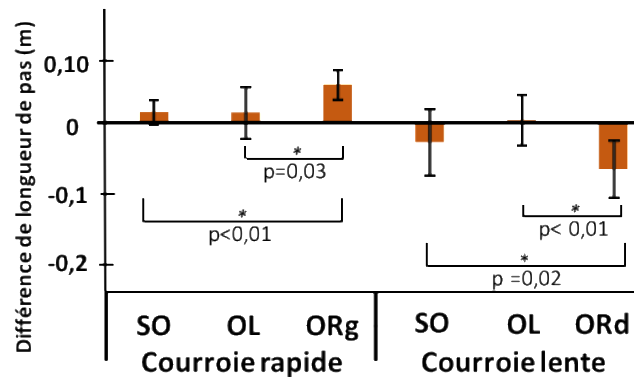


Figure 7 : Différences relatives des longueurs de pas. Les différences significatives sont notées. 1) l'augmentation de longueur de pas du côté de la courroie rapide est statistiquement supérieure dans la condition OR en comparaison avec les deux autres conditions. 2) la diminution de longueur de pas du côté de la courroie lente est statistiquement inférieure dans la condition OR en comparaison avec les deux autres conditions.

Hauteur du bout des pieds

Du côté de la courroie rapide

Les différences relatives de la condition OR montrent que le bout du pied est statistiquement plus bas (ou que l'avant-pied se déforme davantage) dans cette condition en comparaison avec les deux autres conditions (OR $(-0,012\text{m} \pm 0,005) < \text{SO} (0,00090\text{m} \pm 0,002)$ ($p<0,001$) et OR $(-0,012\text{m} \pm 0,005) < \text{OL} (-0,0012\text{m} \pm 0,003)$ ($p=0,002$)). Les différences relatives de SO et de OL ne sont cependant pas statistiquement différentes.

Du côté de la courroie lente

Les différences relatives montrent que le bout du pied descend plus bas (ou que l'avant-pied se déforme davantage) en post-adaptation dans la condition OL en comparaison avec les deux autres conditions (OL $(-0,012\text{m} \pm 0,005) < \text{SO} (0,00050\text{m} \pm 0,001)$ ($p<0,001$) et OL $(-0,012\text{m} \pm 0,005) < \text{OR} (0,0013\text{m} \pm 0,003)$ ($p<0,001$)). Les différences relatives de SO et de OR ne sont cependant pas statistiquement différentes.

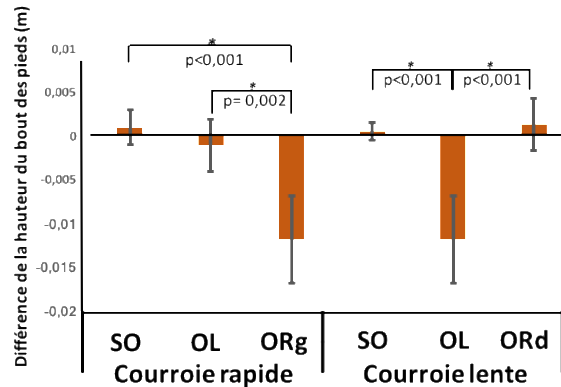


Figure 8 : Différences relatives de la hauteur du bout du pied. Les différences significatives sont notées. Sur la courroie rapide, la différence relative de hauteur dans la condition OR est statistiquement inférieure à celle de SO et de OL. Sur la courroie lente, la différence relative de hauteur dans la condition OL est statistiquement inférieure à celle de SO et de OR.

Angle minimal à la cheville (flexion plantaire)

Du côté de la courroie rapide

Les ANOVAs montrent que la différence relative de flexion plantaire dans la condition OL ($5,49^\circ \pm 2,26$) est significativement plus importante que dans la condition SO ($1,77^\circ \pm 1,50$) ($p < 0,001$). De plus, la différence relative d'angle minimal à la cheville est statistiquement inférieure dans la condition OR ($-1,64^\circ \pm 1,33$) en comparaison avec les deux autres conditions (OR ($-1,64^\circ \pm 1,33$) < SO ($1,77^\circ \pm 1,50$) ($p = 0,001$) et OR ($-1,64^\circ \pm 1,33$) < OL ($5,49^\circ \pm 2,26$) ($p < 0,001$)). La différence relative négative dans OR signifie qu'il y a moins de flexion plantaire dans le début de la phase de post-adaptation que dans la phase symétrique.

Du côté de la courroie lente

OL et SO ne présentent pas de différence significative au niveau des différences relatives. Cependant, la différence relative de flexion plantaire dans la condition OR est significativement plus grande que dans les deux autres conditions (OR ($5,46^\circ \pm 2,32$) > SO ($-1,05^\circ \pm 0,95$) ($p < 0,001$) et OR ($5,46^\circ \pm 2,32$) > OL ($-1,15^\circ \pm 1,41$) ($p < 0,001$)).

Angle maximal à la cheville (flexion dorsale)

Du côté de la courroie rapide

La différence relative de flexion dorsale est significativement plus élevée dans la condition OL ($7,56^\circ \pm 3,60$) en comparaison avec SO ($-1,07^\circ \pm 1,46$) et OR ($-2,37^\circ \pm 3,39$) ($p < 0,001$ dans les deux cas).

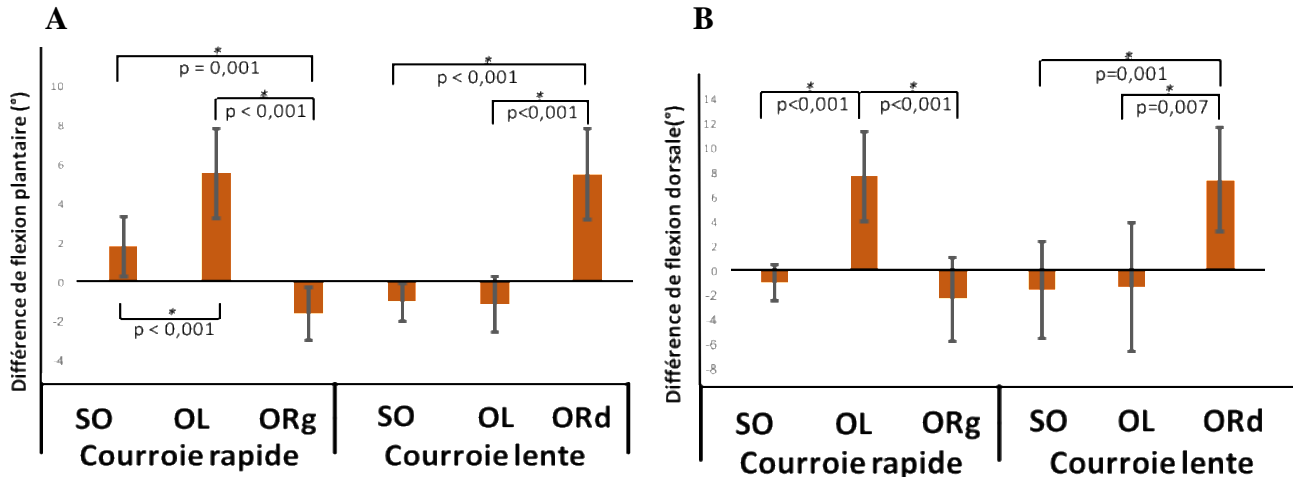


Figure 9A : Différences relatives de flexion minimale de la cheville. Les différences significatives sont notées. La diminution de flexion plantaire du côté de la courroie rapide est statistiquement inférieure dans la condition OR en comparaison avec les deux autres conditions. L'augmentation de flexion plantaire dans la condition OL est également statistiquement supérieure à l'augmentation dans SO sur la courroie rapide. Sur la courroie lente, l'augmentation de flexion plantaire est significativement plus importante en comparaison avec les deux autres conditions. Figure 9B : Différences relatives de flexion maximale de la cheville. Les différences significatives sont notées. Sur la courroie rapide, l'augmentation relative de flexion dorsale dans OL est significativement plus importante en comparaison avec SO et OR. Sur la courroie lente, c'est la l'augmentation relative de flexion dorsale dans OR qui est significativement plus grande que dans les deux autres conditions.

Du côté de la courroie lente

OL ($-1,43^\circ \pm 5,23$) et SO ($-1,64^\circ \pm 3,96$) ne présentent pas de différence significative au niveau des différences relatives. La différence relative de flexion dorsale est cependant significativement plus grande dans la condition OR que dans les deux autres conditions (OR ($7,31^\circ \pm 4,21$) > SO ($-1,64^\circ \pm 3,96$) ($p=0,001$) et OR ($7,31^\circ \pm 4,21$) > OL ($-1,43^\circ \pm 5,23$) ($p=0,007$)).

Temps d'appui unipodal

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions, autant du côté de la courroie rapide que du côté de la courroie lente.

Temps d'appui bipodal

Aucune différence significative observée entre chacune des conditions du côté de la courroie rapide. Cependant, du côté de la courroie lente, la différence relative de temps d'appui bipodal est significativement plus grande dans la condition SO ($0,026s \pm 0,017$) en

comparaison avec les deux autres conditions (SO ($0,026s \pm 0,017$) > OL ($0,0033 \pm 0,018$) ($p=0,001$) et SO ($0,026s \pm 0,017$) > OR ($0,014s \pm 0,019$) ($p=0,04$)).

Discussion

L'objectif de la présente recherche était d'explorer les effets du port d'une OSR lors d'un protocole d'adaptation sur tapis DC. La condition OL permettait d'observer l'effet uniquement du port de l'OSR alors que la condition OR permettait d'observer l'effet de la vitesse sur l'OSR. Les principaux résultats sont discutés dans les paragraphes qui suivent.

Forces de réactions antéro-postérieures du sol

Aucune modification de la première aire de la courbe de forces antéro-postérieures. Le port de l'OSR lors d'un protocole de marche de sujet sain sur tapis DC ne semble donc pas avoir d'impact sur la phase de freinage lors de l'attaque du talon alors qu'une influence est notée pour la phase d'accélération (ou d'impulsion) de la marche (seconde aire sous la courbe). Pour cette aire, il existe donc un effet de l'OSR dans le sens que l'aire à gauche augmente lors de la condition OR en comparaison à SO. L'OSR augmente donc l'impulsion controlatérale si celle-ci est portée du côté rapide. Tel que mentionné par Lauzière et al. (9, 10), l'action des fléchisseurs plantaires est augmentée du côté de la courroie lente lors de la post-adaptation. Il n'est donc pas surprenant de voir l'augmentation d'impulsion du côté lent avec le port de l'OSR sur la courroie rapide. Le port de l'OSR sur la courroie rapide est probablement la condition qui tend le plus à diminuer l'activation ipsilatérale des fléchisseurs plantaires et à activer ceux se trouvant du côté controlatéral (9, 10). Dans le même ordre d'idée, l'amplitude du deuxième pic (poussée plantaire) est statistiquement plus élevée pour les différences relatives de OR en comparaison avec les deux autres conditions. Les raisons énumérées précédemment pour l'aire semblent aussi expliquer ces résultats.

Longueur des pas

Les post-effets reliés aux modifications de longueur de pas concordent avec les résultats précédemment obtenus (8-10) : augmentation de la longueur de pas sur la courroie rapide et diminution de la longueur de pas sur la courroie lente. La présente étude nous amène à conclure que le port d'une OSR accentue ces effets. Ce phénomène n'est présent que lorsque l'OSR est portée du côté de la courroie rapide. Comme les modifications de longueur de pas lors de la marche sur tapis DC sont principalement dues à l'action des fléchisseurs plantaires (9, 10), le port de l'OSR peut fort probablement influencer cette action. Lors de la marche sans OSR sur tapis DC, l'inhibition des fléchisseurs plantaire est déjà présente (9, 10). Comme l'OSR tend à diminuer l'action de ce groupe musculaire (19), ce phénomène est probablement augmenté. Cette diminution d'activité à la cheville est, en théorie, compensée par une extension de hanche augmentée, ce qui permet d'augmenter la longueur de pas du côté de la courroie rapide. De plus, l'OSR augmente l'activation des articulations proximales lors de la marche (19), ce qui pourrait amplifier ce phénomène lors de la marche sur tapis DC avec des vitesses de courroies différentes. Il semblerait que la vitesse soit nécessaire pour observer ces changements, puisque la différence relative de OR est toujours différente de OL, que ce soit sur la courroie lente ou rapide.

Hauteur du bout des pieds

Les post-effets obtenus par le port de l'OSR montrent une diminution de la hauteur du bout du pied du côté du port de l'OSR, puisque les différences relatives significatives sont dans la condition OR sur la courroie rapide et dans la condition OL sur la courroie lente. Cette manifestation est contre-intuitive, car le port d'une OSR à la cheville devrait augmenter l'activation des articulations proximales chez le sujet sain (18, 19). Or, il aurait été attendu d'observer un bout de pied significativement plus haut du côté du port de l'orthèse. Il est possible que les différences relatives négatives signifient une activation proximale augmentée qui tend à mobiliser davantage l'arrière-pied en comparaison avec l'avant-pied, ce dernier se retrouvant ainsi en position relative plus basse (comparativement à la position de probage), donnant ainsi une valeur négative. Il faut cependant noter que certains sujets n'avaient pas l'habitude de marcher avec une résistance vers la flexion plantaire (OSR). Ils ont donc possiblement poussé davantage contre l'OSR, ce qui a induit une déformation de l'avant-pied. Néanmoins, il est certain que la méthode d'analyse ne

permet pas de clarifier avec précision la réaction des articulations proximales à la cheville lors de la marche sur tapis DC avec OSR et que le fait de considérer le pied comme un segment fixe limite les possibilités d'interprétation.

Angle minimal à la cheville (flexion plantaire)

Les résultats obtenus pour cette variable sont particulièrement intéressants, puisque l'utilisation d'une OSR vise majoritairement à diminuer la flexion plantaire chez les sujets avec un pied tombant. Sur la courroie rapide, les résultats suggèrent que le port de l'OSR modifie les post-effets contra et ipsilatéralement. L'OSR augmente la flexion plantaire controlatérale alors que du côté ipsilatéral, l'angulation en flexion plantaire est diminuée. L'effet de la vitesse de la courroie sur laquelle l'OSR est portée ne semble pas avoir d'impact, puisque la flexion plantaire est augmentée dans la condition OL (contralatéral à l'OSR) en comparaison avec OR et SO. Il faut également se rappeler que l'activation des fléchisseurs plantaires est diminuée du côté de la courroie rapide suite à un protocole de marche sur tapis DC (19). Il fallait ainsi s'attendre à ce que la différence relative de flexion plantaire de OL soit supérieure à OR, mais le fait que la flexion plantaire dans OL soit supérieure à SO laisse supposer que le port de l'OSR a bel et bien des effets ipsi et contralatéraux. Du côté de la courroie lente, le port de l'OSR sur cette même courroie ne modifie pas la flexion plantaire de la cheville ipsilatérale. Ce résultat apparaît contre-intuitif, car le moment de flexion plantaire devrait être augmenté sur la courroie lente(19), mais restreint par le port d'une OSR. OL et SO ne présentent cependant aucune différence au niveau de l'amplitude des post-effets. Par contre, lorsque l'OSR est portée du côté rapide, la flexion plantaire contralatérale est significativement augmentée. Ainsi, les post-effets induits au niveau de la flexion plantaire ont une présentation différente sur la courroie rapide et sur la courroie lente. Du côté rapide, les effets controlatéraux à l'OSR sont non dépendants de la vitesse alors qu'ils le sont du côté lent. Par ailleurs, les effets ipsilatéraux à l'OSR sont seulement présents du côté de la courroie rapide.

Angle maximal à la cheville (flexion dorsale)

Chez le sujet hémiparétique, le port d'une OSR induit davantage de flexion dorsale à la cheville qui porte l'OSR lors du cycle de marche (16, 21). Les post-effets engendrés par l'OSR au niveau de la flexion dorsale dans cette étude semblent cependant exclusivement contralatéraux. Effectivement, contrairement à ce que rapporte l'étude de Tyson et al., l'OSR augmente la flexion dorsale contralatérale au port de l'orthèse. La différence relative de flexion dorsale est significativement plus grande dans la condition OL sur la courroie rapide et dans la condition OR sur la courroie lente. Ainsi, la cheville droite (controlatérale à l'OSR) présente à tout coup une flexion dorsale augmentée durant la post-adaptation. Les résultats de Tyson et al. s'appuyaient sur la réaction du sujet hémiparétique alors que la présente étude s'intéresse à des sujets sains. Pour cette raison, une modification des résultats obtenus pourrait s'avérer possible.

Temps d'appui unipodal et bipodal

À partir des résultats obtenus dans cette étude, le port d'une OSR ne semble pas, à priori, modifier les temps d'appui unipodaux suite à un protocole de marche sur tapis DC. Cependant, le port d'une OSR sur l'une ou l'autre des courroies diminue significativement le temps d'appui bipodal du côté du pied qui se trouve sur la courroie lente. Ces résultats concordent avec les informations mises de l'avant par Reisman et al. Effectivement, seuls les temps d'appui bipodaux seraient des changements adaptatifs (8). Comme le temps unipodal est non modifié et que seul le bipodal est diminué, il faut s'attendre à ce que le temps d'oscillation soit augmenté (non évalué dans cette étude). Or, comme les articulations proximales augmentent leur activité durant l'oscillation chez les sujets sains lors de la marche avec une OSR (18, 19), le temps d'oscillation se doit d'être augmenté. Ainsi, l'activation proximale du membre inférieur portant l'OSR semble modifier les temps d'appui bipodaux, sans affecter les temps d'appui unipodaux. Il est cependant surprenant d'observer ce phénomène uniquement du côté de la courroie lente. Davantage de recherches devraient se pencher sur cette question afin de préciser les résultats.

Limites de l'étude

Les résultats énoncés donnent davantage d'information sur l'impact du port d'une OSR chez le sujet sain lors d'un protocole de marche sur tapis DC, mais malgré la qualité et la rigueur du protocole utilisé, de nombreuses limites ont été relevées quant à l'analyse des données. D'abord la méthode d'analyse permet de comparer entre les conditions les différences relatives, mais cette technique ne permet pas de déterminer si les post-effets observés sont différents de zéro. L'analyse étendue des résultats s'en retrouve donc incomplète. De plus, comme l'étude des données s'est basée sur les moyennes des groupes, on ne peut pas distinguer les différents types de réactions chez les sujets. À plusieurs reprises, les moyennes prennent, par exemple, une valeur positive, bien que l'écart-type contienne également des valeurs négatives. Ainsi, certains sujets présentent une réaction complètement opposée à d'autres, mais ce phénomène n'est pas considéré dans la présente recherche. Il faut également noter que les sujets sains réagissent différemment au port d'une OSR. Certains poussent contre l'OSR alors que d'autres obéissent davantage à la restriction offerte par l'OSR, ce qui procure une très grande variété de réactions face aux conditions testées.

Tel que mentionné plus tôt, le placement des marqueurs fait en sorte que l'avant-pied est considéré comme étant immobile alors qu'il a, en réalité, la capacité de se dissocier de l'arrière-pied. Par ailleurs, le manque de marqueurs en proximal de la cheville empêche l'analyse approfondie de la réaction du membre inférieur lors du port d'une OSR durant un protocole de marche sur tapis DC et ne permet pas d'infirmer ou de confirmer avec précision l'hypothèse initialement émise dans ce travail.

Conclusion

Les buts de cette section du projet étaient d'offrir des résultats préliminaires sur l'influence du port d'une OSR sur différentes variables suite à un protocole de marche sur tapis DC. Les effets observés sur l'augmentation de la longueur de pas sont particulièrement intéressants pour la recontextualisation des résultats avec une optique clinique. En effet, si l'OSR a bel et bien comme effet d'accentuer les différences de longueur de pas lorsqu'elle est portée sur la courroie rapide, il pourrait être très bénéfique pour les sujets hémiparétiques de marcher sur le tapis DC avec une OSR sur la cheville

parétique. Les résultats obtenus ouvrent également la porte sur l'analyse des effets de l'OSR sur l'impulsion à la marche, sur les angles aux chevilles et sur les temps d'appuis.

Néanmoins, de futures recherches devraient vérifier les résultats obtenus chez la clientèle cible. Il semble également essentiel de vérifier les effets aux genoux et aux hanches en raison des modifications théoriquement induites par le port d'une OSR.

Remerciements

L'équipe d'étudiants impliqués dans ce projet, Vincent Fiset ainsi que Joël Pelletier tient à remercier Sylvie Nadeau pour sa supervision tout au long du projet, Philippe Gourdou pour la collecte et le traitement des données ainsi que les dix participants sans qui la réalisation de ce projet aurait été impossible.

Références

1. PasseportSanté. Maladies de l'appareil circulatoire 2011. Available from: <http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=accident-vasculaire-cerebral-pm-personnes-a-risque>.
2. Fondationdesmaladiesducoeur. Qu'est-ce qu'un AVC? 2016. Available from: <http://www.coeuretavc.ca/avc/questce-quun-avc>.
3. Associationfrancophonepourlesavoir. La marche est une question d'équilibre... après un AVC 2015. Available from: <http://www.acfas.ca/publications/decouvrir/2015/10/marche-est-question-equilibre-apres-avc>.
4. Mehrholz J, Pohl M, Elsner B. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. The Cochrane database of systematic reviews. 2014;1:CD002840.
5. Bohannon RW, Andrews AW, Smith MB. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. International Journal of Rehabilitation Research. 1988;11(2):181-3.
6. Dickstein R. Review article: Rehabilitation of gait speed after stroke: A critical review of intervention approaches. Neurorehabilitation and Neural Repair. 2008;22(6):649-60.
7. Reisman DS, Bastian AJ, Morton SM. Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-belt and other locomotor adaptation paradigms. Physical therapy. 2010;90(2):187-95.
8. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. Brain. 2007;130(7):1861-72.
9. Lauziere S, Mievilte C, Betschart M, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S. Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. Journal of rehabilitation medicine. 2014;46(9):849-57.
10. Nadeau SM, Lauziere S, Mievilte C, Betschart M. Locomotor asymmetry in post-stroke individuals: Why and how to use the split-belt treadmill to improve the gait performance. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. 2015;58:e87.
11. Tyrell CM, Helm E, Reisman DS. Learning the spatial features of a locomotor task is slowed after stroke. Journal of Neurophysiology. 2014;112(2):480-9.
12. Morton SM, Bastian AJ. Cerebellar contributions to locomotor adaptations during splitbelt treadmill walking. Journal of Neuroscience. 2006;26(36):9107-16.

13. Betschart M, Lauziere S, Mieville C, McFadyen BJ, Nadeau S. Changes in lower limb muscle activity after walking on a split-belt treadmill in individuals post-stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;32:93-100.
14. Kim JH, Sim WS, Won BH. Effectiveness of elastic band-type ankle-foot orthoses on postural control in poststroke elderly patients as determined using combined measurement of the stability index and body weight-bearing ratio. *Clinical Interventions in Aging*. 2015;10:1839-47.
15. Jang SH, Lee MH, Kim KD. The influence of an ankle foot orthosis on the percentage of weight loading during standing tasks in stroke patients. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(9):2887-90.
16. Tyson SF, Kent RM. Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: A systematic review and pooled meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2013;94(7):1377-85.
17. Bouchalova V, Houben E, Tancsik D, Schaekers L, Meuwis L, Feys P. The influence of an ankle-foot orthosis on the spatiotemporal gait parameters and functional balance in chronic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 28(5):1621-8.
18. Vistamehr A, Kautz SA, Neptune RR. The influence of solid ankle-foot-orthoses on forward propulsion and dynamic balance in healthy adults during walking. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(5):583-9.
19. Romkes J, Schweizer K. Immediate effects of unilateral restricted ankle motion on gait kinematics in healthy subjects. *Gait and Posture*. 2015;41(3):835-40.
20. Neumann D. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. 2nd ed 2010. 752 p.
21. Tyson SF, Sadeghi-Demneh E, Nester CJ. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clinical rehabilitation*. 2013;27(10):879-91.
22. Eng JJ, Tang PF. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics*. 2007;7(10):1417-36.
23. Malone LA, Vasudevan EVL, Bastian AJ. Motor adaptation training for faster relearning. *Journal of Neuroscience*. 2011;31(42):15136-43.
24. Dimiskovski M, Scheinfeld R, Higgin D, Krupka A, Lemay MA. Characterization and validation of a split belt treadmill for measuring hindlimb ground-reaction forces in able-bodied and spinalized felines. *Journal of Neuroscience Methods*. 2017;278:65-75.
25. Malone LA, Bastian AJ. Thinking about walking: effects of conscious correction versus distraction on locomotor adaptation. *Journal of neurophysiology*. 2010;103(4):1954-62.
26. Lauziere S, Mieville C, Betschart M, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S. A more symmetrical gait after split-belt treadmill walking increases the effort in paretic plantar flexors in people post-stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2016;48(7):576-82.
27. Vasudevan EVL, Torres-Oviedo G, Morton SM, Yang JF, Bastian AJ. Younger is not always better: Development of locomotor adaptation from childhood to adulthood. *Journal of Neuroscience*. 2011;31(8):3055-65.

28. Vazquez A, Statton MA, Busgang SA, Bastian AJ. Split-belt walking adaptation recalibrates sensorimotor estimates of leg speed but not position or force. *Journal of Neurophysiology*. 2015;114(6):3255-67.
29. Nunzio AM, Zanetti C, Schieppati M. Post-effect of forward and backward locomotion on body orientation in space during quiet stance. *European Journal of Applied Physiology*. 2009;105(2):297-307.
30. Barela AM, de Freitas PB, Celestino ML, Camargo MR, Barela JA. Ground reaction forces during level ground walking with body weight unloading. *Brazilian journal of physical therapy*. 2014;18(6):572-9.
31. Malone LA, Bastian AJ. Age-related forgetting in locomotor adaptation. *Neurobiology of Learning and Memory*. 2016;128:1-6.

Annexes

Annexe 1

Justification du choix des variables – Section sur l’OSR

Afin de déterminer quelles variables sont les plus intéressantes à analyser, il importe de se remémorer quel est le mécanisme du tapis roulant DC. Le mouvement continu des courroies induit une perturbation majoritairement dans le plan antéro-postérieur, ce qui force le sujet à marcher vers l’avant s’il ne veut pas tomber du tapis. Ensuite, l’asymétrie de vitesse des courroies joue un rôle important sur la longueur de pas. En effet, une vitesse augmentée force inévitablement le sujet à modifier la longueur de ses pas afin de ne pas perdre équilibre. De plus, il ne faut pas oublier que le but ultime de l’utilisation du tapis DC en clinique est d’améliorer la symétrie à la marche via entre autres, par une augmentation de la longueur de pas. Ainsi, par le mécanisme d’action du tapis DC, il est essentiel d’étudier les forces antéro postérieures et les longueurs de pas. Les variables sélectionnées pour les forces antéro-postérieures sont les temps pour atteindre les deux sommets, l’amplitude de ces sommets ainsi que les aires des courbes.

Par ailleurs, le facteur d’intérêt dans cette section est l’utilisation de l’OSR. Il importe de vérifier quel est l’effet de l’orthèse sur lors des post-effets. Il semble donc essentiel de vérifier, d’une part, l’efficacité de la restriction à la cheville induite par l’OSR et ensuite d’étudier les effets ipsi et contralatéraux de cette restriction. Les angles à la cheville s’avèrent donc une variable de choix. Les angles minimaux (flexion plantaire) et minimaux (flexion dorsale) seront examinés.

Ensuite, tel que proposé dans l'hypothèse initiale, il est attendu que la restriction à la cheville induise effets plus importants aux articulations proximales. Avec l'appareillage utilisé dans cette expérimentation, le seul moyen de déterminer s'il y a compensation proximale, c'est en regardant la différence de hauteur des segments du pied. Une hauteur modifiée du pied par rapport à la condition contrôle signifierait inévitablement une augmentation d'activité proximale. En ce sens, les hauteurs du bout du pied devront être analysées. La hauteur des malléoles et du talon seront négligées, car elles n'apportent pas, à priori, d'effet ajouté à la valeur sélectionnée.

Pour terminer, les temps en appui unipodal et en double appui ainsi que leur ratio lors du cycle de marche permettront d'analyser les tendances d'appui et d'oscillation des sujets durant la marche. La cheville ayant une moins grande capacité d'adaptation lorsque l'OSR est en place, il est fortement possible que les temps d'appui soient diminués, et il sera intéressant de voir si des post-effets sont présents à ce niveau.

Annexe 2

Protocoles semblables à celui utilisé dans la présente étude

Légende : nombre de minutes réparties selon les phases suivantes ;

vitesse de référence lente, vitesse de référence rapide, vitesse de référence lente –
phase d'adaptation – phase de post-adaptation

Reisman et al. et Vasudavan et al. : 2,2,2 - 15 – 6

Lauzière et al. : 2 3 – 6 – 6 (pas de vitesse de référence rapide)

Vazquez et al. : 1 – 15 -10 (pas de vitesse de référence rapide)

- (1) Reisman, D. S., et al. (2007). "Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke." *Brain* 130(7): 1861-1872.
- (2) Lauzière, S., et al. "A more symmetrical gait after split-belt treadmill walking increases the effort in paretic plantar flexors in people post-stroke." *Journal of Rehabilitation Medicine* 48(7): 576-582.
- (3) Vazquez, A., et al. (2015). "Split-belt walking adaptation recalibrates sensorimotor estimates of leg speed but not position or force." *Journal of Neurophysiology* 114(6): 3255-3267.

- (4) Lauziere, S., et al. (2014). "Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals." *Journal of Rehabilitation Medicine* 46(9): 849-857.
- (5) Vasudevan, E. V. L., et al. (2011). "Younger is not always better: Development of locomotor adaptation from childhood to adulthood." *Journal of Neuroscience* 31(8): 3055-3065.