

1 **Faisabilité et reproductibilité d'un exosquelette capable de répliquer des**
2 **rétractions musculaires à la marche : application sur les gastrocnémiens et**
3 **soléaires.**

4 ATTIAS Michael (1,3) ; BONNEFOY-MAZURE Alice (1) ; TABARD Anne (1), CARCREFF Lena (1);
5 HOFFMEYER Pierre (4), DECOULON Geraldo (2), ARMAND Stéphane (1)

6 1) Laboratoire de Cinésiologie, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

7 2) Service de pédiatrie orthopédique, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

8 3) HES-SO Haute Ecole Spécialisée de Suisse occidentale, Haute Ecole de Santé de Genève, Suisse

9 4) Service d'orthopédie, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse

10

11 **Auteur correspondant :**

12 Nom : ATTIAS Michael

13 Adresse : Rue Gabrielle Perret-Gentil 4, 1205 Genève, Laboratoire de Cinésiologie

14 Téléphone : 0041.76.386.21.13

15 Mail :

16 Michael.Attias@hcuge.ch

17 Alice.BonnefoyMazure@hcuge.ch

18 Anne.Tabard@hcuge.ch

19 lena.carcreff@gmail.com

20 Pierre.Hoffmeyer@hcuge.ch

21 Geraldo.deCoulon@hcuge.ch

22 Stephane.armand@hcuge.ch

23

24 **Remerciements :**

25 Cette étude a été financée par le Fond National Suisse de la Recherche Scientifique (FNS), projet :
26 325230_146801.

27

28 Cette recherche a été présentée au 14ème congrès de la SOFAMEA (société francophone d'analyse
29 de mouvement chez l'enfant et l'adulte) à Genève (Université de Genève – Uni Dufour) du 4 au 6
30 février 2015 sur le thème « Apport clinique de l'analyse du mouvement : évidence et perspective ».

31 Je, soussigné, auteur principal, atteste que le matériel de l'article intitulé titre de l'article n'a pas été
32 publié, et qu'il n'est pas soumis pour publication par ailleurs. »

33 Le 30 avril 2015

Attias Michael



34

35

36 **Faisabilité et reproductibilité d'un exosquelette capable de répliquer des**
37 **rétractions musculaires à la marche : application sur les gastrocnémiens et**
38 **soléaires.**

39 **Résumé :**

40 Introduction

41 La rétraction limite la mobilité des articulations. L'objectif de cette étude est de concevoir et
42 d'évaluer la reproductibilité d'un exosquelette capable d'émuler des rétractions.

43 Méthode

44 Quatre combinaisons de rétraction ont été émulées sur 9 participants « sains » : unilatérales et
45 bilatérales sur les muscles gastrocnémiens et soléaires. Deux sessions d'analyse de la marche
46 ont été effectuées à une semaine d'intervalle afin d'évaluer la reproductibilité de l'émulation
47 des rétractions.

48 Résultats

49 L'exosquelette a été construit avec succès selon les règles fixées. Une reproductibilité
50 d'acceptable à excellente de ce nouvel outil a été mesurée pour l'émulation de rétractions sur
51 les muscles gastrocnémiens et soléaires.

52 Conclusion

53 Cette nouvelle approche permettra de mieux comprendre les altérations de marche en lien
54 avec les rétractions en différenciant altérations et compensations.

55 **Mots clés :** contracture, marche, rétraction musculaire, exosquelette, simulation

56 **Feasibility and reproducibility of an exoskeleton able to replicate muscle**
57 **contractures during walking: application to gastrocnemius and soleus**
58 **muscles.**

59 **Abstract:**

60 Introduction

61 Contracture limits joint mobility. The purpose of this study was to develop an exoskeleton
62 able to emulate contractures and to evaluate its reliability.

63 Method

64 Four combinations of contracture were emulated on 9 "healthy" participants on unilateral and
65 bilateral gastrocnemius and soleus muscles. Two sessions of gait analysis were performed at
66 an interval of one week to assess the reproducibility of emulated contractures.

67 Results

68 An exoskeleton was successfully built according to the fixed rules. A reliability from
69 acceptable to excellent of this new tool was measured for contractures emulated at
70 gastrocnemius and soleus muscles.

71 Conclusion

72 This new approach will permit to better understand the gait deviations related to contractures
73 by a better discrimination between alterations and compensations.

74 **Keywords:** contracture, gait, exoskeleton, simulation

75 **Introduction**

76 Etre capable de marcher sans ressentir de douleur, de fatigue ou autres altérations est
77 considéré comme une priorité pour les activités de la vie de tous les jours et est étroitement lié
78 à la qualité de vie de chacun (Hoang, Gandevia, & Herbert, 2014; Prabhu, Swaminathan, &
79 Harvey, 2013). De nombreuses atteintes au niveau neurologique, musculaire et/ou
80 squelettique peuvent engendrer des altérations de la marche. Une compréhension précise de
81 ces altérations est nécessaire pour optimiser les stratégies thérapeutiques. Parmi ces atteintes,
82 la rétraction est l'une des plus fréquentes. Elle correspond à une limitation de la mobilité
83 passive des articulations (Hoang, et al., 2014) par l'augmentation de la raideur des tissus mous
84 autour des articulations (Prabhu, et al., 2013). Elle est impliquée dans de nombreuses
85 pathologies (paralysie cérébrale (Ballaz, Plamondon, & Lemay, 2010), sclérose en plaques,
86 conséquence de lésion de la moelle épinière ou d'accident vasculaire cérébral (Hoang, et al.,
87 2014), etc.). Différentes structures peuvent être impliquées dans une rétraction : ligaments,
88 tendons, muscles, tissu conjonctif. Les causes supposées les plus communes étant
89 l'immobilisation (Akeson, Amiel, & Woo, 1980), la faiblesse musculaire (Farmer & James,
90 2001) et la spasticité (Botte, Nickel, & Akeson, 1988). Les conséquences des rétractions sur
91 les activités de la vie quotidienne sont des difficultés à marcher (Leung, Smith, Harvey,
92 Moseley, & Chapparo, 2014; Park, Park, Kim, & Rha, 2006), des pertes d'équilibres avec
93 risque de chute (Hoang, et al., 2014) et des déformations osseuses influençant la posture
94 (Nicodemo, Arrigoni, Bersano, & Masse, 2014).

95 Une approche expérimentale a été utilisée dans plusieurs études pour induire des limitations
96 d'amplitudes articulaires par des moyens mécaniques (cordes, élastiques, orthèses, etc.). En
97 2007, Matjacic and Olensek (2007) ont émulé une marche de type « crouch gait ». Cette
98 approche leur a permis de déterminer le degré d'implication des groupes musculaires
99 iliopsoas et ischio-jambiers dans la marche de type « crouch gait ». Goodman, et al. (2004)

100 puis Houx, Lempereur, Remy-Neris, and Brochard (2013) ont quant à eux évalué l'influence
101 d'une marche en équin unilatérale ainsi que les mécanismes de compensations. Ils ont
102 expliqué que les limitations d'amplitudes de hanche et d'extension du genou lors de la marche
103 des personnes atteintes d'hémiplégie ne sont pas nécessairement causées par une rétraction au
104 niveau des ischio-jambiers et/ou des fléchisseurs de hanche, mais plutôt liées à la rétraction
105 des fléchisseurs plantaires de cheville uniquement. Harato, et al. (2008) ont étudié la
106 rétraction du genou sur la cinématique du tronc et ont ainsi déterminé le niveau de rétraction
107 de flexion du genou nécessaire pour obtenir une différence significative au niveau des
108 mouvements du tronc lors de la marche. Whitehead, Hillman, Richardson, Hazlewood, and
109 Robb (2007) ont émulé une rétraction des ischio-jambiers à partir d'un exosquelette. Ils ont
110 donc déterminé que pour avoir un effet significatif sur la cinématique du genou pendant la
111 marche, l'angle poplité devait être supérieur à 85°. Les résultats de ces différentes études ont
112 un apport indéniable dans la compréhension de la marche pathologique en mettant en
113 évidence le lien entre une rétraction pouvant être mesurée pendant un examen clinique et les
114 troubles de la marche d'une personne. Cependant, ces études se sont focalisées sur un ou deux
115 muscles. A notre connaissance, aucune étude n'a réalisé un système externe permettant
116 d'émuler des combinaisons de retractions sur les principaux groupes musculaires du membre
117 inférieur.

118 L'objectif de cette étude était donc de 1) concevoir et de construire un exosquelette capable
119 d'émuler de multiples retractions unilatérales et bilatéralement des muscles les plus affectés
120 par les retractions au niveau du membre inférieur, et de 2) quantifier la reproductibilité de la
121 cinématique de la cheville avec des retractions émulées uni- et bi-latéralement au niveau des
122 muscles gastrocnémiens et soléaires.

123 **Méthode**

124 **Conception d'un exosquelette :**

125 Un exosquelette a été construit sur la base de celui de Matjacic and Olensek (2007) en

126 respectant les règles suivantes :

127 - L'exosquelette peut s'ajuster sur différentes morphologies.

128 - Pendant le mouvement, les coiffes plastiques sont solidaires du segment sur lequel elles
129 sont attachées.

130 - Il permet la pose de marqueurs réfléchissants directement sur la peau.

131 - Il n'influence pas la marche normale si aucune rétraction n'est émulée.

132 - Il respecte les principales lignes d'actions musculaires.

133 - Il peut répliquer des retractions sur les principaux muscles des membres inférieurs affectés
134 par des retractions.

135 La fabrication de l'exosquelette a été réalisée par la société Giglio Partners Orthopedie.

136 L'exosquelette, nommé « MIKE » : **M**uscle **c**ontracture **I**nduced by an **E**xoskeleton est
137 présenté sur la figure 1. Il a été construit avec des coiffes plastiques englobant le bassin, les
138 cuisses, les mollets et des chaussures modifiées avec des points d'attaches. Une découpe
139 particulière des coiffes plastiques a permis de poser directement les marqueurs réfléchissants
140 sur la peau des participants. De plus, cette conception permet de faire marcher chaque
141 participant avec et sans l'exosquelette sans que les marqueurs ne soient déplacés lors de son
142 retrait.

143 L'objectif de l'exosquelette est de pouvoir induire des retractions unilatérales et bilatérales
144 pouvant être appliquées sur les muscles (ou groupes musculaires) des membres inférieurs. Le
145 choix de ces muscles ou groupes musculaires a été guidé par le niveau d'importance des
146 retractions décrit dans la littérature : peroneus, tibialis posterior, soleus, gastrocnemius, rectus
147 femoris, adducteurs de hanche, ischio-jambiers et ilio-psoas (Graham & Harvey, 2007;
148 Molenaers, Desloovere, Fabry, & De Cock, 2006; Molenaers, Van Campenhout, Fagard, De
149 Cat, & Desloovere, 2010; Van Campenhout & Molenaers, 2011). La rétraction a ensuite été

150 induite par des cordes positionnées sur l'exosquelette. Les propriétés des cordes limitant les
151 amplitudes articulaires ont été choisies de telle sorte qu'elles miment les propriétés passives
152 du complexe musculo-tendineux selon deux conditions : les cordes ne doivent pas bloquer
153 instantanément le mouvement et celui-ci doit agir progressivement avec une force de freinage
154 augmentée à la fin de la rétraction. Les points d'insertions étant souvent trop profonds et
155 multiples, pour les muscles sélectionnés, seule la ligne d'action musculaire principale a été
156 utilisée pour définir les points d'attache des cordes sur l'exosquelette en lien avec l'anatomie
157 sous-jacente des participants.

158



159

160 **Figure 1 :** Exosquelette « MIkE » (*Muscle contracture Induced by an Exoskeleton*) avec une
161 rétraction émulée sur le soléaire droit.

162

163 **Protocole:**

164 **Participants :**

165 Neuf participants sains (6 femmes, 3 hommes) âgés entre 18 et 35 ans (âge : 27 ans +/-5.7 ;

166 taille : 170cm+/-8.9 ; poids : 66.3kg+/-7.8), ne présentant pas de problème neurologique ou

167 orthopédique ont participé à cette étude. Tous les participants ont donné leur consentement.

168 Cette étude a été approuvée par une commission d'éthique avant la récolte des données.

169 *Evaluation de la marche :*

170 Tous les participants ont réalisé une analyse quantifiée de la marche (AQM) incluant un
171 enregistrement de la cinématique avec un système d'analyse du mouvement de douze cameras
172 (Vicon Peak Mx3+, Oxford, UK). Il a été demandé aux participants de marcher le long d'un
173 chemin de 10 mètres à vitesse spontanée. Un minimum de trois essais par condition a été
174 réalisé. Les cycles de marche de ces essais ont été moyennés pour l'analyse. Chaque
175 participant était équipé de 34 marqueurs réfléchissants positionnés au niveau de la tête, du
176 thorax, du bassin et bilatéralement des bras, des cuisses, des mollets et des pieds selon le
177 modèle «Plug-in-Gait » (Davis, Ounpuu, Tyburski, & Gage, 1991).

178 Afin d'avoir des émulations de rétractions le plus proche possible de cas réels, les amplitudes
179 articulaires passives de la base de données du laboratoire de cinésiologie Willy Taillard des
180 Hôpitaux Universitaires de Genève ont été analysées. Ces amplitudes articulaires passives
181 sont mesurées sur table d'examen et servent à mesurer les rétractions articulaires des patients.

182 La base de données comporte 985 patients avec des pathologies diverses affectant la marche.

183 Le premier percentile des résultats a été pris en compte pour émuler les différentes rétractions.

184 Ainsi, les gastrocnémiens ont été rétracté à 20° de flexion plantaire de cheville (mesure genou
185 en extension) et les soléaires à 10° de flexion plantaire de cheville (mesure genou en flexion

186 de 90°). Quatre combinaisons de rétractions ont été émulées (gastrocnémiens unilatérale,
187 gastrocnémiens bilatérales, soléaire unilatérale et soléaires bilatérales). La cinématique de la

188 marche avec exosquelette sans que des rétractions soient émulées a été comparée avec la

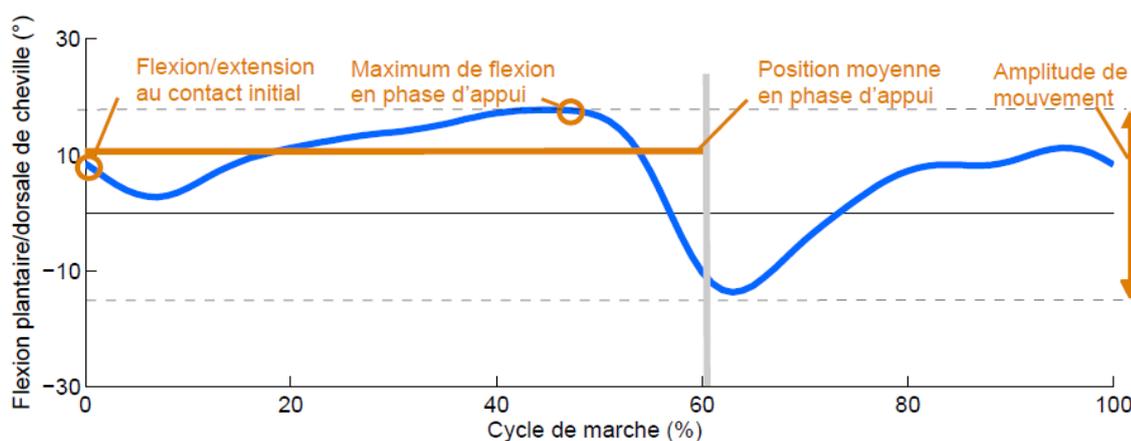
189 cinématique de la marche sans exosquelette afin d'évaluer l'influence de l'exosquelette sur la

190 marche. Deux sessions ont été effectuées à une semaine d'intervalle afin de montrer la

191 possibilité d'émuler une même rétraction avec un intervalle de temps donnée (analyse de la
 192 reproductibilité des rétractions émulées).

193 **Analyse de donnée et statistique :**

194 Les variables cinématiques prises en compte pour quantifier la variabilité de l'exosquelette au
 195 niveau gastrocnémiens et soléaires étaient : l'angle de flexion/extension de cheville au contact
 196 initial, l'angle de flexion maximale de cheville en phase d'appui, la position moyenne de
 197 cheville en phase d'appui, l'amplitude (flexion/extension) de cheville durant un cycle de
 198 marche (Figure 2).



199 **Figure 2 :** Exemple de graphique de la cinématique de la cheville lors d'un cycle de marche
 200 montrant les variables cinématiques utilisées pour évaluer la reproductibilité de l'exosquelette.
 201

202 Lorsque les rétractions émulées étaient unilatérales, un seul côté a été pris en compte (côté
 203 ipsi-latérale à la rétraction émulée). Lorsque les rétractions émulées étaient bilatérales, les
 204 deux côtés ont été pris en compte. En fonction de ces variables, la reproductibilité a été
 205 mesurée avec le coefficient de corrélation intra-classe (ICC), le graphique de Bland et
 206 Altman, l'erreur standard de mesure (SEM) [$Ecart\ Type \times \sqrt{1 - ICC}$] et le plus petit
 207 changement détectable (SDC) [$1.96 \times SEM \times \sqrt{2}$] (Allet, et al., 2008; Ota, Ueda, Aimoto,
 208 Suzuki, & Sigward, 2014; Turcot, et al., 2008). L'ICC a été évalué selon l'échelle de Shrout

209 and Fleiss (1979) [ICC<0.4 : mauvaise reproductibilité / ICC 0.4-0.75 : reproductibilité
210 acceptable / ICC>0.75 : excellente reproductibilité].

211 Pour la reproductibilité avec et sans exosquelette, l'ICC, le SEM et le SDC ont été calculés
212 pour chaque variable entre les deux sessions à une semaine d'intervalle, côté gauche et droit
213 ensemble. Enfin, un test-t de Student a été réalisé afin d'évaluer si la cinématique de la
214 marche était similaire ($p<0.05$) entre les différentes conditions avec et sans exosquelette.

215 Pour la reproductibilité avec les différentes rétractions, la moyenne des variables
216 cinématiques de l'ICC, du SEM et du SDC a été calculée. L'analyse des données, les
217 statistiques et graphiques ont été réalisés avec MATLAB R2012b (MathWorks, USA) et
218 l'open-source Biomechanical ToolKit package pour MATLAB (Barre & Armand, 2014).

219

220 **Résultats**

221 *Comparaison de la marche avec et sans exosquelette*

222 La cinématique de la marche avec et sans exosquelette (Table 1) a présenté une différence
223 significative uniquement dans la flexion/extension de la cheville au contact initial.

224 **Table 1** : Comparaison de la cinématique de la cheville lors de la marche sans exosquelette et avec
225 exosquelette sans rétraction émulée

Cinématique de la cheville (plan sagittal)	Sans exosquelette	Avec exosquelette	Valeur p
	Moyenne (Ecart type)	Moyenne (Ecart type)	
Flexion/extension contact initial	7.99 (3.16)	5.88 (2.39)	0.0001*
Maximum de flexion en phase d'appui	17.17 (2.07)	16.83 (2.0)	0.164
Position moyenne en phase d'appui	8.1 (2.13)	7.86 (1.65)	0.359
Amplitude de mouvement	31.3 (4.22)	31.09 (4.06)	0.51

226 *= $p<0.05$, différence significative

227

228

229 ***Reproductibilité avec et sans exosquelette sans rétraction émulée :***

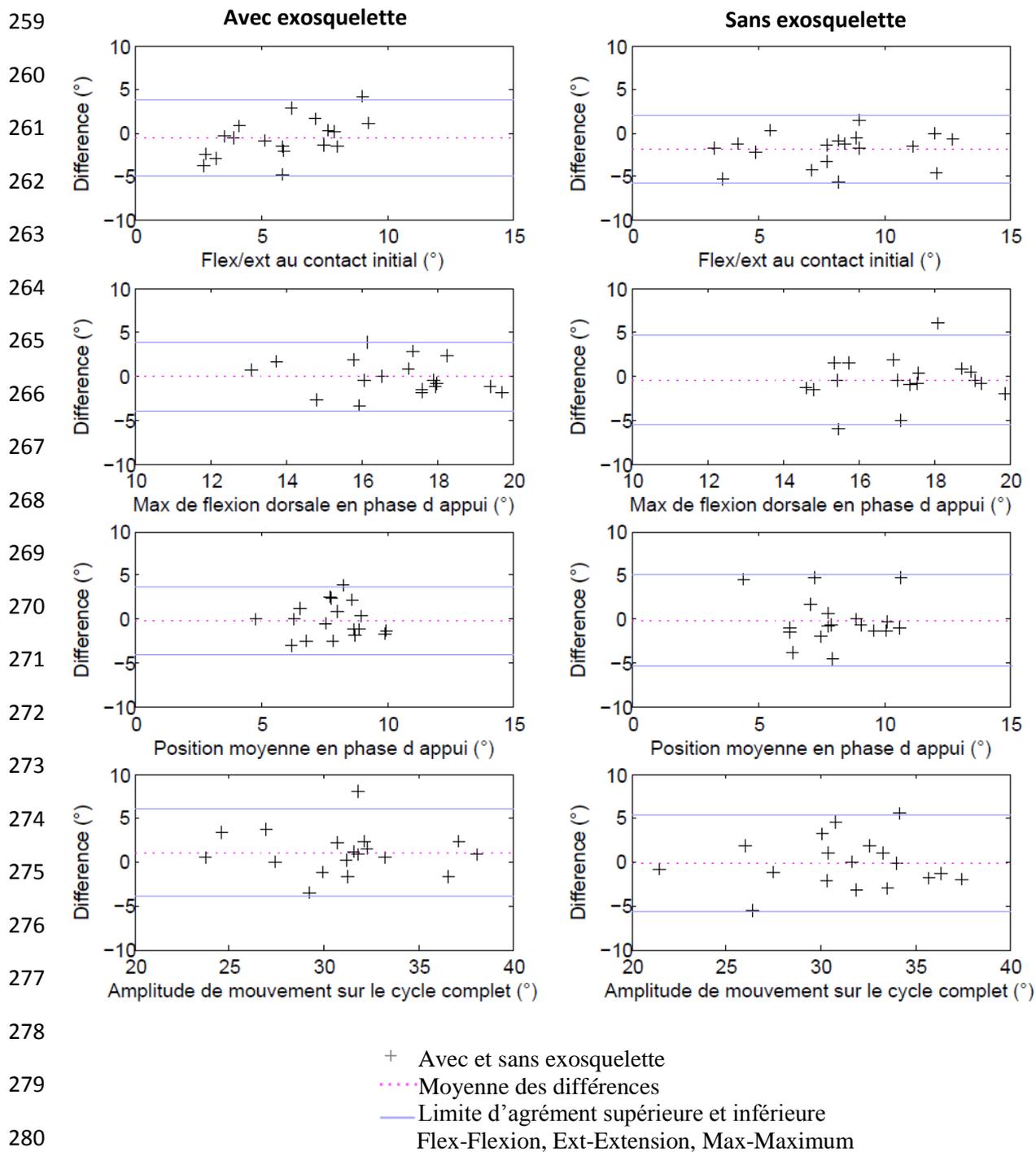
230 Les résultats de reproductibilité de la marche avec et sans exosquelette à une semaine
231 d'intervalle sont présentés dans la table 2 et illustrés par les graphiques de Bland et Altman
232 dans la figure 3. Dans la condition de marche sans exosquelette, les résultats ont montré une
233 excellente reproductibilité des variables de la cheville dans le plan sagittal au niveau de
234 l'amplitude de mouvement durant le cycle de marche (ICC : 0.88) et de la flexion/extension
235 au contact initial (ICC : 0.77). Une reproductibilité acceptable a été mesurée pour la position
236 moyenne en phase d'appui (ICC : 0.45) et une mauvaise reproductibilité pour le maximum de
237 flexion en phase d'appui (ICC : 0.38). Dans la condition de marche avec l'exosquelette sans
238 qu'aucune rétraction ne soit émulée, les résultats ont montré une excellente reproductibilité
239 des variables de la cheville dans le plan sagittal au niveau de l'amplitude de mouvement
240 durant le cycle de marche (ICC : 0.88). Une reproductibilité acceptable a été mesurée pour la
241 flexion/extension au contact initial (ICC : 0.71), pour le maximum de flexion en phase
242 d'appui (ICC : 0.70) et pour la position moyenne en phase d'appui (ICC : 0.47). Le SEM et le
243 SDC ont démontré une variation de mesure légèrement plus élevée que pour la condition de
244 marche avec exosquelette mais les deux conditions de marche ont montré des résultats en
245 dessous de 2° pour le SEM et en dessous de 4.5° pour le SDC. Les graphiques de Bland et
246 Altman ont montré que la plupart des différences se situaient dans la zone des limites
247 d'agrément avec peu de déplacement de la moyenne des différences (moins de 3° pour la
248 variable de flexion/extension au contact initial pour la condition sans exosquelette et moins de
249 1° pour les autres variables).

250

251 **Table 2** : Reproductibilité de la cinématique de la cheville lors de la marche sans exosquelette et avec
 252 exosquelette sans rétraction émulée

Cinématique de la cheville (plan sagittal)	Sans exosquelette					Avec exosquelette				
	Moyenne semaine 1(°)	Moyenne semaine 2(°)	ICC (IC)	SEM (°)	SDC (°)	Moyenne semaine 1(°)	Moyenne semaine 2(°)	ICC (IC)	SEM (°)	SDC (°)
Flexion/extension contact initial	7.0	9.0	0.77 (0.4-0.91)	1.5	4.2	5.5	6.2	0.71 (0.24-0.89)	1.2	3.6
Maximum de flexion en phase d'appui	16.9	17.4	0.38 (-0.62-0.77)	1.6	4.5	16.8	16.9	0.70 (0.21-0.89)	1.1	3.1
Position moyenne en phase d'appui	8.0	8.2	0.45 (-0.45-0.79)	1.5	4.4	7.8	7.9	0.47 (-0.37-0.80)	1.2	3.3
Amplitude de mouvement	31.2	31.4	0.88 (0.69-0.96)	1.4	4.0	31.6	30.5	0.88 (0.69-0.95)	1.4	3.9

253 *Mouvements de la cheville dans le plan sagittal concernant les variables de flexion/extension au*
 254 *contact initial, le maximum de flexion en phase d'appui, la position moyenne en phase d'appui et*
 255 *l'amplitude de mouvement durant tout le cycle de marche. Le coefficient de corrélation intra-classe*
 256 *(ICC) avec l'intervalle de confiance (IC), l'erreur standard de mesure (SEM) [Ecart Type $\times \sqrt{1 -$*
 257 *ICC], le plus petit changement détectable (SDC) [$1.96 \times SEM \times \sqrt{2}$] et les moyennes des deux*
 258 *sessions effectuées à une semaine d'intervalle sont représentés dans cette table.*



282 **Figure 3:** Graphique de Bland et Altman représentant la reproductibilité de la cinématique de la
 283 cheville des conditions de marche sans exosquelette et avec exosquelette sans rétraction émulée, à une
 284 semaine d'intervalle, selon les variables de flexion/extension en phase d'appui, du maximum de
 285 flexion dorsale en phase d'appui, de la position moyenne en phase d'appui et de l'amplitude de
 286 mouvement durant tout le cycle de marche

287

288 ***Reproductibilité avec exosquelette et rétractions émulées :***

289 Les résultats de reproductibilité de la marche avec les différentes rétractions émulées à une
 290 semaine d'intervalle sont présentés dans la table 3 et représentés par les graphiques de Bland
 291 et Altman dans la figure 4. Les résultats ont montré une excellente reproductibilité pour: la
 292 rétraction unilatérale gastrocnémiens gauche (ICC : 0.82), la rétraction bilatérale
 293 gastrocnémiens (ICC : 0.76), la rétraction bilatérale soléaire (ICC : 0.82) et une
 294 reproductibilité acceptable pour la rétraction unilatérale soléaire (ICC : 0.58). Le SEM et le
 295 SDC ont montré une plus grande variation au niveau de la rétraction unilatérale soléaire. Les
 296 graphiques de Bland et Altman ont montré que la plupart des différences se situait dans la
 297 zone des limites d'agrément avec peu de déplacement de la moyenne des différences (moins
 298 de 5° pour toutes les variables).

299

300 ***Table 3 : Reproductibilité de la cinématique de la cheville pour les différentes conditions de marche***

Rétractions	ICC (IC)	SEM(°)	SDC(°)
Gastrocnémiens bilatéral	0.76 (0.27-0.96)	2.75	7.61
Gastrocnémiens unilatéral	0.82 (0.49-0.97)	1.74	4.81
Soléaire bilatéral	0.82 (0.47-0.97)	2.16	5.99
Soléaire unilatéral	0.58 (-0.84-0.90)	3.47	9.61

301 *Rétractions émulées au niveau des gastrocnémiens unilatéral, bilatéral, soléaire unilatéral, bilatéral*
 302 *pendant la marche concernant les variables de flexion/extension au contact initial, le maximum de*
 303 *flexion en phase d'appui, la position moyenne en phase d'appui et l'amplitude de mouvement durant*
 304 *tout le cycle de marche. Le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) avec l'intervalle de confiance*
 305 *(IC), l'erreur standard de mesure (SEM) [$Ecart\ Type \times \sqrt{1 - ICC}$] et le plus petit changement*
 306 *détectable (SDC) [$1.96 \times SEM \times \sqrt{2}$] sont représentés dans cette table.*

307

308

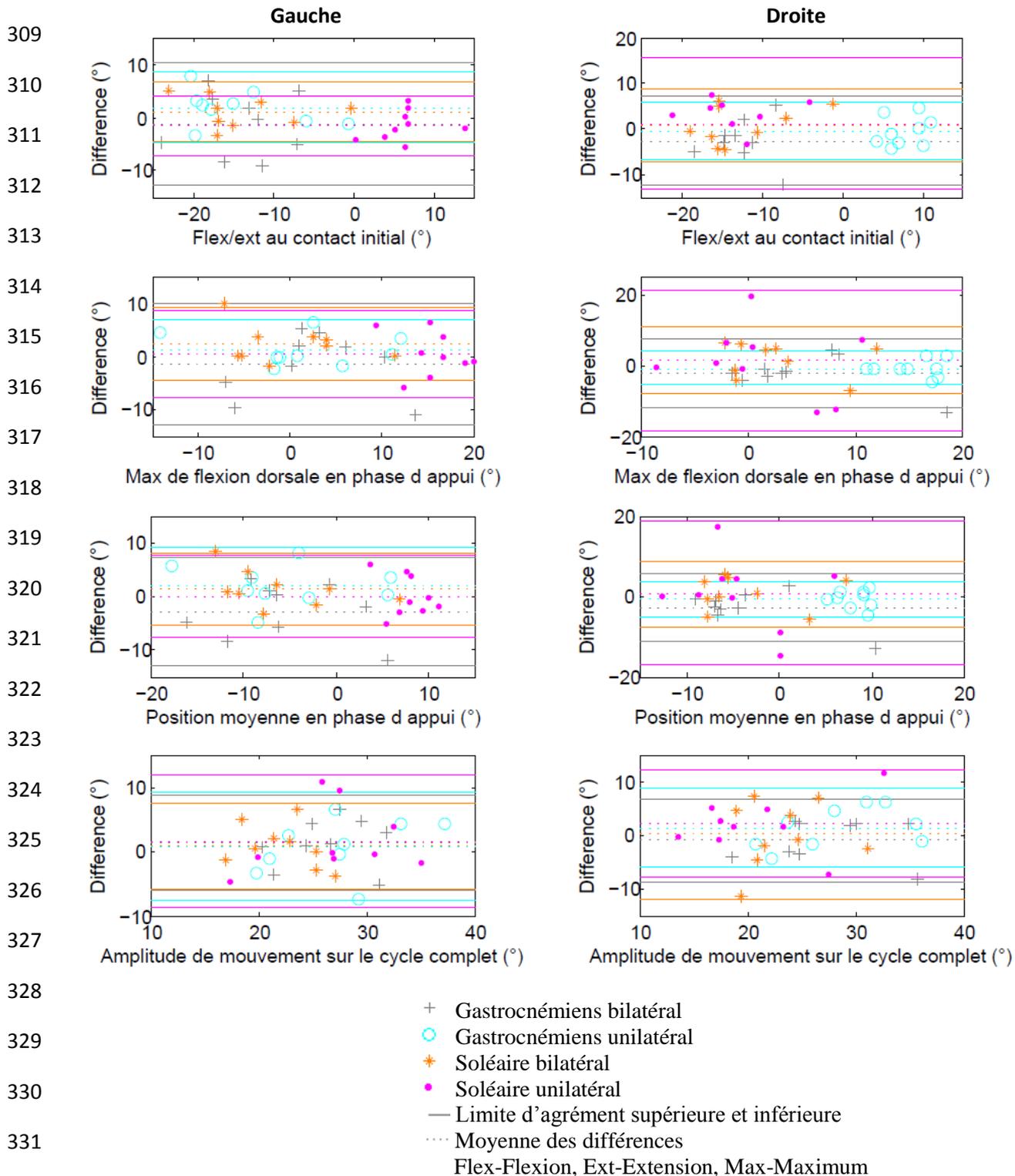


Figure 4: Graphiques de Bland et Altman représentant la reproductibilité des différentes conditions de marche (rétractions émulsés aux muscles gastrocnémiens unilatéral, bilatéral et soléaire unilatéral, bilatéral) pour les variables de flexion /extension en phase d'appui, du maximum de flexion dorsale en phase d'appui, de la position moyenne en phase d'appui et de l'amplitude de mouvement durant tout le cycle de marche.

338 **Discussion / Conclusion**

339 L'objectif de cette étude était de concevoir un exosquelette capable d'émuler des rétractions
340 musculaires à la marche sur des participants sains et d'étudier la reproductibilité de cet outil.
341 Nous avons donc montré, que la marche normale n'était pas influencée lorsque l'exosquelette
342 était porté sans rétraction (sauf au niveau du contact initial) et qu'il était capable d'émuler de
343 manière reproductible des rétractions sur les muscles gastrocnémiens et soléaires.

344 Avant de pouvoir utiliser cet outil pour tester de multiples combinaisons de rétractions, il était
345 avant tout nécessaire d'estimer sa reproductibilité. Cette dernière est liée aux variabilités
346 inter-examineurs, inter-sessions et intra-sessions (Schwartz, Trost, & Wervey, 2004). Les
347 principales sources de cette variabilité sont : la pose des marqueurs réfléchissants par
348 l'expérimentateur (DellaCroce & Sullivan, 2005), la variabilité physiologique de la marche
349 d'un individu, les artéfacts des tissus mous (Leardini, Chiari, Della Croce, & Cappozzo,
350 2005). Dans notre étude, la pose et la configuration de l'exosquelette sont d'autres éléments
351 supplémentaires qui peuvent ajouter de la variabilité. Une reproductibilité d'acceptable à
352 excellente a été calculée concernant l'émulation de rétractions sur les gastrocnémiens et
353 soléaires dans les conditions unilatérales et bilatérales. De plus, Schwartz, et al. (2004) ont
354 montré une erreur standard proche de 2° au niveau de la flexion/extension de la cheville. Dans
355 notre étude, pour la marche avec et sans exosquelette sans qu'aucune rétraction ne soit
356 émulée, l'erreur standard sur nos variables est en dessous de 2°. Pour les différentes
357 rétractions émulées, l'erreur standard est légèrement supérieure à 2° avec un maximum de
358 3.5° pour le soléaire unilatéral. Il faut prendre en considération que cette imprécision peut être
359 liée à la pose et à la configuration de l'exosquelette ou à l'adaptation de la personne à la
360 marche avec une rétraction.

361 D'autres études ont utilisé l'émulation de rétractions sur des participants sains pour mieux
362 comprendre l'influence des rétractions du triceps sural sur la marche (Goodman, et al., 2004;

363 Houx, et al., 2013; Leung, et al., 2014; Matjacic, Olensek, & Bajd, 2006). Ces études ont
364 permis de mieux comprendre l'influence d'une rétraction unilatérale à la cheville sur la
365 marche mais aucune de ces études ne s'est intéressée à une rétraction bilatérale. De plus,
366 aucune de ces études n'a étudié l'influence de leur moyen d'émulation de rétractions sur la
367 cinématique de la marche (comparaison de la marche avec et sans exosquelette) et n'a évalué
368 la reproductibilité de leur système d'émulation excepté l'étude de Ota, et al. (2014). Notre
369 étude vise donc à aller plus loin dans la compréhension des conséquences des rétractions sur
370 la marche en proposant un exosquelette « MIkE » qui peut émuler des rétractions à la marche
371 bilatéralement, sur les gastrocnémiens et le soléaire et ce de façon totalement indépendante. Il
372 sera ainsi possible par exemple, de différencier la marche en équin avec différents degrés, de
373 manière unilatérale et bilatérale et avec des combinaisons de rétractions différentes. Par la
374 suite, nous prévoyons d'étendre la possibilité d'émuler des rétractions bilatérales aux autres
375 muscles du membre inférieur.

376 ***Limites:***

377 La reproductibilité inter-examineur n'a pas été évaluée car avec la complexité d'utilisation
378 de l'exosquelette, seul un examineur a été formé à son utilisation.

379 Concernant l'exosquelette, il peut s'ajuster à différentes morphologies néanmoins pour
380 certaines morphologies (indice de masse corporelle élevée) l'exosquelette a tendance à glisser
381 malgré les antidérapants insérés à l'intérieur.

382 Il existe différentes stratégies d'adaptation qui peuvent intervenir dans la marche. Par exemple
383 la rétraction des muscles gastrocnémiens (qui sont bi-articulaires) peut influencer sur la
384 flexion plantaire, sur la flexion de genou ou une combinaison des deux. Ces différentes
385 stratégies de marche seront très intéressantes à étudier à l'aide de « MIkE » mais peuvent
386 augmenter la variabilité. Enfin, le temps d'adaptation à la rétraction pourrait aussi jouer un
387 rôle dans le choix des différentes stratégies de marche utilisées par les participants.

388 ***Conclusion:***

389 Un exosquelette, nommé « MIkE », a été construit pour émuler des rétractions uni et
390 bilatérales chez des participants sains. Une variabilité d'acceptable à excellente a été calculée
391 sur la cinématique de la marche avec l'utilisation de l'exosquelette MIkE sur les
392 gastrocnémiens et soléaires avec des conditions unilatérales et bilatérales.

393 Cette nouvelle approche développée pour étudier les altérations de marche en lien avec les
394 rétractions permettra de dégager des connaissances inédites dans le domaine. Les
395 aboutissements de ce projet contribueront à améliorer la prise en charge des altérations de la
396 marche pour les personnes atteintes de rétractions.

397

398 **Références**

- 399 Akesson, W. H., Amiel, D., & Woo, S. L. (1980). Immobility effects on synovial joints the
400 pathomechanics of joint contracture. *Biorheology*, *17*, 95-110.
- 401 Allet, L., Armand, S., de Bie, R. A., Golay, A., Monnin, D., Aminian, K., & de Bruin, E. D. (2008).
402 Reliability of diabetic patients' gait parameters in a challenging environment. *Gait Posture*,
403 *28*, 680-686.
- 404 Ballaz, L., Plamondon, S., & Lemay, M. (2010). Ankle range of motion is key to gait efficiency in
405 adolescents with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, *25*, 944-948.
- 406 Barre, A., & Armand, S. (2014). Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and
407 process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed*, *114*, 80-87.
- 408 Botte, M. J., Nickel, V. L., & Akesson, W. H. (1988). Spasticity and contracture. Physiologic aspects of
409 formation. *Clin Orthop Relat Res*, 7-18.
- 410 Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait data collection and reduction
411 technique. *Hum Mov Sci*, *10*, 575-587.
- 412 DellaCroce, F. J., & Sullivan, S. K. (2005). Application and refinement of the superior gluteal artery
413 perforator free flap for bilateral simultaneous breast reconstruction. *Plast Reconstr Surg*,
414 *116*, 97-103; discussion 104-105.
- 415 Farmer, S. E., & James, M. (2001). Contractures in orthopaedic and neurological conditions: a review
416 of causes and treatment. *Disabil Rehabil*, *23*, 549-558.
- 417 Goodman, M. J., Menown, J. L., West, J. M., Jr., Barr, K. M., Vander Linden, D. W., & McMulkin, M. L.
418 (2004). Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement
419 following a unilateral imposed equinus constraint. *Gait Posture*, *20*, 238-244.
- 420 Graham, H. K., & Harvey, A. (2007). Assessment of mobility after multi-level surgery for cerebral
421 palsy. *J Bone Joint Surg Br*, *89*, 993-994.
- 422 Gutierrez, E. M., Bartonek, A., Haglund-Akerlind, Y., & Saraste, H. (2003). Centre of mass motion
423 during gait in persons with myelomeningocele. *Gait Posture*, *18*, 37-46.
- 424 Harato, K., Nagura, T., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y., & Suda, Y. (2008). A gait analysis of
425 simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome. *Gait Posture*, *28*, 687-
426 692.
- 427 Hoang, P. D., Gandevia, S. C., & Herbert, R. D. (2014). Prevalence of joint contractures and muscle
428 weakness in people with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil*, *36*, 1588-1593.
- 429 Houx, L., Lempereur, M., Remy-Neris, O., & Brochard, S. (2013). Threshold of equinus which alters
430 biomechanical gait parameters in children. *Gait Posture*, *38*, 582-589.
- 431 Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using
432 stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait*
433 *Posture*, *21*, 212-225.
- 434 Leung, J., Smith, R., Harvey, L. A., Moseley, A. M., & Chapparo, J. (2014). The impact of simulated
435 ankle plantarflexion contracture on the knee joint during stance phase of gait: A within-
436 subject study. *Clinical Biomechanics*, *29*, 423-428.
- 437 Matjacic, Z., & Olensek, A. (2007). Biomechanical characterization and clinical implications of
438 artificially induced crouch walking: Differences between pure iliopsoas, pure hamstrings and
439 combination of iliopsoas and hamstrings contractures. *J Biomech*, *40*, 491-501.
- 440 Matjacic, Z., Olensek, A., & Bajd, T. (2006). Biomechanical characterization and clinical implications of
441 artificially induced toe-walking: differences between pure soleus, pure gastrocnemius and
442 combination of soleus and gastrocnemius contractures. *J Biomech*, *39*, 255-266.
- 443 Molenaers, G., Desloovere, K., Fabry, G., & De Cock, P. (2006). The effects of quantitative gait
444 assessment and botulinum toxin a on musculoskeletal surgery in children with cerebral palsy.
445 *J Bone Joint Surg Am*, *88*, 161-170.

- 446 Molenaers, G., Van Campenhout, A., Fagard, K., De Cat, J., & Desloovere, K. (2010). The use of
447 botulinum toxin A in children with cerebral palsy, with a focus on the lower limb. *J Child*
448 *Orthop*, *4*, 183-195.
- 449 Nicodemo, A., Arrigoni, C., Bersano, A., & Masse, A. (2014). Adult Hip Flexion Contracture due to
450 Neurological Disease: A New Treatment Protocol-Surgical Treatment of Neurological Hip
451 Flexion Contracture. *Case Rep Med*, *2014*, 349014.
- 452 Ota, S., Ueda, M., Aimoto, K., Suzuki, Y., & Sigward, S. M. (2014). Acute influence of restricted ankle
453 dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait. *Knee*, *21*, 669-675.
- 454 Park, C. I., Park, E. S., Kim, H. W., & Rha, D. W. (2006). Soft tissue surgery for equinus deformity in
455 spastic hemiplegic cerebral palsy: Effects on kinematic and kinetic parameters. *Yonsei Med J*,
456 *47*, 657-666.
- 457 Prabhu, R. K., Swaminathan, N., & Harvey, L. A. (2013). Passive movements for the treatment and
458 prevention of contractures. *Cochrane Database Syst Rev*, *12*, CD009331.
- 459 Schwartz, M. H., Trost, J. P., & Werve, R. A. (2004). Measurement and management of errors in
460 quantitative gait data. *Gait Posture*, *20*, 196-203.
- 461 Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol*
462 *Bull*, *86*, 420-428.
- 463 Turcot, K., Aissaoui, R., Boivin, K., Hagemester, N., Pelletier, M., & de Guise, J. A. (2008). Test-retest
464 reliability and minimal clinical change determination for 3-dimensional tibial and femoral
465 accelerations during treadmill walking in knee osteoarthritis patients. *Arch Phys Med Rehabil*,
466 *89*, 732-737.
- 467 Van Campenhout, A., & Molenaers, G. (2011). Localization of the motor endplate zone in human
468 skeletal muscles of the lower limb: anatomical guidelines for injection with botulinum toxin.
469 *Dev Med Child Neurol*, *53*, 108-119.
- 470 Whitehead, C. L., Hillman, S. J., Richardson, A. M., Hazlewood, M. E., & Robb, J. E. (2007). The effect
471 of simulated hamstring shortening on gait in normal subjects. *Gait Posture*, *26*, 90-96.

472

473

474