

**Faculté des sciences de la motricité**

**Effet du développement et de la fatigue sur l'organisation des cartes spinales pendant la marche chez des enfants de 5 à 15 ans présentant un développement neurologique typique**

Auteurs : PIROTTE Florine – GOFFINET Adélaïde  
Promoteur(s) : BLEYENHEUFT Yannick – DE CLERCK Célia  
Année académique 2023-2024  
Master en kinésithérapie et réadaptation [ 60.0 ] – KINE2M



## Remerciements

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude envers toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire, et qui par leurs conseils et leurs critiques ont orienté nos réflexions.

Nous souhaitons tout d'abord adresser notre reconnaissance envers la Professeure Yannick Bleyenheuft qui nous a permis de réaliser ce projet et de découvrir la recherche expérimentale. Ses encouragements positifs ont été très précieux.

Nous tenions à remercier particulièrement notre co-promotrice, Celia De Clerck, qui nous a fortement encadrées, soutenues et encouragées dans notre collecte de données. Merci à Arthur Dewolf pour sa supervision lors de l'analyse de nos données avec le logiciel Matlab. Nous remercions également Enimie Herman qui nous a grandement aidées concernant la partie rédaction.

Ensuite, nous souhaitons remercier le laboratoire MSL-IN (Motor Skill Learning and Intensive Neurorehabilitation Lab) qui nous a prêté le matériel nécessaire ainsi que tous les membres du pôle COSY qui nous ont aidées lors de la réalisation de nos expérimentations.

Sans l'accord et la disponibilité des parents, ces expérimentations n'auraient pas été possibles. C'est pourquoi nous les remercions également chaleureusement.

Nous témoignons aussi notre reconnaissance envers nos proches qui nous ont soutenues durant ce travail. Merci à celles et ceux qui nous ont relues et corrigées.

Enfin, merci à vous, chers lecteurs, qui prendrez le temps de lire ce mémoire.

## Abréviations

- BF : biceps fémoral
- CI : index de co-activation
- CoA : *center of activity* – centre d'activité
- CPG : *central pattern generators* - générateurs de schémas centraux
- DF : droit fémoral
- EMG : électromyographie
- FWHM L : *Full Width at Half Maximum (Lumbar)* - largeur totale à mi-hauteur (lombaire)
- FWHM S : *Full Width at Half Maximum (Sacral)* - largeur totale à mi-hauteur (sacral)
- GCM : gastrocnémien médial
- GCL : gastrocnémien latéral
- HABIT-ILE : *Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities*
- IL : ischio-jambiers latéraux
- IMU : unités de mesure inertielle
- MN $\alpha$  : motoneurone alpha
- PC : paralysie cérébrale
- r : coefficient de corrélation
- ST : semi-tendineux
- TA : tibial antérieur
- TD : *typically developing* - développement neurologique typique
- VL : vaste latéral
- VM : vaste médial
- 6MWT : *six-minute walk test* - test de marche des 6 minutes

# Table des matières

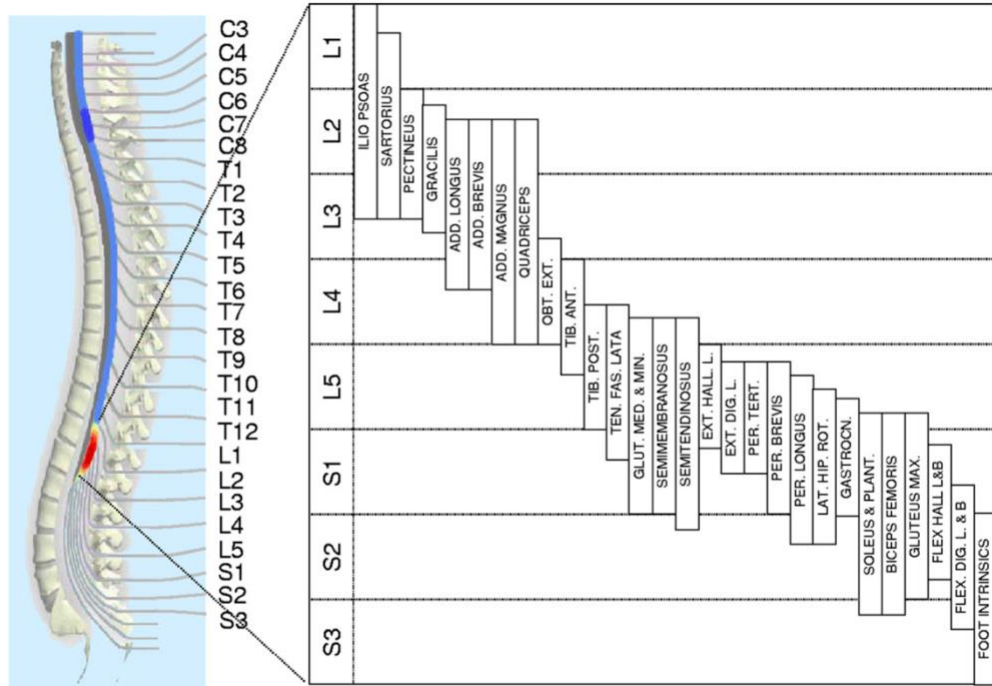
I.	INTRODUCTION .....	1
II.	METHODE.....	9
1.	Participants .....	9
2.	Acquisition des données.....	10
•	Préparation des EMG et du participant.....	11
•	Acquisition des signaux EMG.....	11
•	Test de marche des 6 minutes (6MWT) .....	11
3.	Analyse des données.....	12
•	Analyse EMG .....	13
•	Schémas spatiotemporels de l'activité des MNα dans la moelle épinière (cartes spinales).....	13
•	Données numériques récoltées .....	14
•	Analyse statistique .....	16
III.	RESULTATS .....	18
1.	Effet du genre sur les cartes spinales et les paramètres avant/ après 6MWT .....	18
2.	Effet de la fatigue sur les cartes spinales et les paramètres avant/ après 6MWT .....	19
3.	Effet du développement sur les cartes spinales et les paramètres avant/ après 6MWT chez des enfants âgés entre 5 et 15 ans .....	20
•	Valeurs numériques .....	20
•	Cartes spinales : illustrations des données numériques .....	22
IV.	DISCUSSION.....	24
1.	Effet du genre sur les cartes spinales et sur les paramètres avant/ après 6MWT .....	24
2.	Effet de la fatigue sur les cartes spinales et sur les paramètres avant/ après 6MWT .....	26
3.	Effet du développement sur les cartes spinales et sur les paramètres avant/après 6MWT chez les enfants âgés de 5 à 15 ans.....	27
4.	Enfants atteints d'une PC .....	31
V.	LIMITATIONS .....	33
VI.	CONCLUSION .....	35
VII.	ANNEXES .....	36
	Annexe 1 : Tableau sur les données démographiques des sujets .....	36
	Annexe 2 : Affiche de recrutement.....	37
	Annexe 3 : Lettre d'information officielle .....	38
	Annexe 4 : Formulaire de consentement .....	40
	Annexe 5 : Placement des électrodes de surface .....	42
	Annexe 6 : Post-filtrage manuel .....	44
VIII.	BIBLIOGRAPHIE .....	45



## I. INTRODUCTION

La locomotion humaine repose sur un modèle régulé par un ensemble de neurones spécifiques appelé les **générateurs de schémas centraux** (en anglais *central patterns generators*, CPGs) assemblés le long des segments spinaux (Cappellini et al., 2010; Ivanenko et al., 2006). Ces CPGs génèrent le rythme de base de la locomotion humaine (Ivanenko et al., 2006, 2013) et régulent donc les schémas d'activation des motoneurones lors de la locomotion (*Patterned Control of Human Locomotion*, s. d.). Autrement dit, ils régulent la coordination des différents schémas musculaires durant la marche (Ivanenko et al., 2013). L'activité des CPGs dépend d'autres réseaux neuronaux avec lesquels ils sont en interaction constante tels que des signaux afférents descendants (supra-spinaux et intra-spinaux) permettant un contrôle de l'équilibre, de la direction, de la vitesse et de la trajectoire (Cappellini et al., 2010; Ivanenko et al., 2013). Ainsi, le développement de la marche adulte à partir des premiers pas du nourrisson est perçu comme l'intégration de ces facteurs dans le contrôle de la locomotion (Ivanenko et al., 2013).

Le résultat final du circuit locomoteur, comprenant l'intégration de ces différentes interactions, est représenté par la modulation spatiotemporelle de l'activité des motoneurones alpha ( $MN\alpha$ ), responsables de la contraction musculaire (Cappellini et al., 2016). Chaque humain possède plus de 50 muscles dans chaque membre inférieur (Dewolf et al., 2019) et les  $MN\alpha$  correspondant sont situés dans la moelle épinière. Ces  $MN\alpha$  présentent une topographie bien spécifique, sont organisés en colonnes motrices, chaque niveau segmentaire étant associé à un groupe spécifique de muscles (Dewolf et al., 2019; Ivanenko et al., 2013) et chaque muscle étant innervé par plusieurs segments spinaux (Sharrard, 1964) (**Figure 1**). Ce regroupement anatomique reflète donc l'organisation de base des muscles des deux membres inférieurs lors de la locomotion (Cappellini et al., 2010).

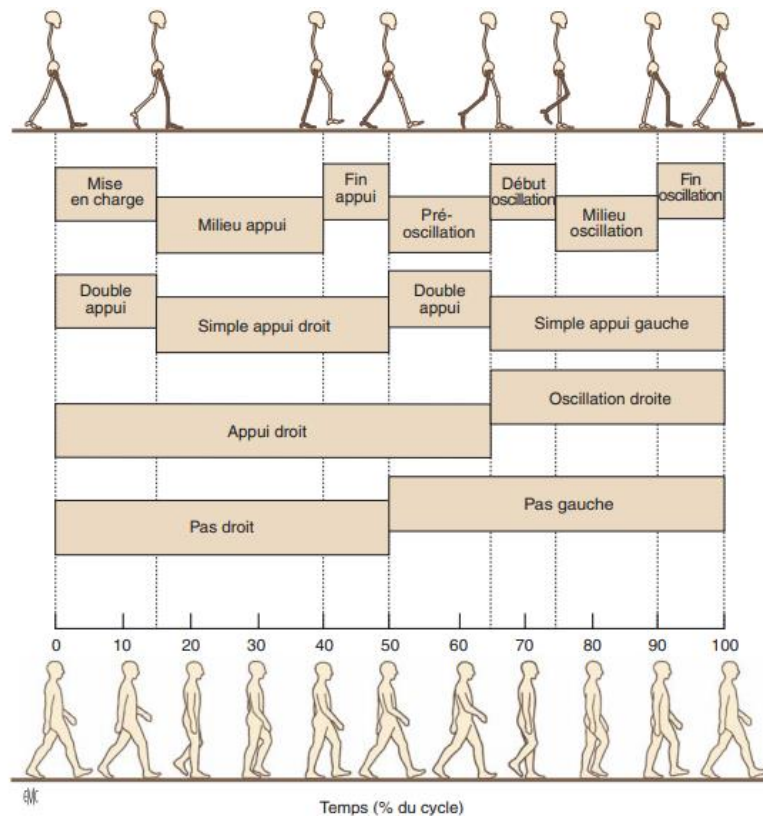


**Figure 1 :** Innervation des muscles du membre inférieur (d'après Sharrad (1994))  
(Cappellini et al., 2010)

L'activation motrice peut être estimée en obtenant des profils d'activité électromyographique de certains muscles qui peuvent être enregistrés simultanément durant la marche. L'électromyographie (EMG) illustre le signal électrique produit lors d'une contraction musculaire en représentant les propriétés anatomiques et physiologiques du muscle. Ce signal est contrôlé par le système nerveux (Chowdhury et al., 2013). Les activités EMG des différents muscles peuvent être alors cartographiées sur la localisation anatomique rostro-caudale des MN $\alpha$  au niveau de la moelle épinière (Cappellini et al., 2016). Ces schémas spatiotemporels de l'activité des MN $\alpha$ , appelés plus communément **cartes spinales**, permettent donc de fournir des informations sur les sorties des signaux nerveux produits par la moelle épinière en termes de contrôle segmentaire plutôt qu'en terme de contrôle musculaire individuel (Ivanenko et al., 2008). Cela permet dès lors de pouvoir étudier l'évolution de l'organisation spinale avec l'âge et dans différentes populations (Ivanenko et al., ; Wenger et al., 2016; Yakovenko et al., 2002).

Les cartes spinales étant évaluées durant la marche dans le cadre de ce mémoire, il est utile de rappeler que le **cycle de la marche** commence au moment où le sujet pose le talon droit au sol et se termine lorsqu'il repose ce même talon au sol, un cycle est donc composé de deux pas. Il s'agit d'une répétition de mouvements

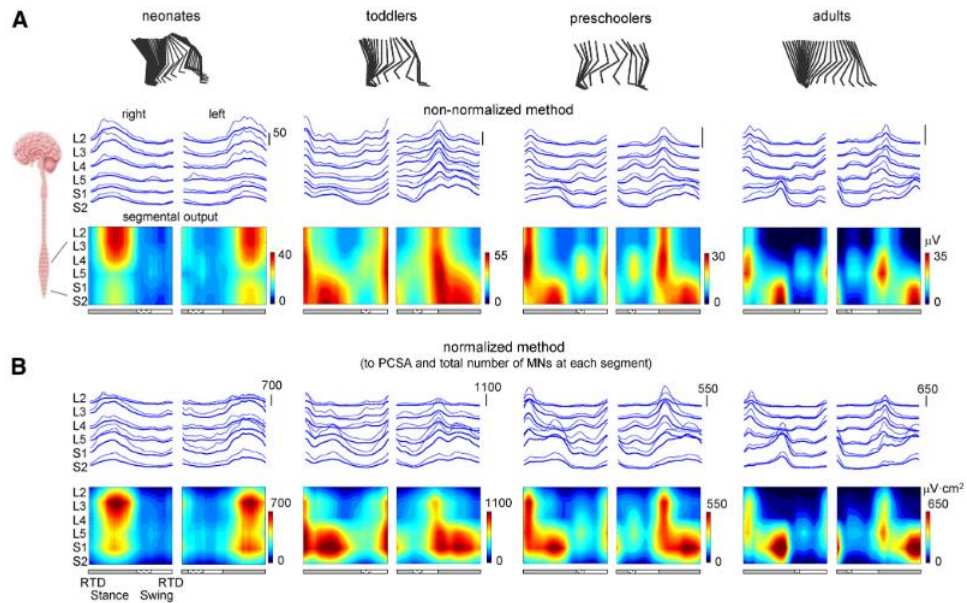
segmentaires qui se divise en une phase d'appui et une phase oscillatoire (Armand et al., 2016). Ces deux phases peuvent être encore divisées et se constituent comme suit : contact initial (0-2% du cycle), mise en charge (2-15%), milieu appui (15-40%), fin appui (40-50%), pré-oscillation (50-65%), début oscillation (65-75%), milieu oscillation (75-90%), et fin oscillation (90-100%) (Willems et al., 2012) (**Figure 2**).



**Figure 2** : Division du cycle de marche (d'après A. de Vinck) (Willems et al., 2012)

Diverses études ont déjà été réalisées chez les tout-petits concernant l'évolution des cartes spinales durant le développement de la locomotion. Les recherches menées par Cappellini et al. (2020) ont démontré que le développement de la marche chez les jeunes enfants présentant un développement neurologique typique (**TD**) entraîne une réorganisation fonctionnelle de la production locomotrice spinale avec l'âge (Dewolf et al., 2020; Ivanenko et al., 2013). En effet, des changements structurés dans la dynamique temporelle de l'activation des MN $\alpha$  dans les segments lombaires et sacrés ont été observés au début du développement locomoteur. L'activation principale des MN $\alpha$  lors de la phase d'appui passe des MN lombaires supérieurs chez le nouveau-né ( $3,7 \pm 1,8$  jours) aux MN lombaires inférieurs et sacrés chez le jeune enfant (11-14 mois) (Ivanenko et al., 2013). Des changements se traduisent chez l'enfant en âge préscolaire et chez l'adulte par des zones d'activité des MN $\alpha$

plus étroites, des foyers d'activation lombaires et sacrés plus dissociés et des durées d'activation plus brèves (Ivanenko et al., 2013) (**Figure 3**).



**Figure 3** : Cartes spatiotemporelles de l'activité des MN dans la région lombosacrée chez les nouveau-nés ( $3,7 \pm 1,8$  jours), jeunes enfants (11-14 mois), enfants préscolaires (22-48 mois) et adultes (25-40 ans). A : cartes déterminées d'après les amplitudes EMG. B : cartes déterminées en considérant le nombre de MN à chaque niveau segmentaire et le nombre d'unité motrice dans chaque muscle. La production de chaque segment spinal est représentée par les figures du haut (trait épais : moyenne, trait fin : moyenne  $\pm 1$  SD) et est reproduite avec une échelle de couleurs dans la figure du bas. (Ivanenko et al., 2013)

De plus, selon Cappellini et al. (2016), il y a une augmentation du nombre de schémas d'activation musculaire fondamentaux de la naissance à la petite enfance (Dominici et al., 2011; Lacquaniti et al., 2012). Chez le nourrisson, deux schémas d'activation sont présents (durant la phase d'appui et la phase oscillatoire). Chez le jeune enfant (11-14 mois), en plus de ces deux schémas, il y a la présence de schémas d'activation durant la phase de contact et de décollage du pied. L'intégration des schémas de base au cours des premiers mois de la vie entraîne donc une restructuration fonctionnelle de la connectivité entre les neurones, l'émergence de couches fonctionnelles supplémentaires dans les CPGs et/ ou une augmentation de l'influence descendante et sensorielle sur les CPGs. Ces éléments attestent de la maturation de la commande cortico-spinale sur les muscles des membres inférieurs lors du développement locomoteur (Lacquaniti et al., 2012). En effet, chez les nouveau-nés, le développement progressif vers une marche plus mature indique que les schémas d'activation musculaire découlent de la maturation neuronale des voies centrales et d'une intégration améliorée des commandes

centrales avec les signaux sensoriels (Yang et al., 1998). Lors de ce développement, il y a, en plus du rôle de la maturation des circuits neuronaux, celui des facteurs biomécaniques (Dewolf et al., 2020). Ces différentes études permettent donc d'affirmer que des changements dans la maturation des circuits neuronaux sont bel et bien observés dans la petite enfance.

Nuñez-Lisboa et al. (2023) se sont concentrés sur les enfants plus âgés, affirmant que la marche n'est pas encore mature à l'âge de 7 ans, contrairement aux études précédentes qui indiquaient que la marche était mature aux alentours de 7 ans (Cheron, Bengoetxea, et al., 2001; Cheron, Bouillot, et al., 2001; Dominici et al., 2010; Ivanenko et al., 2004, 2005, 2007). En effet, de nombreux aspects de la marche tels que le travail mécanique, la fréquence et la variabilité des pas, évoluent chez les enfants jusqu'à l'âge de 12 ans (Bastien et al., 2003; Hausdorff et al., 1999; Schepens et al., 2004).

Bien qu'un effet du développement ait déjà été mis en évidence, un élément important et non-négligeable reste à ce jour inconnu chez les enfants : la capacité de modification plastique de ces cartes en fonction du niveau de fatigue. Est-il vraisemblable que des changements dans des temps très courts soient observés au moyen des cartes spinales ? Ceci pourrait être observé, par exemple, en comparant des évaluations avant et après un test de marche des 6 minutes (6MWT) chez les enfants TD âgés de 5 à 15 ans en fonction de leur niveau de fatigue. Lors d'études similaires précédentes, les données permettant d'évaluer les différents schémas d'activité musculaire étaient collectées lors d'une analyse de la marche sur 8m (durant laquelle 10 à 15 pas étaient enregistrés chez les sujets) (Cappellini et al., 2016; Ivanenko et al., 2013) ou lors d'une marche sur tapis roulant durant plusieurs minutes (Ettema et al., 2022). Analyser l'effet de la fatigue sur les cartes spinales suite à la marche (6MWT) sur sol en conditions réelles représenterait donc une approche novatrice compte tenu des protocoles utilisés lors des études précédentes décrites plus haut. De plus, ces données ont souvent été collectées sur des sujets plus jeunes ou plus âgés que la tranche d'âge concernée par notre étude (5 – 15 ans). Cette notion d'investigation de la fatigue a d'autant plus d'importance si l'on envisage des recherches dans un contexte de pathologie, en particulier si l'on souhaite mesurer de potentiels changements dans des prises de mesures après un

traitement. Dès lors, un effet éventuel de la fatigue sur les mesures pourrait représenter un biais majeur dans la mesure.

Ce mémoire s'inscrit dans le cadre d'une étude à plus large échelle concernant les enfants atteints de paralysie cérébrale. La **paralysie cérébrale (PC)** est la première cause de handicap moteur de l'enfant et est une condition qui englobe divers troubles permanents du mouvement et de la posture découlant de lésions ou d'anomalies non progressives du cerveau lorsque celui-ci se trouve encore en développement (pouvant donc avoir lieu pendant la période pré-, péri-, ou post-natale (avant l'âge de 2 ans)) (Graham et al., 2016). On estime sa prévalence à 1,6 pour 1000 naissances vivantes dans les pays à haut revenus. Ce chiffre est augmenté à 3,4 naissances pour 1000 naissances vivantes dans les pays à revenus faibles ou intermédiaires (McIntyre et al., 2022).

Lorsque des lésions cérébrales surviennent durant les premières étapes du développement, la maturation du système locomoteur peut être considérablement impactée, pouvant entraîner des **altérations de la fonction motrice** et un **retard dans son développement** (Cappellini et al., 2020; Rosenbaum et al., 2014). Selon Cappellini et al. (2020), il existe des anomalies à la marche typique chez les enfants PC notamment dans la réalisation d'une flexion dorsale à l'attaque du talon, une flexion de genou en milieu d'appui, ainsi qu'une flexion plantaire de cheville et une extension de hanche en fin de phase d'appui. Ces déficiences sont également attribuées à des anomalies dans le développement des circuits spinaux. Il a été en effet observé que les enfants atteints de PC présentent peu de changements liés à l'âge comme chez les enfants TD concernant la production motrice spinale. En particulier, il a été constaté que les enfants atteints de PC manquent de maturation au niveau du contrôle de la trajectoire du pied et de la coordination intersegmentaire, des schémas d'activité musculaire et des caractéristiques spatio-temporelles de la sortie spinale segmentaire (Cappellini et al., 2016).

A ce jour, afin d'aider ces enfants à gagner davantage d'autonomie, les évidences scientifiques supportent l'utilisation des thérapies intensives basées sur l'apprentissage du contrôle moteur pour améliorer la fonction motrice dans les activités journalières chez les enfants PC (Araneda et al., 2024). Des recherches

récentes, en concordance avec des travaux antérieurs menés chez les animaux, montrent que l'augmentation progressive de la difficulté des tâches lors de l'entraînement moteur conduit à des adaptations structurelles du système nerveux central, en particulier dans le tractus corticospinal dont la qualité est améliorée suite à une prise en charge de ce type (Bleyenheuft et al., 2020). Une thérapie intensive telle que HABIT-ILE a également montré des changements dans l'activation des régions corticales impliquées dans le contrôle moteur chez les enfants PC, plus précisément une augmentation de l'activité dans le cortex moteur du côté affecté et une diminution de l'activité corticale du côté non affecté, indiquant une potentielle neuroplasticité au niveau des aires motrices (Araneda et al., 2024). Ces changements plastiques à l'échelle corticale pourraient être couplés à des changements plastiques au niveau des cartes spinales, en particulier lors de thérapies incluant un travail spécifique sur le membre inférieur. Toutefois, afin de pouvoir déterminer avec certitude un tel effet, il semble essentiel d'exclure que des variations temporaires puissent être induites dans les cartes spinales des enfants par leur niveau de fatigue.

Les buts principaux du présent mémoire sont donc premièrement d'étudier l'éventuelle présence d'un phénomène de fatigue entre avant et après un 6MWT au moyen de cartes spinales. Deuxièmement, nous souhaitons étudier le développement de la production segmentaire spinale en cartographiant la distribution de l'activité des MN $\alpha$  dans la moelle épinière lombosacrée avant et après un 6MWT chez des enfants TD âgés entre 5 et 15 ans. Nous avons émis l'hypothèse qu'il y aurait une similitude entre ces différentes cartes spinales avant et après le 6MWT et une différence en termes de représentations des schémas spatiotemporels de l'activité des MN $\alpha$  au cours du développement (chez des enfants de 5 à 15 ans).

Suite à ce mémoire, il sera possible de comparer ces cartes spinales avec celles d'enfants du même âge présentant une PC. Les différentes données concernant les enfants TD seront très utiles pour mieux comprendre le fonctionnement au niveau médullaire chez des enfants PC ainsi que pour savoir exactement si les changements observés sont liés à la pathologie, à la fatigue ou à l'âge du sujet.

Enfin, l'objectif à plus long terme est de pouvoir évaluer l'efficacité d'une intervention thérapeutique motrice intensive visant à améliorer ces paramètres chez des enfants atteints de paralysie cérébrale et ainsi pouvoir améliorer leur prise en charge en rééducation. Il n'y a en effet pas encore d'études portant sur les potentiels changements médullaires chez les enfants PC. Jusqu'ici, seuls les changements corticaux ont été étudiés (Bleyenheuft et al., 2020).

## **II. METHODE**

### **1. Participants**

Dans cette étude, 22 enfants âgés de 5 ans à 15 ans ont été recrutés, soit une fille et un garçon ayant un développement typique pour chaque âge. Les informations concernant les caractéristiques démographiques des sujets sont reprises en **Annexe 1**.

Ces enfants ont été recrutés et testés durant la période de novembre 2023 à mars 2024. La participation des enfants à cette étude s'effectuait sur base volontaire à la suite d'une distribution d'une affiche de recrutement (**Annexe 2**) sur les réseaux sociaux, au sein de plusieurs unités scoutes et de plusieurs écoles situées principalement dans la province du Brabant-Wallon et la région de Bruxelles-Capitale.

Les critères d'inclusion concernant les enfants ayant un développement typique étaient (1) de ne pas présenter de pathologie neurologique centrale ou périphérique et (2) d'être âgé entre 5 et 15 ans au moment de la récolte des données.

Les critères d'exclusion concernant les enfants ayant un développement typique étaient (1) la présence de toute pathologie neurologique centrale ou périphérique, (2) la présence de toute lésion orthopédique pouvant compromettre la marche et (3) un âge ne respectant pas les critères de l'étude (moins de 5 ans ou plus de 15 ans).

Cette étude a reçu l'approbation de la Commission d'Ethique Hospitalo-facultaire des Cliniques universitaires Saint Luc (B403201316810). Le mémoire fait partie d'un projet de recherche à plus large échelle intitulé : « Effet de la réadaptation sur les déficiences, limitation d'activité et restriction de la participation des enfants présentant des lésions neurologiques centrales. Impact des facteurs contextuels sur le fonctionnement de ces patients. Partie 2. »

Chaque participant et participante ainsi que les 2 parents ont reçu un document officiel expliquant le déroulement et les objectifs de l'expérimentation (**Annexe 3**). A la suite de cette lecture, il a été demandé à l'enfant ainsi qu'à ses deux parents de signer un formulaire de consentement éclairé avant le début du test (**Annexe 4**).

## 2. Acquisition des données

Toutes les évaluations se sont déroulées au MSL-IN lab (Motor Skill Learning and Intensive Neurorehabilitation Lab) situé à la Faculté des Sciences de la motricité à Louvain-la-Neuve (UCLouvain).

L'activité musculaire de 20 muscles (deltoïde antérieur, deltoïde postérieur, droit fémoral (DF), vaste latéral (VL), vaste médial (VM), semi-tendineux (ST), biceps fémoral (BF), gastrocnémien latéral (GCL), gastrocnémien médial (GCM), tibial antérieur (TA)) a été enregistrée bilatéralement chez les enfants durant un 6MWT au moyen d'électrodes de surface. La détection des pas s'est faite à partir de données issues d'IMU (unités de mesure inertielle) placés sur les deux chaussures des enfants. Les données ont été enregistrées à l'aide du système Delsys Trigno wireless system (Boston, MA, USA). Les paramètres des électrodes sont présentés dans le **Tableau 1**. Il s'agissait d'une procédure non-invasive et non douloureuse.

*Tableau 1 : Paramètres des électrodes de surface*

N°	Muscle enregistré	Nom du capteur	Paramètres
1	Deltoïde postérieur droit	DP R	EMG et orientation (1778-74-20/450)
2	Deltoïde postérieur gauche	DP L	EMG et orientation (1778-74-20/450)
3	Deltoïde antérieur droit	DA R	EMG et orientation (1778-74-20/450)
4	Deltoïde antérieur gauche	DA L	EMG et orientation (1778-74-20/450)
5	Gastrocnémien latéral droit	GCL R	EMG only (2148 Hz)
6	Gastrocnémien latéral gauche	GCL L	EMG only (2148 Hz)
7	Gastrocnémien médial droit	GCM R	EMG only (2148 Hz)
8	Gastrocnémien médial gauche	GCM L	EMG only (2148 Hz)
9	Droit fémoral droit	RF R	EMG et orientation (1778-74-20/450)
10	Droit fémoral gauche	RF L	EMG et orientation (1778-74-20/450)
11	Vaste latéral droit	VL R	EMG only (2148 Hz)
12	Vaste latéral gauche	VL L	EMG only (2148 Hz)
13	Vaste médial droit	VM R	EMG only (2148 Hz)
14	Vaste médial gauche	VM L	EMG only (2148 Hz)
15	Semi-tendineux droit	ST R	EMG only (2148 Hz)
17	Semi-tendineux gauche	ST L	EMG only (2148 Hz)
19	Biceps fémoral droit	BF R	EMG et orientation (1778-74-20/450)
20	Biceps fémoral gauche	BF L	EMG et orientation (1778-74-20/450)
21	Tibial antérieur droit	TA R	EMG et IMU (1259-148-148)
22	Tibial antérieur gauche	TA L	EMG et IMU (1259-148-148)
23	Chaussure droite	DR	IMU only (370-370)
24	Chaussure gauche	DL	IMU only (370-370)

- **Préparation des EMG et du participant**

Il a été nécessaire de vérifier, avant la collecte des données, que chaque muscle était bien associé au bon capteur et à la bonne fréquence d'enregistrement (voir **Tableau 1**).

Après vérification des paramètres des différentes électrodes, une préparation cutanée a été effectuée à l'aide d'alcool et d'éther dans le but d'améliorer l'adhérence des électrodes et d'ainsi permettre un enregistrement précis des données. Dans le cas où la pilosité pouvait interférer avec la pose des électrodes, un rasage était effectué. Les vingt électrodes ont ensuite été apposées conformément aux recommandations établies par SENIAM (**Annexe 5**) (*Welcome to SENIAM*, s. d.). Pour l'installation des deux capteurs sur les chaussures, un ruban spécifique a été utilisé pour leur fixation.

Avant le début de la collecte des données, nous avons vérifié la position des électrodes ainsi que la qualité du signal en examinant les signaux EMG en demandant à l'enfant d'effectuer une contraction musculaire volontaire afin de confirmer la réception d'un signal adéquat pour chaque capteur.

- **Acquisition des signaux EMG**

Les signaux des électrodes de surface ont été enregistrés à l'aide du système Delsys Trigno wireless system (Boston, MA, USA) (fréquence d'échantillonnage maximale : 4370 sa/sec ; résolution : 16 bits ; largeur des bandes EMG : 20 – 450 Hz). Les signaux étaient détectés via une « *dual on-board stabilizing reference* » avec des électrodes mesurant 27 x 37 x 13 mm et un espace inter-électrode de 10 mm. (G, s. d.).

- **Test de marche des 6 minutes (6MWT)**

Afin de pouvoir enregistrer les cartes spinales dans des conditions de fatigue différentes, l'enregistrement EMG s'est déroulé tout au long d'un 6MWT ainsi qu'avant et après le 6MWT (pré-test/ post-test). Les 30 premiers mètres avant le 6MWT ont été utilisés pour représenter les cartes spinales en l'absence de fatigue

alors que les 30 mètres après le 6MWT ont été utilisés pour mesurer l'état des cartes spinales après un test de marche soutenu de 6 minutes.

Le pré- et post-test consistait en un saut à pieds joints sur place (afin d'avoir une détection nette du début du signal lors du commencement de la marche), suivi d'une marche d'une distance de 30 mètres et d'un arrêt à la ligne d'arrivée. Cette étape a été réalisée deux fois, un seul essai a été sélectionné pour représenter les cartes spinales. Durant chaque phase (pré-test, 6MWT, post-test), l'évaluateur marchait derrière l'enfant à une distance de 2 mètres afin de ne pas influencer sa vitesse de marche. Chaque phase a été filmée.

Le 6MWT est un test sous-maximal standardisé fréquemment utilisé (de par son implémentation facile) pour mesurer la capacité fonctionnelle d'exercice (Fiss et al., 2019). Chez les enfants sains, ce test est pratiqué dans le but d'évaluer la tolérance à l'exercice et l'endurance, tandis que chez les enfants PC, il est utilisé pour évaluer les changements dans les aptitudes fonctionnelles (Fiss et al., 2019). Une excellente fiabilité test – re test a été démontrée lors du 6MWT, tant chez les enfants TD que chez les enfants PC (Thompson et al., 2008). Ce test a été réalisé dans des conditions contrôlées : le sujet doit marcher à son propre rythme, avec la consigne de couvrir le plus de distance possible, sur une distance de 30 m à parcourir dans un couloir sur un sol plat (Fitzgerald et al., 2016). L'endroit du demi-tour est indiqué par un cône, les instructions et encouragements sont standardisés (indication à l'enfant du temps restant toutes les minutes). Les lignes directrices du 6MWT sont décrites par la déclaration de l'*American Thoracic Society (ATS)* (« ATS Statement », 2002).

### **3. Analyse des données**

Les données de la marche recueillies à partir des capteurs gyroscopiques<sup>1</sup> et EMG ont été traitées et analysées à l'aide du logiciel MATLAB R2022a (The MathWorks, Inc.).

---

<sup>1</sup> Les capteurs gyroscopiques aident à mesurer la vitesse angulaire autour des 3 axes orthogonaux : X, Y et Z. Dans ce contexte-ci, ces capteurs peuvent aider à identifier les phases du cycle de la marche telles que les moments de l'attaque talon et de décollage des orteils.

Les différentes phases de la marche ont été définies en détectant les moments d'attaque du talon (*Heel Strike*) et de décollage des orteils (*Toe Off*) en identifiant les pics négatifs dans les données gyroscopiques. Les données EMG ont ensuite été découpées en segments (par rapport aux indices *Heel Strike*) correspondant à chaque cycle de marche.

- **Analyse EMG**

Les données brutes ont été rectifiées numériquement, filtrées à l'aide d'un filtrage passe-bas de 15 Hz (1) et d'un filtrage passe-haut de 30 Hz (2) qui permettent (1) de lisser le signal en éliminant les composantes de haute fréquence qui pourraient être dues à des bruits ou des artefacts et (2) de lisser le signal en éliminant les composantes de basse fréquence qui peuvent inclure également un bruit ou un artefact. Après rectification des données, elles ont été filtrées passe-bas avec un filtre Butterworth de 10 Hz qui a été appliqué afin de fournir une lisibilité supplémentaire aux signaux EMG (ce qui n'a pas été fait pour les données gyroscopiques). Les données sont analysées pour chaque muscle pendant le cycle de marche en utilisant la moyenne géométrique pour traiter les données de manière uniforme. Bien qu'un filtre passe-bas et un filtre passe-haut aient été utilisés pour trier les données, certains artefacts peuvent passer à travers les filtres. Certains signaux EMG des différents essais n'étaient donc pas exploitables et ont donc été exclus via un post-filtrage manuel afin de s'assurer que l'analyse finale ait été réalisée sur des données représentatives de la physiologie normale de la marche. Les détails du post-filtrage manuel sont repris en **Annexe 6**.

- **Schémas spatiotemporels de l'activité des MN $\alpha$  dans la moelle épinière (cartes spinales)**

L'enregistrement des profils d'activité EMG des muscles du membre inférieur droit pendant la marche a été cartographié sur l'emplacement rostro-caudal des MN $\alpha$  homolatéraux dans la moelle épinière (L2-L5 et S1-S2) des différents enfants. Cette reconstruction repose sur la combinaison de ces différents profils EMG avec l'organisation segmentaire lombo-sacrée des MN $\alpha$  dans la moelle épinière en se basant sur les publications de Sharrard, (1964) (voir **Figure 1**).

Les différentes cartes spinales ont été analysées de manière unilatérale, c'est-à-dire séparément pour le membre droit et le membre gauche. Étant donné qu'il s'agit d'enfants sains, les cartes spinales concernant le côté droit et gauche du corps sont supposées être similaires, tout en tenant compte d'un décalage de 50%. En effet, les mouvements des segments corporels gauches et l'activité musculaire du côté gauche du corps se reproduisent de façon comparable à ceux du côté droit, mais avec un décalage temporel correspondant à la période d'un pas (50%) (Willems et al., 2012). Le but de la présente étude n'étant pas de comparer les deux membres inférieurs, seule la carte spinale du membre droit de chaque enfant a été conservée.

- **Données numériques récoltées**

Ces données numériques ont été utilisées pour analyser en détail comment les différentes régions de la moelle épinière s'activent et nous ont permis également de comprendre avec précision les cartes spinales obtenues. Pour toutes les données numériques récoltées, le segment rachidien L5, de par sa position intermédiaire, n'a pas été pris en compte (Dewolf et al., 2019).

Pour calculer l'activation relative des segments lombaires et sacrés (*lumbar* et *sacral*) pour chaque sujet sur 30 m de marche, reflétant l'activité des MN $\alpha$  dans cette zone segmentaire, la moyenne a été calculée comme suit :

- ***Lumbar*** (*microvolt*) : désigne la moyenne des signaux EMG au niveau de la région lombaire supérieure (moyenne de l'activité de L2 à L4).
- ***Sacral*** (*microvolt*) désigne la moyenne des signaux EMG au niveau de la région sacrale (moyenne de l'activité de S1 et S2).

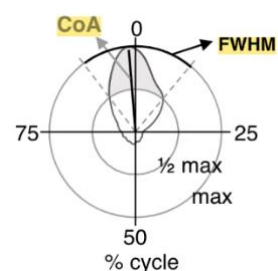
Afin d'évaluer la prédominance ou l'équilibre des activités nerveuses entre ces deux régions, le rapport ***Lumbartosacral*** (*ou Lumbosacral*) (*mesure adimensionnelle*) a été calculé en faisant le rapport de la moyenne des signaux EMG pour les régions lombaire (L2, L3, L4) et sacrale (S1, S2).

Afin de pouvoir caractériser la durée des schémas d'activation (Santuz et al., 2020), les paramètres *FWHM L* (*Full Width at Half Maximum (Lumbar)*) et *FWHM S* (*Full Width at Half Maximum (Sacral)*) ont été calculés comme suit :

- *FWHM L* (*millisecondes*) : a été déterminé en additionnant les durées des intervalles durant lesquels l'activité EMG dépassait la moitié de son maximum. Ce calcul est réalisé après soustraction du minimum tout au long du cycle de marche (Martino et al., 2014). Ce paramètre concerne la série de données lombaires.
- *FWHM S* (*millisecondes*) : a été déterminé en additionnant les durées des intervalles durant lesquels l'activité EMG dépassait la moitié de son maximum. Ce calcul est réalisé après soustraction du minimum tout au long du cycle de marche (Martino et al., 2014). Ce paramètre concerne la série de données sacrales.

Synonyme du centre d'activité (CoA), les données *MaxtimingL2L3L4* et *MaxtimingSIS2* ont été respectivement calculées pour la région lombaire et sacrale comme suit :

- *MaxtimingL2L3L4* (*millisecondes*), l'emplacement du CoA lombaire pendant le cycle de marche est déterminé en utilisant des statistiques circulaires (Batschelet, 1981) et est représenté en coordonnées polaires (la direction polaire indique la phase du cycle de marche, avec un angle variant de 0 à 360°). Le CoA de la forme d'onde EMG est défini comme étant l'angle du vecteur (1er moment trigonométrique) pointant vers le centre de masse de cette distribution circulaire (Martino et al., 2014) (**Figure 4**).



**Figure 4 :** Exemple d'une description schématique d'une enveloppe EMG tracée en coordonnées polaires (Martino et al., 2014)

- *MaxtimingSIS2* (*millisecondes*), l'emplacement du CoA sacral pendant le cycle de marche est déterminé en utilisant des statistiques circulaires (Batschelet, 1981) et est représenté en coordonnées polaires (la direction polaire indique la phase du cycle de marche, avec un angle variant de 0 à

360°). Le CoA de la forme d'onde EMG est défini comme étant l'angle du vecteur (1er moment trigonométrique) pointant vers le centre de masse de cette distribution circulaire (Martino et al., 2014).

Afin de mesurer l'activité simultanée des groupes de muscles antagonistes de la cuisse (DF-VL-VM par rapport à BF-ST) et de la jambe (GCM-GCL par rapport au TA), l'indice suivant a été calculé :

- **CI** (*mesure adimensionnelle*) est l'indice de co-activation. Il est calculé en comparant l'activité moyenne des muscles antagonistes de la cuisse et de la jambe à l'aide de la formule décrite selon Rudolph et al. (2000) (Martino et al., 2014).

Des données ont également été récoltées concernant la cadence, la longueur du pas, ainsi que la distance au 6MWT :

- **Fréquence du pas** (*pas/seconde*) a été calculée comme l'inverse du temps entre un pas gauche et un pas droit en divisant par deux la donnée « *stride duration* ».
- **Stride duration** (*secondes*) a été obtenue via le logiciel MATLAB en calculant la moyenne de la durée entre chaque *Heel Strike*.
- **Longueur du pas** (*mètres*) a été calculé en faisant le rapport de la longueur d'un aller (30 mètres) sur le nombre de pas pour la même distance.
- **Nombre de pas sur 30 mètres** a été calculé par le logiciel MATLAB. Un pas allait d'un *Heel Strike* à un *Heel Strike*.
- **Distance au 6MWT** (*mètres*) a été calculée en comptant le nombre d'aller-retours (30m) réalisés sur 6 minutes.

- **Analyse statistique**

En premier lieu, un test de Shapiro-Wilk a été réalisé afin de vérifier la normalité de distribution des données et un test de Brown-Forsythe était appliqué pour vérifier l'homoscédasticité (l'égalité des variances).

Ensuite un test t a été effectué pour observer l'effet du genre (si les données étaient distribuées normalement). Si la distribution n'était pas normale, un test non-paramétrique de Mann-Whitney a été effectué.

Les analyses ayant pour but de comparer les tests avant et après le 6MWT (pour voir l'effet de la fatigue) ont été réalisées grâce à un test t-pairé (lorsque la normalité était vérifiée) et un test de Wilcoxon (lorsque la normalité n'était pas vérifiée).

Des corrélations entre l'âge et les différentes variables ont ensuite été menées pour analyser l'effet du développement. Lorsque la normalité des données était vérifiée, un test de corrélation de Pearson a été réalisé. Lorsque la normalité des données n'était pas vérifiée un test de Spearman a été réalisé.

Pour toutes les analyses statistiques, les résultats sont considérés comme significatifs à partir du moment où la p-valeur est inférieure à 0.05.

### III. RESULTATS

#### 1. Effet du genre sur les cartes spinales et les paramètres avant/ après 6MWT

Comme représenté dans le tableau ci-dessous (**Tableau 2**) le groupe de filles et le groupe de garçons ne diffèrent pas de manière significative pour les différentes variables évaluées (toutes les p-valeur sont en effet au-dessus de 0,05). La suite des analyses concernant l'effet du développement sur les différentes cartes spinales ainsi que l'effet de la fatigue avant/ après le 6MWT a donc pu se poursuivre en considérant un seul groupe de sujets (filles et garçons ensemble).

**Tableau 2** : Comparaison des valeurs moyennes entre filles et garçons

	Fille (n=11)	Garçon (n=11)	T-test ou Mann-Whitney Rank Sum Test
	<i>Moyenne ± déviation standard</i>	<i>Moyenne ± déviation standard</i>	<i>p-valeur</i>
	<i>Médiane [Q1-Q3]</i>	<i>Médiane [Q1-Q3]</i>	
Distance 6MWT	481,500 [456,550 – 491,100]	504,200 [401,830 – 513,200]	0,670 <sup>b</sup>
Fréquence du pas	1,901 ± 0,225	1,936 ± 0,132	0,662 <sup>a</sup>
Longueur du pas	0,734 ± 0,0813	0,748 ± 0,116	0,747 <sup>a</sup>
Durée du cycle	1,008 ± 0,0963	1,027 ± 0,0904	0,627 <sup>a</sup>
Ratio lombaire/sacral	1,617 [1,074 - 1,774]	1,457 [1,031 - 1,490]	0,237 <sup>b</sup>
Activation lombaire	26513,000 [19439,000 - 30478,500]	23586,500 [18661,000 - 27976,000]	0,599 <sup>b</sup>
Activation sacrale	16115,000 [9967,550 - 20827,000]	22477,000 [14955,500 - 24793,500]	0,168 <sup>b</sup>
Maxtiming L2L3L4	253,634 [13,390 - 473,906]	469,985 [198,675 - 476,391]	0,393 <sup>b</sup>
Maxtiming S1S2	80,989 [69,830 - 145,893]	94,255 [58,120 - 103,611]	0,844 <sup>b</sup>
FWHM L	125,318 ± 47,766	102,636 ± 23,088	0,172 <sup>a</sup>
FWHM S	209,727 ± 56,110	193,045 ± 76,123	0,565 <sup>a</sup>
CI	0,366 [0,272 - 0,476]	0,401 [0,339 - 0,425]	1,000 <sup>b</sup>

<sup>a</sup>=T-test ; <sup>b</sup>=Mann-Whitney Rank Sum test

## 2. Effet de la fatigue sur les cartes spinales et les paramètres avant/ après 6MWT

Les résultats concernant l'effet de la fatigue ont été obtenus en réalisant un test T-pairé (paramétrique) ou Wilcoxon Signed Rank test (non paramétrique). Une seule différence significative a été notée entre avant et après le 6MWT et concerne la variable *MaxtimingSIS2* ( $p = 0,041$ ) (**Tableau 3**). Le *MaxtimingSIS2*, synonyme du CoA sacral, présente une valeur médiane moins élevée après le 6MWT (74,726 [58,784 - 125,557]) que celle avant le 6MWT (87,371 [58,101 - 132,409]).

**Tableau 3** : Comparaison des paramètres avant VS après 6MWT

	Avant 6MWT	Après 6MWT	Test t pairé ou Wilcoxon Signed Rank Test
	<i>Moyenne ± déviation standard</i>	<i>Moyenne ± déviation standard</i>	<i>p-valeur</i>
	<i>Médiane [Q1-Q3]</i>	<i>Médiane [Q1-Q3]</i>	
Fréquence du pas	1,904 ± 0,195	1,933 ± 0,195	0,351 <sup>c</sup>
Longueur du pas	0,743 ± 0,0979	0,740 ± 0,109	0,835 <sup>c</sup>
Durée du cycle	1,033 ± 0,111	1,002 ± 0,0870	0,0778 <sup>c</sup>
Ratio lombaire/sacral	1,350 [1,040 - 1,596]	1,399 [1,091 - 1,726]	0,516 <sup>d</sup>
Activation lombaire	23439,500 [19387,500 - 31834,250]	23507,000 [16766,500 - 27661,000]	0,559 <sup>d</sup>
Activation sacrale	20589,500 [12116,250 - 24605,750]	16265,500 [11556,500 - 23550,000]	0,183 <sup>d</sup>
Maxtiming L2L3L4	427,434 [16,298 - 475,454]	470,337 [14,361 - 482,199]	0,581 <sup>d</sup>
Maxtiming SIS2	87,371 [58,101 - 132,409]	74,726 [58,784 - 125,557]	<b>0,041<sup>d</sup></b>
FWHM L	121,182 ± 53,050	106,773 ± 37,011	0,188 <sup>c</sup>
FWHM S	205,227 ± 65,468	197,545 ± 75,215	0,484 <sup>c</sup>
CI	0,402 ± 0,0948	0,365 ± 0,0895	0,0883 <sup>c</sup>

<sup>c</sup> = Test t pairé ; <sup>d</sup> = Wilcoxon Signed Rank Test. En gras = significatif

Étant donné l'absence de différence entre les données collectées avant et après le 6MWT, nous avons utilisé les données moyennes afin de réaliser des corrélations entre l'âge et les différentes variables (sauf pour la variable *Maxtiming SIS2*).

### 3. Effet du développement sur les cartes spinales et les paramètres avant/ après 6MWT chez des enfants âgés entre 5 et 15 ans

L'effet de l'âge sur les valeurs moyennes a été évalué grâce à des corrélations de Pearson (si la normalité des données était respectée) ou des corrélations de Spearman (si la normalité des données n'était pas respectée).

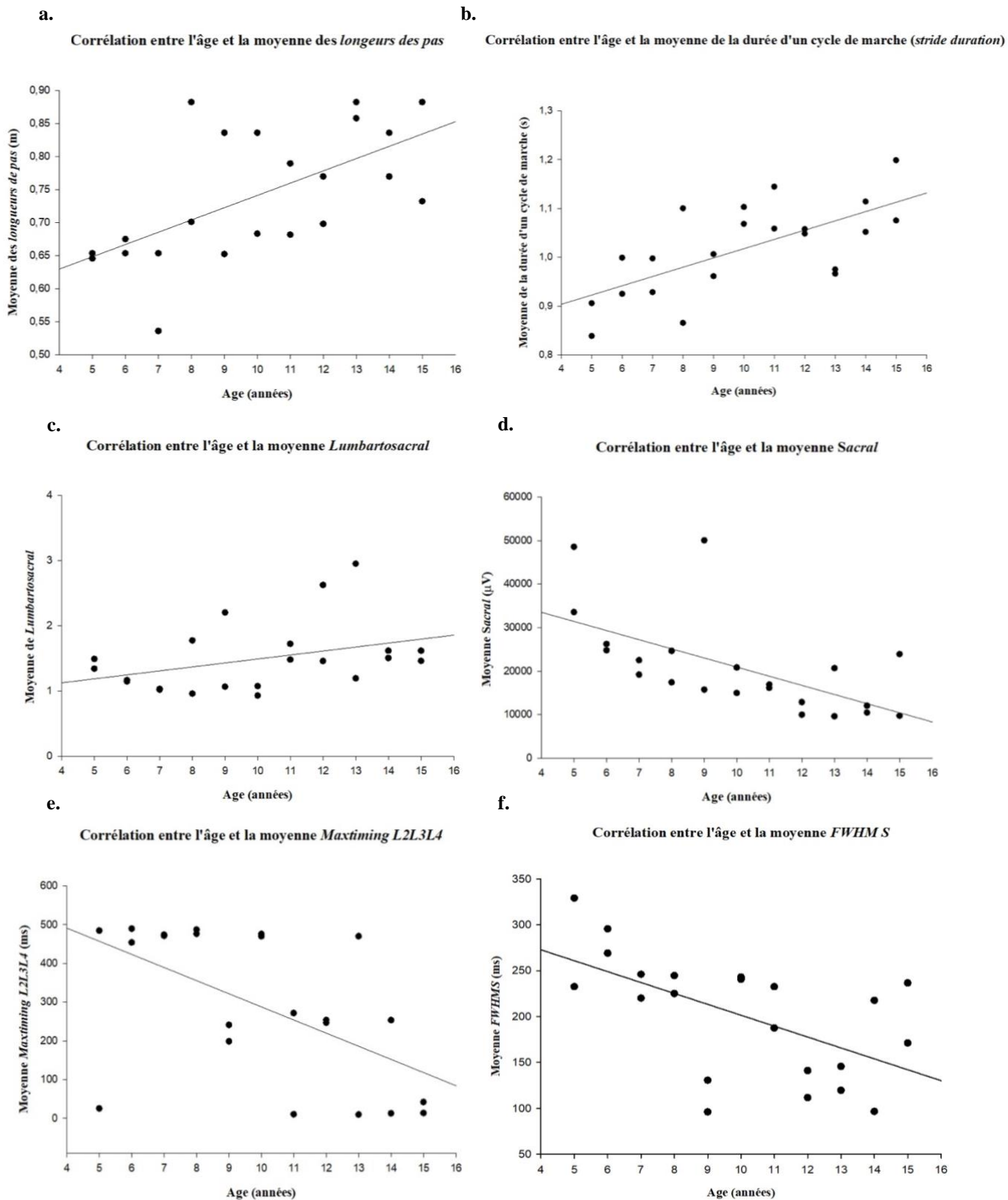
- **Valeurs numériques**

Une corrélation positive significative entre l'âge et certaines variables moyennes a pu être observée (**Tableau 4**). C'est en effet le cas pour les moyennes des données suivantes : la longueur des pas, la durée du cycle, le ratio lombaire/ sacral (*lumbartosacral*) (toutes les p-valeurs < 0,05). Une corrélation inverse (négative) entre l'âge et la moyenne de l'activation sacrale (*sacral*), du timing maximal en L2L3L4 (*Maxtiming L2L3L4*) et FWHM S est présente (toutes les p-valeurs < 0,05). Aucune corrélation significative (toutes les p-valeurs > 0,05) n'a été notée pour la distance au 6MWT, la moyenne des fréquences des pas, de l'activation lombaire (*lumbar*), du FWHM L et de l'index de co-activation (*CI*). Les graphes des corrélations sont présentés sur la **Figure 5**.

**Tableau 4** : Corrélations entre les valeurs moyennes et l'âge des sujets

	Coefficient de corrélation (r)	p-valeur
Distance 6MWT <sup>b</sup>	0,184	0,409
Moyenne des fréquences	-0,175	0,436
Moyenne des longueurs	0,615	<b>0,002</b>
Moyenne des durées du cycle de marche	0,671	<b>&lt; 0,001</b>
Moyenne Lumbartosacral <sup>b</sup>	0,426	<b>0,047</b>
Moyenne Lumbar <sup>b</sup>	-0,401	0,063
Moyenne Sacral <sup>b</sup>	-0,714	<b>&lt; 0,001</b>
Moyenne Maxtiming L2L3L4 <sup>b</sup>	-0,578	<b>0,005</b>
Moyenne FWHML	-0,336	0,126
Moyenne FWHMS	-0,585	<b>0,004</b>
Moyenne CI	-0,401	0,064

<sup>a</sup> = corrélation de Pearson ; <sup>b</sup> = corrélation Spearman. En **gras** : corrélation significative ( $p < 0,05$ )



**Figure 5 :** Corrélations entre l'âge et les moyennes des variables

- a. Corrélation positive entre l'âge et la moyenne des longueurs des pas ( $r = 0,615, p = 0,002$ )
- b. Corrélation positive entre l'âge et la durée d'un cycle de marche ( $r = 0,671, p < 0,001$ )
- c. Corrélation positive entre l'âge et la moyenne du rapport lombaire / sacral ( $r = 0,426, p = 0,047$ )
- d. Corrélation négative entre l'âge et la moyenne des signaux EMG au niveau sacral ( $r = -0,714, p < 0,001$ )
- e. Corrélation négative entre l'âge et la moyenne du centre d'activité au niveau lombaire ( $r = -0,578, p = 0,005$ )
- f. Corrélation négative entre l'âge et la moyenne *FWHM S* ( $r = -0,585, p = 0,004$ )

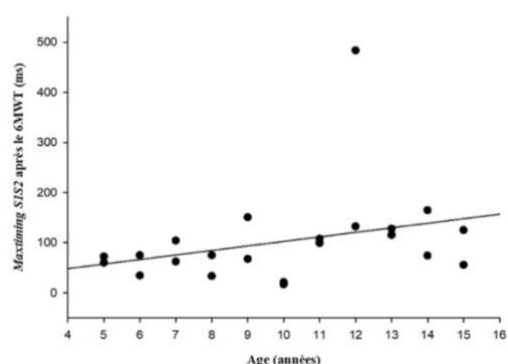
Étant donné qu'une différence significative a été mise en évidence pour la variable *maxtimingSIS2* concernant l'effet de la fatigue ( $p = 0,041$ ), une corrélation de Spearman a été réalisée pour les différents moments de l'enregistrement (pré- et post-6MWT). Aucune corrélation significative n'a été constatée entre le timing maximal en SIS2 avant le 6MWT et l'âge ( $p = 0,096$ ). Cependant, une corrélation positive significative est présente entre le timing maximal en SIS2 après le 6MWT et l'âge ( $p = 0,047$ ) (**Tableau 5**). Celle-ci est représentée sur la **Figure 6**.

**Tableau 5** : Corrélation entre l'âge et les valeurs du *MaxtimingSIS2* avant et après le 6MWT

Caractéristiques	Coefficient de corrélation ( $r$ )	$p$ -valeur
<i>Maxtiming SIS2</i> avant 6MWT <sup>b</sup>	0,363	0,096
<i>Maxtiming SIS2</i> après 6MWT <sup>b</sup>	0,426	<b>0,047</b>

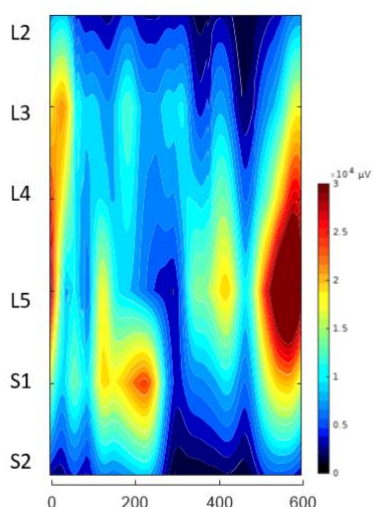
<sup>a</sup> = corrélation de Pearson ; <sup>b</sup> = corrélation Spearman.  
En **gras** : corrélation significative ( $p < 0,05$ )

Corrélation entre l'âge et le *Maxtiming SIS2* après le 6MWT



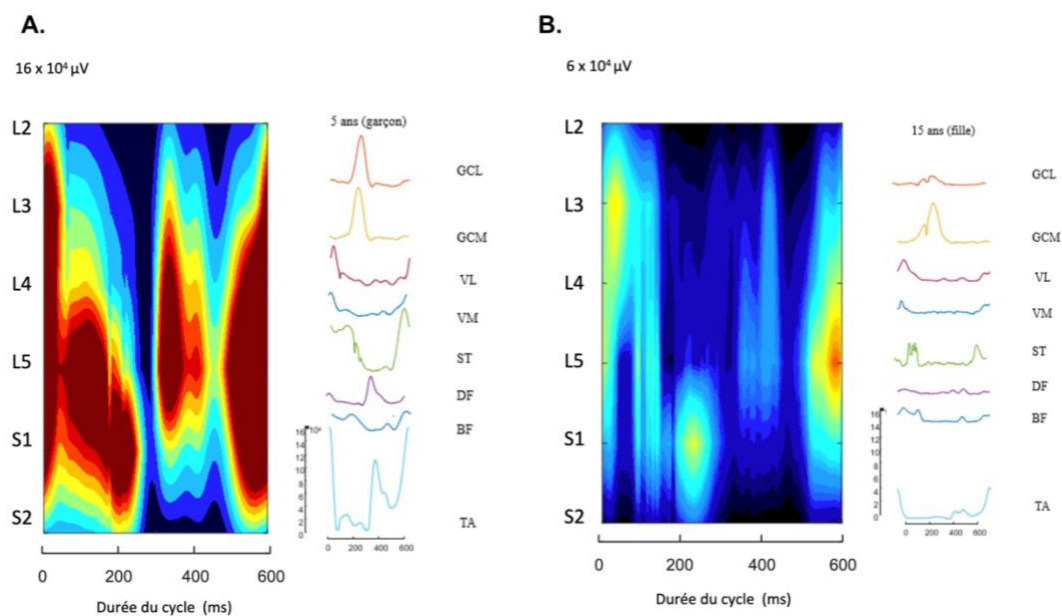
**Figure 6** : Corrélation entre l'âge et le *MaxtimingSIS2* après 6MWT

- **Cartes spinales : illustrations des données numériques**



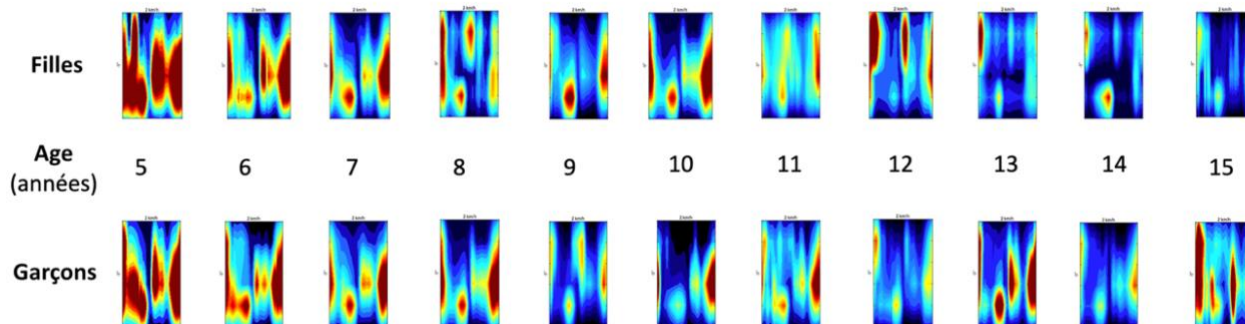
**Figure 7** : Carte spinale droite de l'enfant de 11 ans. Axe des X : Cycle de marche en commençant par le contact initial, Axe des Y : représente les différents niveaux segmentaires de la moelle épinière

La **Figure 7** et la **Figure 8** représentent la production segmentaire de  $MN\alpha$  sur un cycle de marche pour le membre inférieur droit. La légende à droite de la **Figure 7** illustre le niveau d'intensité de la contraction musculaire ; les couleurs bleues représentent des niveaux d'activité moins élevés alors que des niveaux plus élevés sur l'échelle tels que de l'orange ou du rouge représentent une activité musculaire plus élevée. Cette échelle est représentée en microvolts.



**Figure 8 :** Illustration de l'activité EMG de chaque muscle enregistré, cartographié ensuite sur leur localisation anatomique rostro-caudale au niveau de la moelle épinière. A. Carte spinale et EMG brut chez l'enfant de 5 ans avant TDM6. B. Carte spinale et EMG brut chez l'enfant de 15 ans avant TDM6. Les données récoltées pour l'analyse ont été prises après avoir écarté le 1<sup>er</sup> saut en début d'enregistrement.

Les cartes spinales unilatérales droites ont été obtenues pour avant et après le 6MWT. L'évolution avec l'âge de ces cartes est représentée sur la **Figure 9**.



**Figure 9 :** Cartes spinales unilatérales droites avant le 6MWT chez les enfants de 5 à 15 ans

## IV. DISCUSSION

L'objectif de la présente étude était de déterminer s'il y avait un phénomène de fatigue avant et après un 6MWT pouvant influencer les cartes spinales chez les enfants TD de 5 à 15 ans. L'objectif secondaire était de déterminer si les enfants TD âgés entre 5 et 15 ans présentaient une différence dans l'organisation de leurs cartes spatio-temporelles de l'activité des MN $\alpha$  dans la moelle épinière.

Premièrement, nous avons examiné s'il y avait une différence significative entre les filles et les garçons sur les différents paramètres. Les données des analyses statistiques reprises dans le **Tableau 2** indiquent que l'effet du sexe n'influence pas nos résultats. Les données des 22 sujets ont donc été regroupées en un unique échantillon pour la suite de nos analyses. Ensuite, aucun effet de la fatigue n'a été observé entre les données avant et après le 6MWT, sauf pour la variable *maxtimingS1S2*. Enfin, les résultats confirment notre hypothèse selon laquelle le développement chez des enfants TD âgés de 5 à 15 ans influence les modèles spatio-temporels de la production locomotrice spinale. Une corrélation positive significative en termes d'effet de l'âge a en effet été observée sur les moyennes des paramètres suivants : la longueur du pas, la durée d'un cycle de marche, le ratio lombaire/ sacral. Une corrélation significative négative avec l'âge a été mise en évidence pour l'activation moyenne en sacrale, le timing maximal en L2L3L4 (*Maxtiming L2L3L4*) et le FWHM S. Une corrélation significative positive a également été notée entre le timing maximal en S1S2 (*Maxtiming S1S2*) après le 6MWT et l'âge.

### **1. Effet du genre sur les cartes spinales et sur les paramètres avant/ après 6MWT**

Les résultats obtenus pour tous les paramètres mesurés mettent en évidence qu'il n'y a aucun effet du genre chez les enfants TD âgés de 5 à 15 ans. En effet, tant les données mesurées au niveau des cartes spinales que les données fonctionnelles (fréquence du pas, longueur du pas, ...) récoltées lors des phases pré/post 6MWT ne montrent pas de différence significative entre les sujets masculins et féminins. D'autres auteurs, tels que Di Nardo et al. (2017), confirment les résultats observés

dans cette étude en affirmant qu'aucune différence significative n'avait été observée entre les garçons et les filles âgés entre 6 et 8 ans dans les muscles GCL et TA en termes de moments d'activation et de fréquence d'occurrence, suggérant que le genre n'influence donc pas le pattern de marche à cet âge-là. Ces résultats sont appuyés par une autre étude du même auteur qui affirme que des co-contractions des muscles antagonistes de la cuisse, le VM et BF, présentes dans la fin de la phase d'oscillation et le début de la phase d'appui ne présentaient pas de différence significative entre les filles et les garçons de 6 à 8 ans (Di Nardo, Strazza, et al., 2017). Cependant, Di Nardo, Laureati, et al. (2017) ont également démontré qu'il y avait des différences qui commençaient à apparaître à partir de l'âge de 10 ans. En effet, les filles montrent une fréquence d'occurrence plus élevée au niveau des muscles TA et GCL ainsi qu'un nombre d'activation plus élevé par cycle de marche pour les mêmes muscles. Ces différences se poursuivent notamment à l'âge adulte, affirment Di Nardo et al. (2015) concernant une étude réalisée chez des jeunes adultes (23-24 ans). Les résultats de la présente étude semblent donc être en accord avec les différents auteurs jusqu'à l'âge de 8 ans mais des différences de genre ont été relevées à partir de l'adolescence, ce que qui n'est pas observé dans les résultats concernant les enfants plus âgés de cette étude. Ces différences pourraient être notamment expliquées par les caractéristiques de l'échantillon telles que la taille des sujets, le poids des sujets, leur vitesse ainsi que leurs habitudes de marche.

Concernant la distance du 6MWT, aucune différence significative entre les filles et les garçons n'a été mise en évidence dans cette étude ( $p = 0,670$ ). Geiger et al. (2007) ont noté une augmentation similaire chez les filles et les garçons concernant la distance du 6MWT jusque l'âge de 11 ans, distance qui commence à augmenter chez les garçons à partir de 11 ans, contrairement aux filles où la distance ne semble plus augmenter à partir de ce même âge. Ainsi, bien que la concordance entre les résultats du présent travail et ceux de Geiger et al. (2007) soit évidente jusqu'à l'âge de 11 ans, celle-ci se dissipe au-delà de cet âge. Ces mêmes auteurs ont spécifié que certaines variables pouvaient influencer significativement le 6MWT comme le poids, la taille, la longueur des jambes, l'indice de masse corporelle, la pression sanguine ainsi que la fréquence cardiaque. Ces paramètres pouvant varier en fonction des sujets, et donc des échantillons des différentes études. De plus, l'ATS

Statement (2002) affirme que le genre féminin est un critère de faible performance sur le 6MWT à l'inverse du genre masculin.

## **2. Effet de la fatigue sur les cartes spinales et sur les paramètres avant/ après 6MWT**

Concernant le potentiel effet de la fatigue sur les cartes spinales, une différence significative entre avant et après le 6MWT a été notée uniquement pour la variable *MaxtimingSIS2*, représentant le CoA sacral ( $p = 0,041$ ). Le constat qu'aucune différence significative n'est relevée entre les évaluations pré-6MWT et post-6MWT pour les autres paramètres signifie que la fatigue n'exerce pas d'influence majeure sur les cartes spinales, celles-ci demeurant stables au cours du protocole expérimental (pré-, post-6MWT). Ces résultats peuvent être comparés avec ceux d'études précédentes qui indiquent qu'aucun signe de fatigue musculaire n'est présent chez les enfants TD après une marche prolongée sur tapis roulant, durant laquelle des données EMG ont été analysées (Ettema et al., 2022). Ceci pourrait affirmer que cette stabilité s'applique également pour les cartes spinales, celles-ci étant des cartographies des signaux EMG. L'absence d'effet de fatigue sur les cartes spinales chez les enfants TD suggère qu'elle ne constitue pas un biais majeur dans la prise de mesure. Cette observation revêt une importance particulière pour de futures investigations, notamment dans un contexte de pathologie, où l'on pourrait chercher à évaluer de potentiels changements dans des prises de mesures après un traitement. Il est toutefois pertinent de souligner que les enfants PC présentent des signes de fatigue au cours de la marche prolongée (sur tapis roulant), tandis que seulement des changements minimes en termes de complexité du contrôle neuromusculaire sont observés à la fois chez les enfants PC et TD (Ettema et al., 2022).

Cappellini et al. (2010) ont étudié la migration du CoA au cours de la marche en se concentrant sur le CoA de l'ensemble des segments (L2-S2). Ils ont notamment remarqué que, lors d'un cycle de marche, le CoA se déplace vers le bas de la colonne vertébrale jusqu'aux segments L5-S2 à la fin de la phase d'appui, induisant une activité prolongée au niveau sacral avec des pics identifiés à 42 et 92% du cycle de marche. Ce phénomène est principalement associé à l'activité EMG dans les

muscles de la cheville, contribuant au soutien et à la propulsion vers l'avant, ainsi qu'aux muscles ischio-jambiers du membre inférieur controlatéral assurant la fonction de freinage. Avant l'attaque du talon, lors de la transition entre la phase d'appui et la phase oscillante, le CoA migre vers le haut, en direction des segments lombaires supérieurs. Cette activité des MN est liée aux activités EMG des muscles de la cuisse et des fléchisseurs dorsaux de la cheville. Cette étude nous permet de documenter le comportement dynamique du CoA des MN le long de la moelle épinière lombo-sacrée durant la marche. Cela contribue à illustrer le fait que le CoA migre en fonction des contractions musculaires durant les différentes phases du cycle. Bien que Cappellini et al. (2010) fournissent des informations sur le comportement du CoA, ils n'ont pas étudié de façon distincte le CoA pour la région lombaire et pour la région sacrale séparément mais bien pour l'ensemble des segments de L2 à S2, contrairement au présent travail. En effet, la variable *MaxtimingSIS2* étudiée, synonyme du CoA sacral, présente une valeur médiane moins élevée après le 6MWT (74,726 [58,784 - 125,557]) que celle avant le 6MWT (87,371 [58,101 - 132,409]). L'interprétation émise suggère que lors de l'évaluation post-6MWT, le CoA sacral tend à se déplacer pour se retrouver plus tôt dans le cycle de marche. Bien que l'étude de Cappellini et ses collègues (2010) ne se soit pas penchée sur un potentiel effet de fatigue, elle nous fournit tout de même l'information que le CoA migre en fonction des activités musculaires. Ces recherches peuvent suggérer que lors d'un phénomène de fatigue musculaire, le CoA puisse bouger étant donné un recrutement différent des patterns EMG. Bien que statistiquement significative, cette différence devra être évaluée dans d'autres contextes pour déterminer son réel impact sur la fatigue musculaire et sur la marche.

### **3. Effet du développement sur les cartes spinales et sur les paramètres avant/après 6MWT chez les enfants âgés de 5 à 15 ans**

Plusieurs aspects intéressants de l'anatomie fonctionnelle de la moelle épinière et de la migration de l'activité des MN $\alpha$  au cours du développement de la marche chez des enfants de 5 à 15 ans ainsi que des paramètres concernant le 6MWT ont pu être mis en évidence dans cette étude.

Concernant le 6MWT, la moyenne des longueurs des pas est positivement corrélée avec l'âge ( $r = 0,615$ ,  $p = 0,002$ ). Ce résultat semble logique car il est admis que la taille de l'enfant augmente avec l'âge, ce qui se traduit par une augmentation de sa longueur de pas. Gill et al. (2016) confirment que la longueur des pas augmente parallèlement avec l'âge, avec un changement particulièrement marqué durant l'enfance. En effet, les enfants atteignent rapidement la longueur de pas adulte, laquelle demeure constante pendant une grande partie de l'âge adulte avant de diminuer à un âge plus avancé. La moyenne de la durée du cycle de marche est également corrélée positivement avec l'âge ( $r = 0,671$ ,  $p < 0,001$ ). L'étude de Dewolf et al. (2020) indique que la durée du cycle de marche est plus longue chez le nouveau-né ( $\sim 2,5$  s) que chez l'adulte ( $\sim 1$  s), ce qui impliquerait une diminution de la durée du cycle avec l'âge, en contradiction avec les résultats de la présente étude. Cependant, celle-ci se concentre sur des enfants âgés de 5 à 15 ans, réduisant ainsi l'écart d'âge par rapport à celui entre les nouveau-nés et les adultes. Ensuite, l'effet de la durée du cycle sur les schémas spatiotemporels de la production motrice segmentaire n'a pas été étudié à proprement parler dans cette étude, mais a été observé chez les nouveau-nés dans l'étude d'Ivanenko et al. (2013), montrant des schémas d'activation similaires en fonction des différentes durées du cycle.

Concernant l'activité des MN $\alpha$  au niveau de la moelle épinière lombo-sacrée, la variable *lumbar* qui désigne la moyenne des signaux EMG dans la région lombaire n'a montré aucune corrélation significative avec l'âge, signifiant que le développement entre 5 et 15 ans n'influence pas l'activation des MN $\alpha$  dans cette étude. La variable *sacral* quant à elle, désignant la moyenne des signaux EMG dans la région sacrale, a montré une diminution dans son activité au fur et à mesure de la croissance, soit une corrélation négative entre les deux variables ( $r = -0,714$ ,  $p < 0,001$ ). En effet, les sujets plus jeunes ont donc une plus grande activité dans la région sacrale que les sujets plus âgés. Pour ce qui est de la variable *lumbartosacral*, elle présente une augmentation avec l'âge ( $r = 0,426$ ,  $p = 0,047$ ). Une augmentation de ce rapport signifie qu'au fur et à mesure du développement, l'activité dans la région lombaire devient de plus en plus prédominante par rapport à celle de la région sacrale, étant donné que la variable *sacral* diminue avec l'âge. Plusieurs études rejoignent ces résultats en affirmant que l'âge induit des changements au niveau des patterns d'activation musculaire chez les sujets sains (JudgeRoy et al.,

1996; Kerrigan et al., 1998; Schmitz et al., 2009; Zakaria et al., 2015). Ces changements peuvent être directement observables au niveau des cartes spatiotemporelles de la moelle épinière, celles-ci étant également sensibles à l'âge des sujets (Monaco et al., 2010). En effet, une réduction progressive de la durée des rafales EMG chez les enfants sains avec le développement a pu être observée (Cappellini et al., 2016, 2020), pouvant traduire de l'émergence de stratégies adaptatives limitant les demandes d'activation musculaire au cours du développement (Dewolf et al., 2020a).

La variable *CI*, décrite comme l'indice de co-activation, ne présente aucune corrélation significative avec l'âge dans la présente étude. Ce résultat suggère qu'entre 5 et 15 ans, l'activité des muscles antagonistes de la jambe et de la cuisse tend à se stabiliser. La marche chez le tout-petit étant considérée comme étant encore immature et manquant de caractéristiques adaptatives, il n'est pas étonnant que la marche dans cette tranche d'âge implique de nombreuses co-contractions au niveau des membres inférieurs. Les co-contractions musculaires vont par la suite diminuer avec l'évolution de l'âge, pour faire place à une activation musculaire plus précise et contrôlée par rapport aux tout-petits, due notamment à la maturation des différents circuits neuronaux permettant entre autres une restructuration spatio-temporelle des schémas moteurs (Dewolf et al., 2020; Ivanenko et al., 2013). Le fait que le *CI* se stabilise entre l'âge de 5 ans et 15 ans pourrait indiquer que les mécanismes de co-activation et de contrôle moteur entre les muscles antagonistes s'établissent tôt dans le développement et restent donc stables pour la tranche d'âge du présent travail.

Ces évolutions dans la locomotion peuvent se traduire directement au niveau de l'organisation des  $MN\alpha$  de la moelle épinière lombo-sacrée, étant donné l'hypothèse que l'EMG fournit une mesure indirecte du déclenchement des  $MN\alpha$  (Cappellini et al., 2010). Ivanenko et al. (2013) ont notamment observé des changements en termes de contrôle segmentaire, observé plus uniforme entre les segments lombaires et sacrés chez les sujets plus jeunes, évoluant vers une organisation davantage séparée avec des foyers d'activations plus distincts au niveau des vertèbres lombaires et sacrées. De plus, les variables mesurées *MaxtimingS1S2* et *MaxtimingL2L3L4* nous permettent d'avoir plus de précision

quant au pic d'activité maximal pour la région sacrée et la région lombaire respectivement. Le timing maximal en région lombaire montre une diminution avec l'âge ( $r = -0,578$ ,  $p = 0,005$ ), indiquant que le pic d'activité des muscles lombaires se produit plus tôt durant le cycle de la marche. Cappellini et al. (2020), dans une étude concernant les enfants de 1 à 11 ans, n'ont pas trouvé de corrélation significative concernant ce paramètre. Cependant, ils ont mesuré uniquement les niveaux segmentaires L3 et L4, contrairement à cette étude où le niveau L2 a également été inclus, pouvant expliquer une différence dans les résultats. La diminution du pic d'activité en lombaire dans cette étude pourrait traduire d'une meilleure efficacité dans la contraction musculaire au début du cycle de marche, notamment au niveau de la phase de propulsion et de levée du pied. Ivanenko et al. (2005) ont également étudié le centre d'activité mais en tenant compte d'un seul pic d'activité moyen pour les niveaux segmentaires lombaires et sacraux (L2 à S2), paramètre qui n'a pas pu être considéré comme qualitatif étant donné que le niveau segmentaire L5 était considéré dans le calcul, pouvant amener à une activité erronée de par sa position intermédiaire. Une corrélation positive entre la variable *Maxtiming SIS2* après le 6MWT et l'âge ( $r = 0,426$ ,  $p = 0,047$ ) signifie que le pic d'activité des muscles au niveau sacral se déplace vers une phase plus tardive du cycle de marche en vieillissant. Cappellini et al. (2020) confirment ces résultats en pointant un décalage progressif du pic d'activité des segments sacrés vers une position ultérieure au niveau du cycle de marche.

Concernant les données FWHM, la moyenne FWHM S décroît avec l'avancée en âge ( $r = -0,585$ ,  $p = 0,004$ ). La diminution de cette variable suggère une réduction de la durée de l'activité EMG au niveau sacral, reflétant un rétrécissement de l'enveloppe EMG (étant donné qu'un FWHM plus grand reflète un élargissement de l'enveloppe EMG comme rapporté dans une étude antérieure de Cappellini et al. (2016)). Cette observation pourrait indiquer une activation musculaire moins prolongée des muscles associés aux segments sacraux et pourrait confirmer la présence de changements liés à l'âge concernant le contrôle neuromusculaire. Les résultats de l'étude de Cappellini et al. (2016) ont également révélé une diminution systématique avec l'âge du FWHM dans la majorité des muscles chez les enfants TD. Les résultats de la présente étude suggèrent donc une diminution du paramètre FWHM S avec l'âge et une stabilisation de ce même paramètre en lombaire,

apportant une précision supplémentaire en accord avec les résultats de Cappellini et ses collègues (2016).

L'évolution des différentes données numériques ainsi que des profils EMG mettent en évidence des changements au niveau spinal avec l'âge, ce qui se traduit visuellement sur les cartes illustrées sur la **Figure 9**. L'enfant plus âgé démontre une intensité d'activation considérablement moindre (carte plus bleutée), avec notamment des zones sacrées (correspondant à la moyenne des signaux EMG au niveau de S1-S2) présentant une densité réduite.

#### **4. Enfants atteints d'une PC**

Puisque ce mémoire s'inscrit dans le cadre d'une étude à plus large échelle sur les enfants PC, il est judicieux d'examiner les éléments déjà abordés dans la littérature concernant les cartes spinales chez ces enfants.

Dans l'étude de Cappellini et al. (2016), une comparaison a été réalisée entre les schémas locomoteurs des enfants TD et ceux des enfants PC. Chez les enfants TD (2,1 – 12 ans), une activation différée et plus courte que chez les enfants TD plus jeunes (1 – 1,2 ans) apparaît entre les segments de la moelle. Le segment lombaire est en effet plus activé durant la phase précoce d'appui, tandis que le segment sacré est davantage activé lors de la phase tardive d'appui. Ces activations sont combinées à une séparation claire des bouffées d'activité. Cette organisation spatiotemporelle au niveau des segments lombaires et sacrés ainsi que les séparations plus nettes dans les bouffées EMG au cours de la locomotion ressemblent à celles présentes chez l'adulte sain (Ivanenko et al., 2013; Monaco et al., 2010). Cependant, les enfants PC du même âge (2,3 – 11,8 ans), montrent quant à eux un timing similaire avec les enfants TD plus jeunes, se traduisant par une activité maximale des segments lombaires et sacrés au début de la phase d'appui. Cela a pour conséquence que le timing de l'activité maximale des segments sacrés est significativement différent de celui des enfants TD, contrairement au timing maximal en lombaire qui est lui similaire (Cappellini et al., 2016). De plus, les enfants PC montrent des bouffées d'activité musculaire plus larges, contrairement aux enfants TD du même âge. Cela met en évidence que les sorties motrices spinales des enfants PC sont semblables à celles d'enfants TD plus jeunes et ne présentent

pas la maturation liée à l'âge comme chez les enfants TD. Bien que les sorties motrices spinales des enfants PC et des enfants TD plus jeunes soient semblables, cela n'implique pas que la marche des enfants PC et TD plus jeunes soient identiques. En effet, d'autres facteurs peuvent expliquer les anomalies de la marche chez l'enfant PC (dystonie, contractures musculaires, incoordination) (Cappellini et al., 2016).

Dans de futures études portant sur les enfants PC du même âge que les enfants du présent échantillon, il serait donc envisageable de trouver une activité au niveau médullaire similaire à celle observée chez des enfants TD plus jeunes, avec des bouffées d'activités EMG plus larges.

Les cartes spinales ayant été réalisées unilatéralement du côté droit, il serait essentiel d'analyser les deux côtés pour obtenir une image complète de la fonction neurologique et des adaptations associées chez ces enfants étant donné que les enfants PC hémiplegiques peuvent présenter une maturation différente de certaines caractéristiques telles que le contrôle de la trajectoire du pied, la coordination intersegmentaire, les schémas d'activité musculaire, les caractéristiques spatiotemporelles de la production spinale segmentaire, etc. entre les membres inférieurs affectés et ceux non-affectés (Cappellini et al., 2016).

## V. LIMITATIONS

Bien que le protocole de cette étude ait été appliqué le plus rigoureusement possible, cette étude présente cependant certains biais qu'il nous semble important à citer.

En ce qui concerne le recrutement des participants, la taille restreinte de l'échantillon (22 enfants) pourrait introduire un biais, puisqu'un seul enfant par tranche d'âge et par sexe a été inclus, ce qui ne représente pas de façon exhaustive la diversité de la population générale. Il faut donc rester critique quant aux résultats observés car ils ne portent que sur un nombre restreint de données.

Certains **biais de mesure** sont également à noter. Tout d'abord, l'analyse des différentes cartes spinales a été effectuée de manière unilatérale, se concentrant uniquement sur le membre inférieur droit, ce qui pourrait entraîner une vision partielle et potentiellement biaisée des schémas d'activation musculaire et des caractéristiques spatiotemporelles de la production spinale segmentaire. En effet, étant donné qu'il s'agit d'enfants sains, il a été présumé que les cartes spinales du côté gauche du corps sont similaires à celles du côté droit, avec un décalage temporel de 50% pour prendre en compte les mouvements des membres et de l'activité musculaire pendant la marche (Willems et al., 2012). Cependant, une étude de Daunoraviciene et al. (2021) a mis en évidence l'absence de symétrie parfaite, évaluée par l'EMG dans la marche chez les enfants sains. Il serait dès lors intéressant, lors d'études futures, de vérifier statistiquement l'égalité des cartes spinales du membre inférieur droit et du membre inférieur gauche afin de pouvoir confirmer ou non la similitude de celles-ci dans le contexte de l'étude. Le fait de ne considérer que les cartes spinales du membre inférieur droit chez les enfants TD souligne l'importance d'une approche plus approfondie et exhaustive dans la collecte et l'analyse des données, en particulier lorsqu'il s'agit de populations présentant des conditions neurologiques particulières, comme des enfants présentant une PC.

Par ailleurs, un second biais de mesure était lié à la familiarisation de l'enfant avec la pose des électrodes sur leur corps lors de la collecte des données. Certains enfants ont nécessité un temps d'adaptation, se traduisant par une marche robotique pouvant influencer les différents patterns de marche.

Enfin, la capacité de génération de la force musculaire, étant une preuve directe du développement de la fatigue musculaire (Ettema et al., 2022), n'a pas été mesurée. Seules des manifestations de la fatigue musculaire ont été examinées à travers les différents paramètres dans cette étude. Il serait intéressant pour de futures recherches de rajouter la mesure « capacité de génération de force musculaire » afin de pouvoir évaluer directement la fatigue musculaire chez certains individus.

## VI. CONCLUSION

La présente étude a permis une première exploration concernant la stabilité des cartes spatiotemporelles de la moelle épinière au cours d'un 6MWT et est un apport supplémentaire sur le développement des cartes spinales chez les enfants TD.

Les résultats du 6MWT nous permettent d'**exclure que des variations temporaires** dans les cartes spinales soient provoquées par le niveau de fatigue des participants, à l'**exception** de la variable *MaxtimingSIS2* qui présente une différence avant/ après 6MWT. De plus, les différentes variables mesurées nous permettent d'affirmer que la locomotion humaine de l'**enfant TD** âgé de **5 à 15 ans** implique une **réorganisation partielle des circuits spinaux**, notamment au niveau des activations des segment sacrés, où les activations deviennent de plus en plus courtes au fur et à mesure du développement. Ces résultats pourront dès lors fournir une base de données pour nous permettre de mieux comprendre le fonctionnement au niveau médullaire chez les enfants PC. A plus long terme, ces résultats permettront d'évaluer l'efficacité d'une intervention thérapeutique motrice intensive sur les différents paramètres observés concernant les cartes spatiotemporelles des MN $\alpha$ .

## VII. ANNEXES

### Annexe 1 : Tableau sur les données démographiques des sujets

*Tableau 6 : Données démographiques des sujets*

<i>Age (années)</i>	<i>Sexe</i>	<i>Taille (cm)</i>	<i>Poids (kg)</i>
5	F	115	18,7
5	M	119	21,8
6	F	117	22
6	M	123	21
7	F	128	23
7	M	125	22
8	F	125	26
8	M	135	25
9	F	134,5	30
9	M	142	34
10	F	148	34
10	M	148	31
11	F	159	45
11	M	157	37
12	F	164	44
12	M	160	50
13	F	163	44
13	M	144	32
14	F	175	47
14	M	168	55
15	F	165	47
15	M	180	60
<b>Moyenne ± SD</b>		145,20 ± 20,09	34,98 ± 12,26

*M = masculin ; F = féminin*

## Annexe 2 : Affiche de recrutement



UCLouvain



Dans le cadre de notre mémoire, nous avons pour but d'enregistrer l'activité musculaire chez des enfants sains pendant la marche afin d'analyser l'activité de la moelle épinière et d'obtenir des cartes spinales (Spinal Maps).

## NOUS RECRUTONS

### Nous recherchons

Enfants de 5 à 15 ans  
(filles ou garçons)

### Informations pratiques

- Expérience de 1 heure sur RDV en fonction de vos disponibilités
- à Louvain-la-neuve

### POUR VOUS INSCRIRE C'EST PAR ICI !



### Quoi ?

Test de marche de 6 minutes avec enregistrement de l'activité musculaire via EMG (procédure non douloureuse et non invasive).

La participation de votre enfant à cette expérimentation nous aiderait grandement dans notre mémoire. Ces différentes données seront également très utiles pour mieux comprendre le fonctionnement au niveau médullaire chez des enfants présentant une paralysie cérébrale et donc pour pouvoir améliorer leur prise en charge en rééducation.

Mémemorantes en kinésithérapie à l'UCLouvain : Adélaïde Goffinet et Florine Pirotte

✉ [adelaide.goffinet@student.uclouvain.be](mailto:adelaide.goffinet@student.uclouvain.be) - [florine.pirotte@student.uclouvain.be](mailto:florine.pirotte@student.uclouvain.be)

Investigatrices responsables : Yannick Bleyenheuft et Célia De Clerck

✉ [yannick.bleyenheuft@uclouvain.be](mailto:yannick.bleyenheuft@uclouvain.be) - [celia.declerck@uclouvain.be](mailto:celia.declerck@uclouvain.be)

## Annexe 3 : Lettre d'information officielle



**Mémoire expérimental :** Évolution des cartes spinales chez les enfants âgés entre 5 et 15 ans présentant un développement typique. Comparaison des cartes spinales d'enfants présentant une paralysie cérébrale avec celles d'enfants au développement typique.

**Promoteur du mémoire :** Pr. Yannick Bleyenheuft ([yannick.bleyenheuft@uclouvain.be](mailto:yannick.bleyenheuft@uclouvain.be))

**Co-promoteur du mémoire :** Célia De Clerck ([celia.declerck@uclouvain.be](mailto:celia.declerck@uclouvain.be))

**Étudiants en charge du mémoire :** Adélaïde Goffinet et Florine Pirotte

**Ce mémoire s'inscrit dans une étude plus large mise en place par l'UCLouvain**

**Titre de l'étude :** Effet de la réadaptation sur les déficiences, limitations d'activités et restriction de la participation des enfants présentant des lésions neurologiques. Impact des facteurs contextuels sur le fonctionnement de ces patients (Partie 2).

**Promoteur de l'étude :** UCLouvain

**Organisme de recherche :** MSL-IN lab, UCLouvain, pôle COSY (IoNS)

**Comité d'éthique médicale :** Comité d'éthique hospitalo-facultaire Saint-Luc UCLouvain

**Investigateur principal :** Pr. Yannick Bleyenheuft

Pour plus d'informations concernant l'étude en cours, n'hésitez pas à nous contacter.

Madame, Monsieur,

Votre enfant est âgé entre 6 et 15 ans et ne présente pas de pathologie neurologique. Nous vous proposons qu'il participe à un mémoire expérimental portant sur l'évolution avec l'âge des cartes spinales chez des enfants présentant un développement typique. L'objectif de cette étude est de mieux comprendre comment les cartes spinales, qui reflètent l'organisation des motoneurones de la moëlle épinière, évolue chez des enfants ne présentant pas de lésion neurologique centrale ou périphérique.

### ***Durée de l'étude***

La durée prévue de l'étude est de 1 an. La participation de votre enfant consistera en une seule évaluation ponctuelle d'une heure.

### ***Description de l'étude***

Afin d'évaluer l'évolution des cartes spinales dans différentes populations d'enfants, nous allons évaluer chaque participant une fois pendant l'étude. L'évaluation durera 1 heure et consistera en un test de marche durant lequel l'activité musculaire de différents muscles des membres inférieurs et supérieurs sera enregistrée au moyen d'électrodes de surface. Il s'agit d'une technique non invasive et indolore.

### ***Quels sont les risques ou les effets secondaires ?***

Ces évaluations sont non douloureuses, sans danger et non-invasives.

### **Avantages**

Il n'y a pas d'avantage direct et immédiat pour les participants.

### **Confidentialité**

Toute information concernant votre enfant, y compris son identité, ses antécédents médicaux et les résultats de ses évaluations seront traités en toute confidentialité. Les résultats de cette étude pourront faire l'objet de publications ou de présentations à des congrès, mais en aucun cas l'identité des participants ne sera divulguée. Cette étude respectera le secret médical et les lois sur la vie privée, conformément avec la loi belge du 8 décembre 1992. Les droits du patient seront également respectés conformément à la loi du 22 août 2002 et à la loi du 7 mai 2004 concernant les expérimentations impliquant des êtres humains. C'est en présence et sous la responsabilité du médecin investigateur ou d'un membre de son équipe que le dossier médical pourra être consulté. Cette étude a fait l'objet d'une demande à la Commission hospitalo-facultaire des cliniques universitaire Saint-Luc et a reçu un avis favorable.

### **Domages causés par l'étude**

Cette étude ayant un caractère non-invasif, il est peu probable qu'elle génère des dommages. Si toutefois votre enfant subissait un dommage directement lié à sa participation à l'étude, vous recevriez gratuitement les soins médicaux appropriés. Aucune indemnisation financière n'est prévue pour compenser les désagréments dus à ce dommage éventuel. Si un dommage directement lié à l'étude devait apparaître, vous devriez contacter directement le médecin responsable de l'étude. Conformément à l'article 29 de la loi du 7 mai 2004, cette étude est assurée en responsabilité, même sans faute.

### **Frais / compensations**

L'ensemble des évaluations réalisées dans le cadre de cette étude sont gratuites. Vos autres prestations médicales et paramédicales seront facturées normalement comme si vous ne participiez pas à cette étude.

### **Participation/Arrêt**

Votre enfant participe à cette étude sur base volontaire et est libre de stopper sa participation à tout moment sans subir de dommages ou de pertes d'avantages auxquels il aurait droit. La qualité et l'accessibilité des soins médicaux resteront identiques s'il refusait de participer à cette étude ou s'il décidait de stopper sa participation en cours d'étude.

### **Nouvelles découvertes**

Si, en cours d'expérimentation, de nouvelles découvertes pouvant influencer la participation de votre enfant à cette étude étaient mises en évidence, vous en seriez informés.

Merci de l'attention que vous avez bien voulu accorder à notre demande.

Pr Yannick Bleyenheuft, responsable du projet.

Pour toute demande d'informations complémentaires : [contact-mslin@uclouvain.be](mailto:contact-mslin@uclouvain.be)

## Annexe 4 : Formulaire de consentement

### Formulaire de consentement éclairé

1. Je soussigné(e),

.....  
déclare avoir pris connaissance de l'information ci-dessus et accepte que mon enfant  
.....

participe à l'étude :

**Effet de la réadaptation sur les déficiences, limitations d'activité et restriction de la participation des enfants présentant des lésions neurologiques non-évolutives (infirmes moteurs cérébraux).**

**Impact des facteurs contextuels sur le fonctionnement de ces patients.**

#### Partie 2.

2. J'ai reçu des copies de la lettre d'information destinée au patient ainsi que de ce formulaire de consentement. On m'a clairement expliqué le but, la nature, la durée et les effets attendus de cette étude. J'ai été informé de ce que l'on souhaite que mon enfant réalise. Les avantages et les éventuels risques de ce projet m'ont été exposés et j'ai eu l'opportunité de poser des questions sur l'étude, questions auxquelles on a répondu de manière satisfaisante.
3. J'ai connaissance de l'existence d'une assurance couvrant les éventuelles lésions imputables aux procédures de cette étude.
4. J'ai été informé du fait que cette étude a reçu l'approbation de la Commission d'Ethique Biomédicale des cliniques universitaires Saint-Luc.
5. Mon enfant est libre de participer ou de ne pas participer et même de quitter l'étude à tout moment sans qu'il doive justifier sa décision et sans que cela entraîne le moindre désavantage pour son traitement médical ultérieur.
6. J'ai conscience que les représentants du Comité d'Ethique peuvent demander à inspecter les données médicales de mon enfant afin de vérifier les informations recueillies. J'autorise, par la signature de ce document, cette inspection des données de mon enfant dans le respect des lois en vigueur en Belgique soit : la loi du 30 juillet 2018 relative à la protection de la vie privée, la loi du 22 août 2002 relative aux droits du patient et la loi du 7 mai 2004 relative à l'expérimentation humaine.
7. Mon enfant consens de son plein gré à participer à cette étude et j'accepte de plein gré de lui en donner l'autorisation.
8. Si mon enfant ou moi avons des questions ou des problèmes, nous pouvons contacter le Dr Yannick Bleyenheuft (Institute of Neuroscience, [yannick.bleyenheuft@uclouvain.be](mailto:yannick.bleyenheuft@uclouvain.be)) ou le Dr Anne Renders (Saint-Luc, [anne.renders@uclouvain.be](mailto:anne.renders@uclouvain.be)).

---

*Formulaire de consentement - version 6, amendée le 22/08/2019*

**Parents :**

.....  
Signature du père (+date)

.....  
Signature de la mère (+date)

J'accepte que dans le cadre de cette étude, un prélèvement de salive soit effectué pour définir le profil du gène BDNF de mon enfant. OUI – NON

**Enfant :**

Moi, .....(nom, prénom), j'accepte de participer à l'étude ci-dessus.

.....  
Signature de l'enfant (+date)

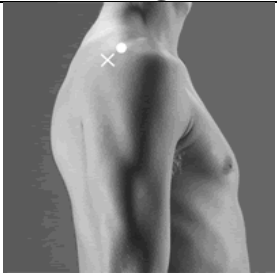
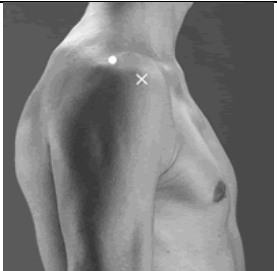
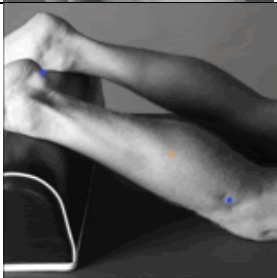
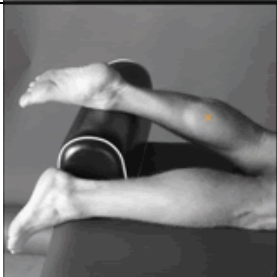
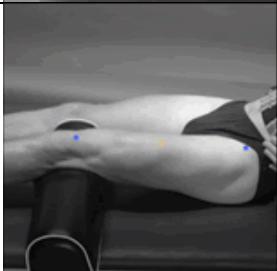
**Examineur :**

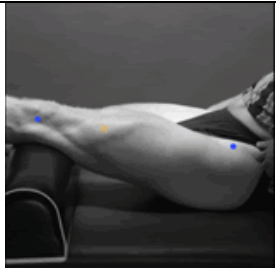
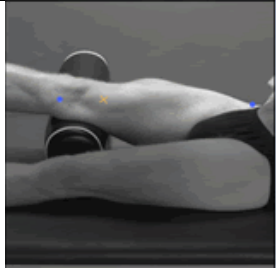
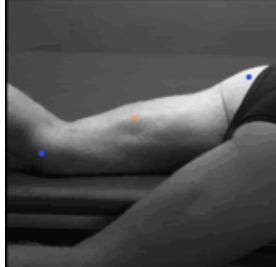
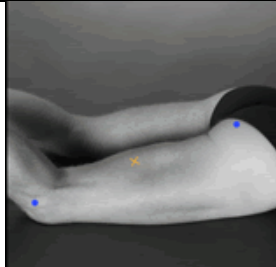
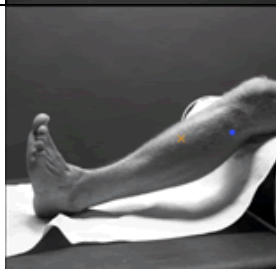
Je certifie avoir expliqué la nature les effets prévisibles et les objectifs de cette étude aux parents et au patient mentionné ci-dessus. Les parents confirment leur accord de participation par leur signature personnellement datée.

.....  
Signature de la personne qui procure l'information (+date)

.....  
Nom en lettres capitales de la personne qui procure l'information

## Annexe 5 : Placement des électrodes de surface

Muscle	Localisation	Image
Deltoïde postérieur	Les électrodes doivent être placées à une largeur de deux doigts derrière l'angle de l'acromion	
Deltoïde antérieur	Les électrodes doivent être placées à une largeur de doigt distale et antérieure à l'acromion	
Gastrocnémien latéral	Les électrodes doivent être placées à 1/3 sur la ligne allant de la tête de la fibula au talon	
Gastrocnémien médial	Les électrodes doivent être placées sur le renflement le plus proéminent du muscle	
Droit fémoral	Les électrodes doivent être placées à 50 % sur la ligne allant de l'épine iliaque antérieure et supérieure à la partie supérieure de la patella	

Vaste latéral	Les électrodes doivent être placées à 2/3 sur la ligne allant de l'épine iliaque antérieure et supérieure à la partie latérale de la patella	
Vaste médial	Les électrodes doivent être placées à 80 % sur la ligne entre l'épine iliaque antérieure et supérieure et l'espace articulaire devant le bord antérieur du ligament médial	
Semi-tendineux	Les électrodes doivent être placées à 50 % sur la ligne allant de la tubérosité ischiatique à l'épicondyle médial du tibia	
Biceps fémoral	Les électrodes doivent être placées à 50 % sur la ligne allant de la tubérosité ischiatique à l'épicondyle latéral du tibia	
Tibial antérieur	Les électrodes doivent être placées à 1/3 sur la ligne allant de la pointe de la fibula à la pointe de la malléole médiale	

## Annexe 6 : Post-filtrage manuel

**Tableau 7** : Muscle retiré (car artéfact), concerne le côté droit, essai avant le 6MWT

<i>Age</i>	<i>Muscles retirés (Filles)</i>	<i>Muscles retirés (Garçons)</i>
5	VL	/
6	/	/
7	/	/
8	TA	/
9	/	BF
10	/	VL
11	/	/
12	GCM	/
13	TA	/
14	TA	/
15	/	VM
<i>Moyenne</i>	83/11 = 7,55 muscles analysés	85/11 = 7,73 muscles analysés
<i>Moyenne totale</i>	<b>7,64 muscles analysés par enfant</b>	

7 ou 8 muscles (parmi les suivants : GCM, GCL, VM, VL, DF, ST, BF et TA droits) ont été analysés chez chaque fille et chaque garçon.  
/ : aucun muscle n'a été retiré sur l'EMG.

## VIII. BIBLIOGRAPHIE

- Araneda, R., Ebner-Karestinos, D., Paradis, J., Klöcker, A., Saussez, G., Demas, J., Bailly, R., Bouvier, S., Carton de Tournai, A., Herman, E., Souki, A., Le Gal, G., Nowak, E., Sizonenko, S. V., Newman, C. J., Dinomais, M., Riquelme, I., Guzzetta, A., Brochard, S., & Bleyenheuft, Y. (2024). Changes Induced by Early Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities in Young Children With Unilateral Cerebral Palsy : A Randomized Clinical Trial. *JAMA Pediatrics*, *178*(1), 19-28. <https://doi.org/10.1001/jamapediatrics.2023.4809>
- Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, *1*(12), 448-460. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000052>
- ATS Statement. (2002). *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, *166*(1), 111-117. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.166.1.at1102>
- Bastien, G. J., Heglund, N. C., & Schepens, B. (2003). The double contact phase in walking children. *The Journal of Experimental Biology*, *206*(Pt 17), 2967-2978. <https://doi.org/10.1242/jeb.00494>
- Batschelet, E. (1981). *Circular statistics in biology*. London ; New York : Academic Press. <http://archive.org/details/circularstatisti0000bats>
- Bleyenheuft, Y., Dricot, L., Ebner-Karestinos, D., Paradis, J., Saussez, G., Renders, A., De Volder, A., Araneda, R., Gordon, A. M., & Friel, K. M. (2020). Motor Skill Training May Restore Impaired Corticospinal Tract Fibers in Children With Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *34*(6), 533-546. <https://doi.org/10.1177/1545968320918841>

- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2010). Migration of Motor Pool Activity in the Spinal Cord Reflects Body Mechanics in Human Locomotion. *Journal of Neurophysiology*, *104*(6), 3064-3073. <https://doi.org/10.1152/jn.00318.2010>
- Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Martino, G., MacLellan, M. J., Sacco, A., Morelli, D., & Lacquaniti, F. (2016). Immature Spinal Locomotor Output in Children with Cerebral Palsy. *Frontiers in Physiology*, *7*, 478. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00478>
- Cappellini, G., Sylos-Labini, F., Dewolf, A. H., Solopova, I. A., Morelli, D., Lacquaniti, F., & Ivanenko, Y. (2020). Maturation of the Locomotor Circuitry in Children With Cerebral Palsy. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *8*, 998. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00998>
- Cheron, G., Bengoetxea, A., Bouillot, E., Lacquaniti, F., & Dan, B. (2001). Early emergence of temporal co-ordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion. *Neuroscience Letters*, *308*(2), 123-127. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(01\)01925-5](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(01)01925-5)
- Cheron, G., Bouillot, E., Dan, B., Bengoetxea, A., Draye, J. P., & Lacquaniti, F. (2001). Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion : Planar covariation. *Experimental Brain Research*, *137*(3-4), 455-466. <https://doi.org/10.1007/s002210000663>
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B. I., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A. A., Chellappan, K., & Chang, Tae. G. (2013). Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *13*(9), 12431-12466. <https://doi.org/10.3390/s130912431>

- Daunoraviciene, K., Ziziene, J., Pauk, J., Juskeniene, G., & Raistenskis, J. (2021).  
EMG Based Analysis of Gait Symmetry in Healthy Children. *Sensors*  
(Basel, Switzerland), 21(17), 5983. <https://doi.org/10.3390/s21175983>
- Dewolf, A. H., Ivanenko, Y. P., Zelik, K. E., Lacquaniti, F., & Willems, P. A.  
(2019). Differential activation of lumbar and sacral motor pools during  
walking at different speeds and slopes. *Journal of Neurophysiology*,  
122(2), 872-887. <https://doi.org/10.1152/jn.00167.2019>
- Dewolf, A. H., Sylos-Labini, F., Cappellini, G., Lacquaniti, F., & Ivanenko, Y.  
(2020). Emergence of Different Gaits in Infancy : Relationship Between  
Developing Neural Circuitries and Changing Biomechanics. *Frontiers in  
Bioengineering and Biotechnology*, 8.  
<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2020.00473>
- Di Nardo, F., Laureati, G., Strazza, A., Mengarelli, A., Burattini, L., Agostini, V.,  
Nascimbeni, A., Knaflitz, M., & Fioretti, S. (2017). Is child walking  
conditioned by gender? Surface EMG patterns in female and male  
children. *Gait & Posture*, 53, 254-259.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.009>
- Di Nardo, F., Mengarelli, A., Maranesi, E., Burattini, L., & Fioretti, S. (2015).  
Gender differences in the myoelectric activity of lower limb muscles in  
young healthy subjects during walking. *Biomedical Signal Processing and  
Control*, 19, 14-22. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.03.006>
- Di Nardo, F., Strazza, A., Mengarelli, A., Ercolani, S., Burattini, L., & Fioretti, S.  
(2017). Antagonist thigh-muscle activity in 6-to-8-year-old children  
assessed by surface EMG during walking. *Annual International  
Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.  
IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International*

*Conference, 2017, 3469-3472.*

<https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8037603>

Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science (New York, N.Y.)*, *334*(6058), 997-999.

<https://doi.org/10.1126/science.1210617>

Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Zampagni, M. L., & Lacquaniti, F. (2010). Kinematic Strategies in Newly Walking Toddlers Stepping Over Different Support Surfaces. *Journal of Neurophysiology*, *103*(3), 1673-1684. <https://doi.org/10.1152/jn.00945.2009>

Ettema, S., Oudenhoven, L. M., Roeleveld, K., Buizer, A. I., & van der Krogt, M. M. (2022). The effect of prolonged walking on muscle fatigue and neuromuscular control in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *93*, 7-13. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.01.004>

Fiss, A. L., Jeffries, L., Bjornson, K., Avery, L., Hanna, S., & Westcott McCoy, S. (2019). Developmental Trajectories and Reference Percentiles for the 6-Minute Walk Test for Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *31*(1), 51-59.

<https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000552>

Fitzgerald, D., Hickey, C., Delahunt, E., Walsh, M., & O'Brien, T. (2016). Six-Minute Walk Test in Children With Spastic Cerebral Palsy and Children Developing Typically. *Pediatric Physical Therapy*, *28*(2), 192.

<https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000224>

- G, K. (s. d.). Trigno™ Research+. *Delsys*. Consulté 14 février 2024, à l'adresse <https://delsys.com/trigno/research/>
- Geiger, R., Strasak, A., Treml, B., Gasser, K., Kleinsasser, A., Fischer, V., Geiger, H., Loeckinger, A., & Stein, J. I. (2007). Six-Minute Walk Test in Children and Adolescents. *The Journal of Pediatrics*, *150*(4), 395-399.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2006.12.052>
- Gill, S., Keimig, S., Kelty-Stephen, D., Hung, Y.-C., & DeSilva, J. (2016). The relationship between foot arch measurements and walking parameters in children. *BMC Pediatrics*, *16*. <https://doi.org/10.1186/s12887-016-0554-5>
- Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J.-P., Damiano, D. L., Becher, J. G., Gaebler-Spira, D., Colver, A., Reddihough, D. S., Crompton, K. E., & Lieber, R. L. (2016). Cerebral palsy. *Nature Reviews. Disease Primers*, *2*, 15082. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.82>
- Hausdorff, J. M., Zeman, L., Peng, C., & Goldberger, A. L. (1999). Maturation of gait dynamics : Stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *86*(3), 1040-1047. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.3.1040>
- Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2008). Spatiotemporal organization of  $\alpha$ -motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions. *European Journal of Neuroscience*, *27*(12), 3351-3368. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2008.06289.x>
- Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Cappellini, G., Dan, B., Cheron, G., & Lacquaniti, F. (2004). Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *The Journal of*

*Experimental Biology*, 207(Pt 21), 3797-3810.

<https://doi.org/10.1242/jeb.01214>

Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Cappellini, G., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2013). Changes in the spinal segmental motor output for stepping during development from infant to adult. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 33(7), 3025-3036a. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2722-12.2013>

Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Cappellini, G., & Lacquaniti, F. (2005).

Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability. *Journal of Neurophysiology*, 94(1), 754-763.

<https://doi.org/10.1152/jn.00088.2004>

Ivanenko, Y. P., Dominici, N., & Lacquaniti, F. (2007). Development of independent walking in toddlers. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 35(2), 67-73. <https://doi.org/10.1249/JES.0b013e31803eafa8>

Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Spinal Cord Maps of Spatiotemporal Alpha-Motoneuron Activation in Humans Walking at Different Speeds. *Journal of Neurophysiology*, 95(2), 602-618.

<https://doi.org/10.1152/jn.00767.2005>

JudgeRoy, J. O., Davis, B., III, & Öunpuu, S. (1996). Step Length Reductions in Advanced Age : The Role of Ankle and Hip Kinetics. *The Journals of Gerontology: Series A*, 51A(6), M303-M312.

<https://doi.org/10.1093/gerona/51A.6.M303>

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly : Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical*

*Medicine and Rehabilitation*, 79(3), 317-322.

[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90013-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90013-2)

Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., & Zago, M. (2012). Development of human

locomotion. *Current Opinion in Neurobiology*, 22(5), 822-828.

<https://doi.org/10.1016/j.conb.2012.03.012>

Martino, G., Ivanenko, Y. P., Serrao, M., Ranavolo, A., d'Avella, A., Draicchio,

F., Conte, C., Casali, C., & Lacquaniti, F. (2014). Locomotor patterns in cerebellar ataxia. *Journal of Neurophysiology*, 112(11), 2810-2821.

<https://doi.org/10.1152/jn.00275.2014>

McIntyre, S., Goldsmith, S., Webb, A., Ehlinger, V., Hollung, S. J., McConnell,

K., Arnaud, C., Smithers-Sheedy, H., Oskoui, M., Khandaker, G.,

Himmelman, K., & Global CP Prevalence Group\*. (2022). Global

prevalence of cerebral palsy : A systematic analysis. *Developmental*

*Medicine and Child Neurology*, 64(12), 1494-1506.

<https://doi.org/10.1111/dmcn.15346>

Monaco, V., Ghionzoli, A., & Micera, S. (2010). Age-Related Modifications of

Muscle Synergies and Spinal Cord Activity During Locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 104(4), 2092-2102.

<https://doi.org/10.1152/jn.00525.2009>

Nuñez-Lisboa, M., Bastien, G. J., Schepens, B., Lacquaniti, F., Ivanenko, Y., &

Dewolf, A. H. (2023). Effect of age and speed on the step-to-step

transition strategies in children. *Journal of Biomechanics*, 157, 111704.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111704>

*Patterned control of human locomotion*. (s. d.).

<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.215137>

- Rosenbaum, P., Eliasson, A.-C., Hidecker, M. J. C., & Palisano, R. J. (2014).  
Classification in childhood disability : Focusing on function in the 21st  
century. *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1036-1045.  
<https://doi.org/10.1177/0883073814533008>
- Rudolph, K. s., Axe, M. j., & Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after  
ACL injury : Who can hop? *Knee Surgery, Sports Traumatology,  
Arthroscopy*, 8(5), 262-269. <https://doi.org/10.1007/s001670000130>
- Santuz, A., Brüll, L., Ekizos, A., Schroll, A., Eckardt, N., Kibele, A., Schwenk,  
M., & Arampatzis, A. (2020). Neuromotor Dynamics of Human  
Locomotion in Challenging Settings. *iScience*, 23(1), 100796.  
<https://doi.org/10.1016/j.isci.2019.100796>
- Schepens, B., Bastien, G. J., Heglund, N. C., & Willems, P. A. (2004).  
Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *The  
Journal of Experimental Biology*, 207(Pt 4), 587-596.  
<https://doi.org/10.1242/jeb.00793>
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J., & Thelen, D. G. (2009).  
Differences in lower-extremity muscular activation during walking  
between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and  
Kinesiology*, 19(6), 1085-1091.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.008>
- Sharrard, W. J. W. (1964). The Segmental Innervation of the Lower Limb  
Muscles in Man. *Annals of The Royal College of Surgeons of England*,  
35(2), 106-122.
- Thompson, P., Beath, T., Bell, J., Jacobson, G., Phair, T., Salbach, N. M., &  
Wright, F. V. (2008). Test–retest reliability of the 10-metre fast walk test  
and 6-minute walk test in ambulatory school-aged children with cerebral

palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(5), 370-376.

<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.02048.x>

Welcome to SENIAM. (s. d.). Consulté 11 février 2024, à l'adresse

<http://seniam.org/>

Wenger, N., Moraud, E. M., Gandar, J., Musienko, P., Capogrosso, M., Baud, L.,

Le Goff, C. G., Barraud, Q., Pavlova, N., Dominici, N., Minev, I. R.,

Asboth, L., Hirsch, A., Duis, S., Kreider, J., Mortera, A., Haverbeck, O.,

Kraus, S., Schmitz, F., ... Courtine, G. (2016). Spatiotemporal

neuromodulation therapies engaging muscle synergies improve motor

control after spinal cord injury. *Nature Medicine*, 22(2), 138-145.

<https://doi.org/10.1038/nm.4025>

Willems P., Schepens B., Detrembleur C. (2012). Marche normale. *Encyclopédie*

*Médico-Chirurgicale*, Elsevier - Masson SAS, Paris, Kinésithérapie-

Médecine physique-Réadaptation, 26-007-B-75

Yakovenko, S., Mushahwar, V., VanderHorst, V., Holstege, G., & Prochazka, A.

(2002). Spatiotemporal Activation of Lumbosacral Motoneurons in the

Locomotor Step Cycle. *Journal of Neurophysiology*, 87(3), 1542-1553.

<https://doi.org/10.1152/jn.00479.2001>

Yang, J. F., Stephens, M. J., & Vishram, R. (1998). Infant stepping : A method to

study the sensory control of human walking. *The Journal of Physiology*,

507(Pt 3), 927-937. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.927bs.x>

Zakaria, N. K., Jailani, R., & Tahir, N. M. (2015). Preliminary study : Gender comparison in walking gait analysis on anatomical planes for children.

*2015 IEEE Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics*

(ISCAIE), 155-159. <https://doi.org/10.1109/ISCAIE.2015.7298347>



## RESUME

**Contexte :** La modulation des schémas spatiotemporels de l'activité des MN, responsables de la contraction musculaire, présente des incertitudes quant à son lien avec l'âge, particulièrement chez des enfants TD évoluant vers l'âge adulte. Un élément encore plus incertain est la capacité de modification plastique de ces schémas spatiotemporels en fonction de la fatigue.

**Méthode :** 22 enfants TD âgés de 5 à 15 ans ont été recrutés. L'activité EMG de 20 muscles ipsilatéraux a été enregistrée avant, pendant et après le 6MWT. Les données avant et après 6MWT ont été traitées et analysées afin d'obtenir des cartes spinales. Des tests statistiques ont été réalisés afin d'évaluer l'effet du genre, de la fatigue et de l'âge sur les cartes spinales.

**Résultats :** Les résultats n'ont montré aucune différence selon le genre. Concernant le potentiel effet de fatigue sur les cartes spinales, une seule différence significative a été notée entre avant et après le 6MWT et concerne la variable *maxtimingSIS2* ( $p = 0,041$ ). Des corrélations significatives entre l'âge et certains paramètres ont été observées notamment au niveau des moments d'activation lombaire et sacrale et de l'amplitude des signaux.

**Conclusion :** Cette étude montre que la locomotion humaine de l'enfant TD âgé de 5 à 15 ans implique une stabilité au niveau des cartes spinale au cours d'un 6MWT, à l'exception de la variable *MaxtimingSIS2*, ainsi qu'une réorganisation partielle des circuits spinaux.