UNIVERSITÉ DE LORRAINE | BIBLIOTHÈQUES UNIVERSITAIRES

AVERTISSEMENT
DROIT D'AUTEUR

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document. Toute contrefaçon, plagiat ou reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
34 COURS LÉOPOLD — CS 25233
54052 NANCY CEDEX
WWW.UNIV-LORRAINE.FR

Ecole Doctorale BioSE (Biologie-Santé-Environnement)

Thèse

Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE l'UNIVERSITE DE LORRAINE

Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »

Par **Stella Zografou**

La rééducation par activités impliquant le tronc chez les jeunes enfants ayant une paralysie cérébrale

Le 04 septembre 2026

Membres du jury :

Rapporteurs :

Mme Christine Assaiante	**Directrice de Recherche, Laboratoire de Neurosciences Cognitives, CNRS, Marseille. Présidente du jury.**
Mme Carole Vuillerot	**Professeure des Universités – Praticienne, Service de Médecine physique et réadaptation pédiatriques Hospices Civils de Lyon**

Examinateurs :

M. Arnaud Gouelle	**Maître de Conférences au Laboratoire Performance, Santé, Métrologie, Société, UFR STAPS Reims.**
Mme Laura Wallard	**Maître de Conférence des Universités, Laboratoire LAMIH UMR CNRS 8201, UPHF, Valenciennes.**
M. Christian Beyaert	**Professeur des Universités EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, Directeur de thèse.**
M. Jonathan Pierret	**Docteur en Sciences de la vie et de la Santé.**

Membres invités :

M. Jean Paysant	**Professeur des Universités, Directeur Médical de l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy, EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy.**

EA 3450 DevAH, Développement, Adaptation et Handicap. Bâtiment C – 1 er étage. 9 Avenue de la Forêt de Haye. 54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY.

Brisez vos limites, faites sauter les barrières de vos contraintes, mobilisez votre volonté, exigez la liberté comme un droit, soyez ce que vous voulez être. Découvrez ce que vous aimeriez faire et faites tout votre possible pour y parvenir.

Richard Bach

Financements

Cette thèse a été réalisée dans le cadre d'un contrat doctoral financé par l'Université de Lorraine.

Ce travail a également été soutenu par l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation de Nancy (UGECAM Nord-Est).

Nous tenons à leur exprimer notre profonde gratitude pour leur précieux soutien tout au long de ce projet.

Remerciements

L'aboutissement de ce travail représente une étape importante de mon parcours de vie. Je n'oublierai jamais d'où je suis partie, avec pour seul bagage un billet d'avion et la volonté d'avancer. Pas à pas, j'ai construit ma vie et suivi mes rêves. Ma mère me répétait souvent : « Il faut avoir quelque chose que les autres n'ont pas, pour pouvoir te distinguer parmi eux ». Cette phrase m'a toujours accompagnée et guidée dans les moments de doute comme dans les moments de réussite.

Je tiens tout d'abord à remercier les membres du jury de cette thèse pour avoir accepté de consacrer leur temps à l'évaluation de ce travail. Mes sincères remerciements s'adressent au **Pr Christine Assaiante, au Pr Arnaud Gouelle, au Pr Carole Vuillerot et au Dr Laura Wallard** pour l'intérêt qu'ils portent à ce travail et pour l'enrichissement qu'ils lui apporteront grâce à leur expertise dans des domaines complémentaires, qu'ils soient pédiatriques ou biomécaniques. Je remercie également chaleureusement le **Pr Paysant** de me faire l'honneur d'avoir accepté cette invitation. Je lui suis également reconnaissante pour ses précieux conseils ainsi que pour les nombreuses discussions que nous avons pu partager à Pierquin. Je remercie aussi chaleureusement sa secrétaire, Mme Hélène Antoine, pour son accueil.

Je souhaite exprimer toute ma gratitude à mes directeurs de thèse, qui ont cru en moi dès le début en me donnant l'opportunité de réaliser ce doctorat. **Pr Christian Beyaert,** merci pour vos conseils avisés, pour toutes les connaissances que vous m'avez transmises, pour votre patience remarquable face à mes innombrables questions et pour votre soutien dans des moments difficiles. Je garderai notamment un souvenir particulier du congrès d'Amiens, un moment qui m'a permis de mieux comprendre les valeurs qui vous animent. **Dr Jonathan Pierret,** votre expertise scientifique, votre efficacité professionnelle et votre immense bienveillance ont marqué ces trois années de thèse. Merci pour votre accompagnement, votre confiance et votre humanité. Monsieur Beyaert, Monsieur Pierret, merci infiniment pour tout ce que vous m'avez apporté.

Je souhaite également exprimer ma profonde gratitude à ma famille**. Maman, Papa**, sans vous rien n'aurait été possible. Merci pour tous les sacrifices que vous avez réalisés afin de nous offrir les meilleures opportunités, pour nous avoir transmis des valeurs solides et les outils nécessaires pour construire notre avenir. Maman, si je devais te décrire en un seul mot, ce serait « roc ». Je me souviens encore lorsque je te disais que les cours à domicile de français étaient une perte d'argent. Sans ces cours, je n'aurais probablement jamais eu les compétences nécessaires pour venir étudier et vivre en France. Merci de toujours avoir cru en moi, même lorsque moi-même j'en doutais.

Je remercie également **ma sœur jumelle, Maria**, mon autre moitié, l'un des plus beaux cadeaux que la vie m'ait offerts. Une grande partie de cette thèse a été écrite chez toi, en Grèce. À tes côtés, je me sens toujours plus forte et plus sereine. Ta présence est un refuge. **À mes sœurs Georgia et Eva,** merci d'être les personnes extraordinaires que vous êtes. Georgia, j'admire profondément ta passion pour la médecine et je suis convaincue que tu deviendras une anesthésiste exceptionnelle. Eva, en tant qu'aînée, tu as toujours su nous guider par tes conseils et ton regard différent sur la vie. Lorsque je ne parviens plus à voir clairement les choses, tu m'aides à retrouver mon chemin. Mes sœurs, merci d'exister. Je vous aime.

Je remercie également mes amis en France. **Adrien**, responsable du laboratoire de mouvement à Pierquin, je me souviens encore de la première fois où, ne connaissant pas ton âge, je t'ai appelé « Monsieur Arnaud ». Quelques mois plus tard, tu étais devenu mon « loulou ». Merci pour ton amitié et ta bonne humeur. Merci à mes amis de médecine, **Ysaline, Marine, Isabelle, Arthur et Jonathan** pour tous nos fous rires, nos discussions, nos conseils et nos moments de complicité.

Merci également à **Élise**, devenue en quelques mois bien plus qu'une collègue : une véritable amie, toujours souriante, à l'écoute et passionnée par la vie. Merci à **Natalia** pour son accueil chaleureux lors de mes premiers jours à Nancy et pour sa gentillesse qui m'a permis de me sentir rapidement chez moi.

Un immense merci à mes amis en Grèce. À **Vivi**, rencontrée à Dijon en 2022, qui est devenue au fil du temps une amie exceptionnelle. Merci d'avoir toujours été présente dans les moments heureux comme dans les moments difficiles. À **Kiki**, avec qui j'ai partagé mes années d'études en kinésithérapie, les années Covid, les moments en famille et tant de souvenirs. Merci pour ton authenticité, ton talent professionnel et ton humour unique. À **Haroula**, rencontrée grâce à Kiki, que j'ai immédiatement appréciée. Merci pour tous nos voyages passés et ceux qui restent encore à vivre.

Merci également à **Areti et Nancy** pour nos fous rires, nos soirées mémorables en Grèce, nos escapades à Athènes et ces discussions qui parviennent toujours à me redonner le sourire. Merci à **Antonia**, une de mes meilleures amies, ma fidèle partenaire de voyage depuis près de dix ans. Avec Maria et toi, nous avons partagé d'innombrables aventures à travers le monde. J'espère que beaucoup d'autres nous attendent encore.

Merci à **Dimitra et Argyris,** rencontrés à Nancy, avec qui les liens demeurent malgré les chemins différents que nous empruntons aujourd'hui.

Je remercie également mes collègues. Merci à **Pierrick**, mon voisin de bureau, pour tes conseils, ton soutien et ta bienveillance. Merci à **Sabine** pour ses précieux conseils de vie ainsi que pour nos promenades du midi à Flavigny. Je remercie **l'ensemble de l'équipe de Flavigny**, les médecins, les cadres et tous les professionnels qui ont accepté de participer à notre étude. Mes remerciements vont également à **Madame Richard Sandrine** pour son honnêteté, son professionnalisme et son engagement exemplaire. Merci à **Madame Wiand** pour la gestion rigoureuse des rendez-vous de notre étude ainsi que pour nos nombreux échanges toujours agréables.

Je remercie également **Monsieur Gouilly Pascal et tous les collègues enseignants** pour leur confiance au sein de l'ILMFK.

Je tiens également à exprimer ma gratitude envers le laboratoire **DEVAH** pour son soutien constant au fil des années.

Merci à mon comité de suivi de thèse, composé de **Monsieur Gouelle, Monsieur Papaxanthis et Madame Tyvaert,** pour leur accompagnement tout au long de ce parcours doctoral.

Je remercie également **Monsieur Paizis**, qui m'a annoncé mon admission au programme de Master à Dijon et qui a ensuite été mon tuteur durant cette formation.

Je remercie également **les parents ainsi que les kinésithérapeutes libéraux** pour leur participation à notre étude et pour le temps qu'ils ont consacré à ce projet.

Enfin, merci à la jeune femme de 22 ans qui a choisi de quitter les certitudes pour s'aventurer vers l'inconnu…d'avoir eu le courage de partir en France, de reconstruire une vie à partir de rien et de ne jamais abandonner malgré les difficultés. Et surtout, merci à la vie pour toutes les leçons, les rencontres, les épreuves et les bonheurs qu'elle m'a offerts au cours de ces derniers mois…dernières années.

Cette thèse marque la fin d'un chapitre, mais aussi le début d'un nouveau voyage…

Liste des abréviations

APA : Ajustement Postural Anticipé

CdM : Centre de Masse

CdP : Centre de Pression

CdG : Centre de Gravité

AP : Antéro-postérieur

ML : Médio-latéral

DT : Développement typique

GMFCS : Gross Motor Function Classification System

EMFG : Évaluation de la Fonction Motrice Globale

GMFM : Gross Motor Function Measurement

PC: Paralysie cérébrale

SNC : Système Nerveux Central

TCMS : Trunk Control Measurement Scale

ECAB : Évaluation précoce de l'équilibre

RAIT : Rééducation Par Activités Impliquant Le Tronc

RH : Rééducation Habituelle

CIF : Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé

CIF-EJ : Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé pour les Enfants et les Jeunes

CPG : Générateurs Centraux de Pattern

GPS : Gait Profile Score

PST : Paramètres Spatio-Temporels

eGVI: Enhanced Gait Variability Index

TTT: Targeted Trunk Training

CST : Core Stability Training

LMM : Modèle Linéaire Mixte

Table des matières

Financements 3

Remerciements 4

Liste des abréviations 7

Introduction Générale 16

Revue de Littérature 19

Chapitre 1 : Cadre conceptuel : posture, équilibre et contrôle postural 19

1.1. Fondements théoriques et concepts biomécaniques de la posture et du contrôle postural 19

1.1.1. La posture : définitions et fonctions 19

1.1.2. Concepts biomécaniques fondamentaux 20

1.1.3. Instabilité quasi permanente de la station debout et modèle du pendule inversé 21

1.2. Le contrôle postural 23

1.2.1. Définition et fonctions du contrôle postural 23

1.2.2. Organisation sensorimotrice du contrôle postural 24

1.3. Les stratégies de contrôle postural 25

1.3.1. Les stratégies posturales face aux perturbations 25

1.3.2. Les ajustements posturaux anticipés (APA) 25

Chapitre 2 : Les segments axiaux : caractéristiques et rôle dans le contrôle postural et la locomotion 26

2.1. Définition et caractéristiques des segments axiaux 27

2.2. Le tronc est un pivot central du contrôle de l'action 28

2.3. Le rôle du tronc dans la locomotion 28

2.3.1. Fonctions mécaniques du tronc pendant la locomotion 28

2.3.2. La coordination des segments axiaux pendant la marche 29

2.3.3. Interactions entre le tronc et les membres inférieurs pendant la locomotion 30

Chapitre 3 : Développement ontogénétique du contrôle postural : émergence et maturation du contrôle axial 32

3.1. Principes généraux du développement postural 32

3.1.1. Direction céphalo-caudale et neuro-maturation 32
3.1.2. Les deux principes fonctionnels du contrôle de l'équilibre 33
3.2. Développement segmentaire du contrôle axial et jalons moteurs associés 33
3.2.1. Contrôle céphalique et premiers retournements (0-6 mois) 33
3.2.2. Contrôle du tronc et station assise (4-9 mois) 34
3.2.3. Contrôle pelvien, quatre pattes et verticalisation (8-12 mois) 35
3.2.4. Acquisition de la marche (12-18 mois) 36
3.3. Maturation du contrôle axial pendant la marche 37
3.3.1. Phase d'intégration de la posture et du mouvement (premiers mois de marche) 37
3.3.2. Phase d'ajustement et maturation progressive (jusqu'à 6-8 ans) 38
3.3.3. Développement de la coordination des segments axiaux pendant la marche 38
3.4. Synthèse : le développement moteur s'enchaîne avec le développement du contrôle axial 39
Chapitre 4 : Du contrôle postural à la fonction motrice globale et la participation 40
4.1. La fonction motrice globale : définition et lien avec le contrôle postural 40
4.1.1. Définition de la fonction motrice globale 40
4.1.2. Un développement intrinsèquement lié au contrôle postural 40
4.2. Le contrôle du tronc : pierre angulaire de la fonction motrice globale 42
4.2.1. Répercussions multiples du contrôle du tronc sur la fonction motrice 42
4.2.2. Corrélations établies entre contrôle du tronc et fonction motrice globale 42
4.3. Le modèle CIF : du contrôle du tronc à la participation 43
4.3.1. Le cadre de la CIF et de la CIF-EJ 43
4.3.2. Impact du contrôle du tronc sur les trois niveaux de la CIF 43
Chapitre 5 : La paralysie cérébrale – définition, classification et conséquences sur le développement moteur 46
5.1. Définition et classification de la paralysie cérébrale 46
5.2. Posture et équilibre perturbés : une caractéristique centrale dans la PC 48
5.2.1. Physiopathologie générale 48

5.3. Les troubles posturaux dans la paralysie cérébrale 50
5.3.1. Les troubles posturaux en station assise 51
5.4. Les troubles posturaux en station debout 52
5.5. Les troubles locomoteurs dans la paralysie cérébrale 53
5.5.1. Classifications et troubles fréquemment observés dans la marche des enfants atteints de PC 55
5.5.2. Les troubles cinétiques et cinématiques du tronc lors de la marche 56
5.5.3. Déviations des paramètres spatio-temporels 57
5.6. Les troubles locomoteurs : la marche digitigrade 58
5.7. La spasticité des fléchisseurs plantaires comme hypothèse explicative de la marche digitigrade ? 60
5.8. L'impact des troubles du contrôle axial sur la fonction motrice globale et la participation 63
5.8.1. Corrélation entre le contrôle du tronc et la fonction motrice globale 63
5.8.2. Impact sur les activités motrices 64
5.8.3. Impact sur la participation 65
Chapitre 6 : Le tronc comme cible thérapeutique, de la théorie à la pratique clinique 68
6.1. Intervention par activités impliquant le tronc : état de l'art 68
6.2. Revue des approches conventionnelles vers le renforcement du contrôle axial 68
6.2.1. L'entraînement segmentaire du contrôle du tronc (Targeted Trunk Training) 68
6.2.2. Le core stability training et les exercices de renforcement du tronc 69
6.2.3. Synthèse de la littérature et apport des méta-revues 70
6.3. L'étude Pierret et al. (2023) : un changement de paradigme 71
6.4. Limites identifiées dans la littérature actuelle 72
6.4.1. Âge des participants 72
6.4.2. Durée d'intervention 72
6.4.3. Absence d'évaluation instrumentale de la marche 72
6.4.4. Transfert fonctionnel limité vers la marche 72

6.4.5. Populations GMFCS ciblées 73
6.4.6. Faible implication de l'entourage familial 73
6.5. Justification d'une intervention RAIT précoce et prolongée 73
6.5.1. La fenêtre de neuroplasticité précoce 73
6.5.2. Le choix de la tranche d'âge 18 mois – 5 ans 6 mois 74
6.5.3. Pourquoi la RAIT plutôt qu'une autre intervention ? 74
6.6. Problématique, objectifs et hypothèses de la thèse 76
6.6.1. Synthèse de l'état de l'art et problématique 76
6.6.2. Objectifs de la thèse 77
6.6.3. Hypothèses statistiques testées 78
TRAVAIL EXPERIMENTAL 80
Chapitre 7 : Matériels et méthodes 80
7.1. Cadre éthique, population et schémas d'études 80
7.1.1. Comité éthique 80
7.1.2. Recrutement des enfants PC et DT 80
7.1.3. Schéma de l'étude « Vertébrale » 81
7.1.4. Schéma de l'étude « Activ-Tronc » 82
7.1.5. Critères d'inclusions et d'exclusions des participants 84
7.1.6. Enfants atteints de PC 84
7.1.7. Enfants au DT 85
7.2. Evaluations 85
7.2.1. Analyse de la marche 85
7.2.2. Évaluation de la fonction motrice globale par scores cliniques 90
7.2.3. Évaluation de la fonction du membre supérieur, de l'activité et de la participation : Reach Out Questionnaire 91
7.3. Gestion des données 91
7.3.1. Traitement des données et contrôle qualité 91
Chapitre 8 : Plan d'analyse statistique 92

8.1. Calcul a priori de la taille d'échantillon 93
8.2. Partie 1 : Etude Vertébrale : Comparaison des enfants PC/DT de 6 ans à 18 ans 94
8.3. Partie 2 : Etude Activ-Tronc : Caractériser les troubles moteurs initiaux en comparaison des enfants à DT de 18 mois à 5 ans et demi 94
8.4. Partie 3 : Etude Activ-Tronc : Évaluer les effets de la RAIT vs la RH, appliquée pendant 3 mois 95
8.5. Partie 4 : Etude Activ-Tronc – Reproductibilité de la RAIT : RAIT-RAIT vs RH-RAIT 95
8.6. Partie 5 : Etude Activ-Tronc : Effets longitudinaux de la RAIT sur la dynamique du tronc lors de l'acceptation du poids 95
8.7. Analyses de corrélation 96
8.8. Données manquantes 96
Chapitre 9 : Présentation des résultats par parties de l'étude 96
9.1. Partie 1 – Etude Vertébrale : comparaison des enfants PC/DT de 6 ans à 18 ans 96
9.1.1. Variables dynamiques du tronc issues des IMU 97
9.1.2. Evaluation de la fonction motrice globale par scores cliniques 98
9.1.3. Analyse corrélationnelle des variables de marche dynamiques et des variables fonctionnelles 98
9.2. Partie 2 – Etude Activ-Tronc : Caractérisation des troubles moteurs initiaux (M0) : PC vs DT 98
9.2.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU 99
9.2.2. Paramètres spatiotemporels, scores cliniques et fonctionnels 102
9.2.3. Analyse corrélationnelle des variables de marche dynamiques et des variables fonctionnelles 103
9.3. Partie 3 – Etude Activ-Tronc : Comparer les effets de la RAIT et de la RH sur 3 mois 104
9.3.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU 104
9.3.2. Paramètres spatiotemporels, scores cliniques et fonctionnels 105
9.4. Partie 4 – Etude Activ-Tronc : Reproductibilité de la RAIT : RAIT-RAIT vs RH-RAIT 105
9.4.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU / LMM 106

9.4.2. Paramètres spatio-temporels, scores cliniques et fonctionnels / LMM 107
9.5. Partie 5 – Etude Activ-Tronc : Effets longitudinaux de la RAIT sur la dynamique du tronc lors de l'acceptation du poids 108
9.5.1. Analyse des variables de la dynamique du tronc issues des IMU 108
9.5.2. Paramètres spatio-temporels 110
Chapitre 10 : Discussion générale 114
10.1. Préambule 114
10.2. Caractérisation différentielle des troubles moteurs 115
10.2.1. Comparaison des enfants PC/DT de 6 ans à 18 ans 115
10.2.2. Augmentation des décélérations axiales lors de l'acceptation du poids 116
10.2.3. Dynamique axiale : une plus grande variabilité chez les enfants PC 117
10.2.4. Stratégies adaptatives spatio-temporelles 118
10.2.5. Le tronc comme déterminant de la fonction motrice globale 119
10.3. Comparer les effets de la RAIT et de la RH sur 3 mois 119
10.4. Mécanismes de la RAIT et plasticité dépendante de l'activité 121
10.4.1. Justification théorique de l'intervention précoce et prolongée 121
10.4.2. Théorie de la sélection des groupes neuronaux : variabilité, sélection et fenêtres critiques 121
10.4.3. Modèles internes : la RAIT comme entraînement à la prédiction sensorimotrice 122
10.4.4. Spécificité de la RAIT au sein des interventions ciblant l'enfant atteint de PC ... 123
10.5. Reproductibilité de l'effet de la RAIT 124
10.5.1. Aspect méthodologique 124
10.5.2. Reproductibilité sur la dynamique du tronc et les paramètres spatio-temporels .. 124
10.6. Effets cumulés sur douze mois (M0-M12) 125
10.6.1. MinSternumX : Evolution longitudinale intra – groupe et éléments en faveur de H4. 125
10.6.2. Autres variables dynamiques et paramètres spatio-temporels 125

10.6.3. Édimbourg : la persistance du patron digitigrade installé 126
10.6.4. Scores fonctionnels : amélioration substantielle et concordance entre les deux groupes 127
Chapitre 11 : Limites de l'étude Activ-Tronc et perspectives 128
11.1. Limites liées au faible nombre d'enfants et au plan expérimental 129
11.1.1. Effectif inférieur à la cible pré-calculée 129
11.1.2. Limites liées à l'essai en démarrage différé de la RAIT 129
11.1.3. Absence d'aveuglement de l'évaluateur 130
11.2. Limites de réalisation pratique de l'étude 130
11.2.1. Limites du Reach Out Questionnaire, sensibilité des outils d'évaluation 130
11.2.2. Réalisation thérapeutique non quantifiée précisément 131
11.2.3. Particularités du consentement chez le jeune enfant 132
11.3. Limites contextuelles de l'étude 132
11.3.1. Maturation locomotrice confondante 132
11.3.2. Manque de données de référence dans la tranche d'âge ciblée 133
11.4. Perspectives 133
11.4.1. Perspectives méthodologiques 133
11.4.2. La dynamique du tronc à la marche : une évaluation à développer 134
11.4.3. Extension de l'utilisation de la RAIT 135
Conclusion 137
BIBLIOGRAPHIE 138
Annexe 162
1. Valorisation de la thèse 162
1.1 Publications 162
1.2 Communications Orales 162
1.3 Communications affichées 162
Annexe 1. 163
Annexe 2. 200

Annexe 3. 205

Résumé 206

Abstract 207

Introduction Générale

La paralysie cérébrale (PC) est le handicap moteur le plus fréquent de l'enfance, avec une prévalence de 2 à 3 naissances sur 1000 (Oskoui et al., 2013). La PC regroupe un ensemble de troubles permanents, mais non progressifs, de la posture et du mouvement, attribués à une lésion cérébrale non progressive survenant au cours du développement périnatal (Bax et al., 2005; Rosenbaum et al., 2006). La Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé – version Enfants et Jeunes (CIF-EJ ou ICF-CY) constitue un cadre pertinent pour appréhender l'impact de ces déficits chez les enfants atteints de PC. Elle propose une approche biopsychosociale permettant de standardiser la description des états de santé et des limitations fonctionnelles (World Health Organization, 2007). Le fonctionnement et le handicap sont décrits selon trois domaines principaux : les fonctions et structures corporelles, les activités et la participation (Kara et al., 2023).

Les **segments axiaux**, et plus particulièrement le **tronc**, jouent un rôle central dans le développement du contrôle postural, avec des répercussions sur les différents domaines de la CIF. Lorsqu'il est correctement développé, le contrôle du tronc permet une posture assise stable (Pin et al., 2019), favorisant le développement des fonctions motrices globales (Curtis, Butler, et al., 2015; Pin et al., 2019), des habiletés manuelles (Butler, 1998; Degraafpeters et al., 2007) et des interactions sociales (Kyvelidou et al., 2013). Plus tard dans l'enfance, les oscillations posturales spontanées en position debout diminuent avec la croissance. Cette diminution est associée à une amélioration du contrôle postural (Cignetti et al., 2013), où le contrôle anticipatoire vient compléter le contrôle réactif des déséquilibres (Rival et al., 2005), avec une contribution importante du contrôle du tronc (Pierret et al., 2020).

Dès la petite enfance, les enfants atteints de PC présentent une altération du contrôle des segments axiaux, notamment du tronc. Ces troubles apparaissent d'abord en position assise, avec des réactions posturales anormales par rapport aux enfants au développement typique (DT) (Brogren et al., 1998), puis persistent tout au long de l'enfance sous forme d'une atteinte combinée du contrôle statique et dynamique (Heyrman et al., 2014; Pierret et al., 2023), avec une probable perturbation des mécanismes de contrôle anticipatoire.

La marche autonome est une fonction motrice essentielle à l'autonomie puisqu'elle permet la réalisation de la majorité des activités de la vie quotidienne au sein de la communauté. Lors de la marche, les enfants atteints de PC présentent des anomalies cinématiques et cinétiques de la tête et du tronc dans les trois plans de l'espace par rapport aux enfants DT. Ces anomalies sont associées à

une altération du contrôle de l'équilibre pendant la marche, se traduisant par une augmentation de la largeur du pas et de la variabilité de la longueur des pas (Katz-Leurer et al., 2009; Kim & Son, 2014), ainsi que par une augmentation des accélérations des segments axiaux dans les trois plans (Saether et al., 2014; Summa et al., 2016). Ces dernières sont significativement liées au déficit de contrôle du tronc (Saether et al., 2015; Heyrman et al., 2014), considéré comme le principal facteur contribuant aux limitations de la marche chez les enfants atteints de PC, davantage encore que les déficits neuromusculaires (Balzer et al., 2017). Étant donné les interactions réciproques entre le tronc et les membres inférieurs lors de la marche, les déviations du tronc peuvent induire des déviations des membres inférieurs, et inversement (Heyrman et al., 2014).

La marche sur la pointe des pieds, caractérisée par l'absence du premier contact du talon au sol lors de l'attaque du pas (Armand et al., 2006) est fréquente chez les enfants atteints de PC. Pendant la phase d'acceptation du poids, définie ici selon Worthen-Chaudhari., 2013 comme la période initiale d'absorption de puissance autour des articulations du membre inférieur, cette marche est associée à une absorption de puissance au niveau de la cheville et à un travail mécanique négatif, entraînant une dorsiflexion freinée précocement et une inclinaison antérieure du tibia (Beyaert et al., 2020). Alors que l'origine spastique de cette marche, liée à une hyperexcitabilité des réflexes d'étirement, a été débattue pendant des décennies et est aujourd'hui considérée comme peu probable (Willerslev-Olsen, Andersen, et al., 2014), plusieurs auteurs proposent qu'il s'agisse d'un processus adaptatif (Beyaert et al., 2020; Lorentzen et al., 2019; Willerslev-Olsen, Andersen, et al., 2014). Lorentzen et ses collaborateurs (Lorentzen et al., 2018) ont montré que, lors d'un schéma volontaire de marche sur la pointe des pieds, les muscles fléchisseurs plantaires sont activés avant le contact au sol et restent engagés durant le début de la phase d'appui, indépendamment des informations sensorielles périphériques.

Étant donné que le rôle principal des fléchisseurs plantaires durant la phase d'acceptation consiste à contrôler le tronc, le soutien du corps et l'équilibre par leur action sur le tibia dès que le pied est à plat au sol (Correa et al., 2012; Honeine et al., 2013; Neptune et al., 2001), la marche sur la pointe des pieds permet à ces muscles de contrôler plus précocement le tronc dès le contact initial. Cela suggère un rôle compensatoire face aux déficits de contrôle du tronc et à l'instabilité qui en résulte. Un tel mécanisme de contrôle anticipatoire permet aux fléchisseurs plantaires d'anticiper les conséquences motrices de chaque pas et de contribuer à la stabilisation du tronc, plutôt que d'être simplement le résultat de réflexes d'étirement hyperactifs (Lorentzen et al., 2018). Cette hypothèse renforce l'idée que la marche sur la pointe des pieds constitue une stratégie motrice adaptative, compensant les limitations de stabilité du tronc ou d'équilibre pendant la marche.

Compte tenu du rôle majeur du tronc dans les activités statiques et dynamiques ainsi que de son influence sur la motricité globale dès la petite enfance, les interventions de rééducation ciblant le tronc sont actuellement explorées chez les enfants atteints de PC, bien que leurs effets à long terme restent encore peu étudiés. Chez des enfants atteints de PC âgés de 5 à 12 ans marchant de façon autonome, une rééducation par activités impliquant le tronc (RAIT), mais non la RH, appliquée pendant trois mois, a permis d'améliorer significativement le contrôle du tronc en position assise et debout, ainsi que les paramètres dynamiques du tronc et de la cheville lors de la marche (Pierret et al., 2023). Ces résultats étant prometteurs, et les déficits de contrôle du tronc apparaissant très précocement chez les enfants atteints de PC, il paraît pertinent d'étudier les effets d'une RAIT appliquée à des enfants plus jeunes et sur une durée plus longue.

Ainsi, l'objectif principal de cet essai randomisé ouvert est d'évaluer les effets moteurs de la RAIT et de la RH chacune appliquée pendant les trois premiers mois, sur le contrôle dynamique du tronc lors de la marche, chez des enfants atteints de PC âgés de 18 mois à 5 ans et 6 mois, capables de marcher de manière autonome ou avec une aide à la marche utilisée de façon occasionnelle. Un suivi longitudinal jusqu'à 12 mois permet d'évaluer les effets cumulatifs de la RAIT à introduction différée pour tester la supériorité d'un traitement de 12 mois par rapport à celui de 9 mois. Par ailleurs, puisque la fonction des membres supérieurs peut également être affectée dans la PC et influencer l'activité ainsi que la participation de l'enfant, les parents complètent le Reach Out Questionnaire, qui fournit une évaluation globale du fonctionnement, des limitations d'activité et de la participation.

Revue de Littérature

Chapitre 1 : Cadre conceptuel : posture, équilibre et contrôle postural

1.1. Fondements théoriques et concepts biomécaniques de la posture et du contrôle postural

L'être humain possède la capacité d'exécuter une vaste gamme d'activités complexes au sein d'un environnement en constante évolution, nécessitant une adaptation continue aux contraintes internes et externes. Tout déplacement dans l'espace implique l'action coordonnée du système musculosquelettique en interaction étroite avec le **Système Nerveux Central (SNC)**. Ce dernier analyse en permanence les informations sensorielles disponibles, intègre les contraintes mécaniques et environnementales, puis élabore une réponse motrice appropriée. Cette organisation motrice repose principalement sur le contrôle postural, qui assure deux fonctions essentielles : d'une part, constituer un **cadre de référence pour l'exécution** précise d'un mouvement orienté vers un objectif spécifique, et d'autre part, le **maintien de l'équilibre** et d'une posture adéquate.

De manière similaire, lors de la locomotion, la production des mouvements rythmiques et cycliques de la marche doit être étroitement coordonnée avec les mécanismes posturaux afin de garantir la stabilité du corps. **Une stabilisation posturale** efficace constitue ainsi un prérequis fondamental au maintien de l'équilibre, à la conservation de la stabilité dynamique et à la prévention des chutes (Massion, 1994, 1998).

1.1.1. La posture : définitions et fonctions

La posture, ne se réduit pas à la simple configuration spatiale des segments corporels : elle constitue aussi un **cadre de référence** pour la production de mouvements orientés. Elle se définit comme la configuration géométrique des segments corporels dans l'espace, résultant de l'activité tonique musculaire s'opposant à la gravité (Massion, 1994). La notion de posture englobe également les mécanismes nerveux qui contrôlent les ajustements posturaux, qu'ils soient volontaires ou involontaires (Pérennou, 2012). En effet, maintenir une posture stable ou l'adapter à l'environnement nécessite de prendre en compte à la fois les contraintes internes, et les contraintes externes, telles que la gravité, la stabilité du support et les éventuelles perturbations (Massion, 1992) (Figure 1).

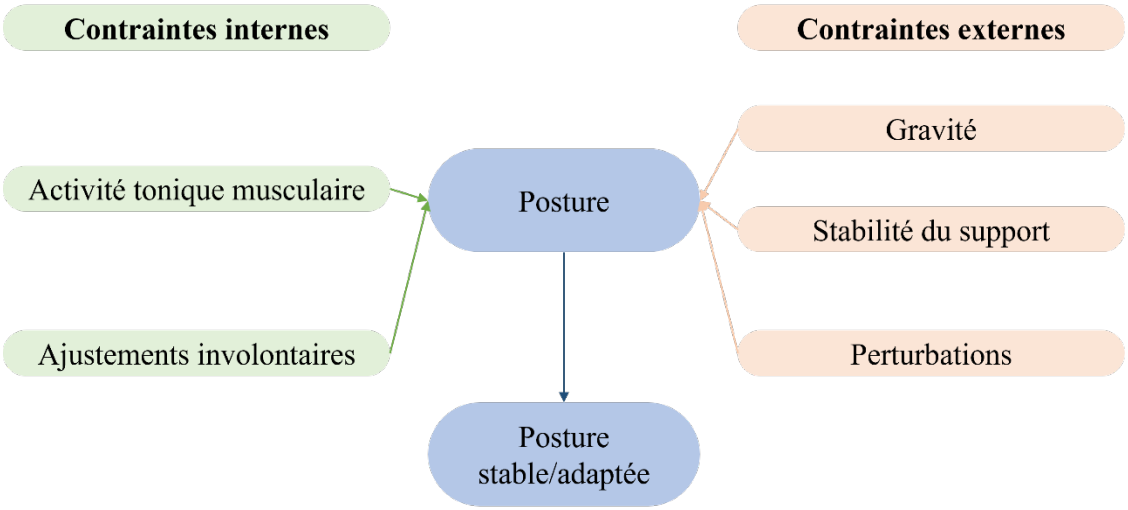


Figure 1: Schéma représentatif des contraintes internes et externes de la posture

Selon (Massion et al., 1998), la posture remplit **deux fonctions principales**. D'une part, elle assure une **fonction antigravitaire**, indispensable au maintien de la station debout, qui permet de lutter contre la gravité et de garantir l'équilibre postural, lequel est assuré lorsque la projection du centre de gravité (CdG) demeure à l'intérieur de la surface de support en conditions statiques. D'autre part, la posture joue un rôle essentiel de **cadre de référence pour la perception et l'action**. La position et l'orientation des segments corporels, tels que la tête, le tronc ou les membres supérieurs, constituent des repères à partir desquels le SNC peut construire des représentations spatiales de l'environnement, localiser des cibles et organiser les mouvements dirigés vers celles-ci. Ainsi, la posture ne se limite pas au maintien de l'équilibre, mais fournit également le cadre spatial nécessaire à une interaction efficace avec le monde extérieur.

1.1.2. Concepts biomécaniques fondamentaux

Pour permettre au lecteur une compréhension optimale des mécanismes du contrôle postural, il est nécessaire de définir plusieurs notions biomécaniques utilisées tout au long de ce manuscrit.

Le **centre de masse (CdM)** se définit comme le point correspondant au barycentre des masses segmentaires (Winter, 1995). Sa position varie selon la configuration corporelle et représente le point d'application des résultantes des forces et des moments de force.

Le **centre de pression (CdP)** se définit comme le point d'application de la résultante des forces de réaction au sol. Il correspond à une moyenne pondérée de toutes les pressions sur la surface en contact avec le sol (Winter, 1995). La station debout n'étant jamais totalement immobile, si l'on enregistre les déplacements du CdP à l'aide d'une plateforme de force, on constate des déplacements constants le long de l'axe antéro-postérieur (AP) et de l'axe médio-latéral (ML).

Le **polygone de sustentation** (ou base d'appui) correspond à la surface délimitée par les points d'appui du corps au sol (McCollum & Leen, 1989). L'équilibre statique est assuré lorsque la projection du CdM reste à l'intérieur de cette aire (Horak & Nashner, 1986; Winter, 1995; Winter et al., 1990).

La **relation CdM-CdP** constitue un principe fondamental du contrôle de l'équilibre. Dans le modèle du pendule inversé, le CdM est considéré comme une variable passive – il se déplace en fonction des forces appliquées au corps – tandis que le CdP est une variable active, car il reflète les actions du SNC pour contrôler l'équilibre. Le CdP oscille continuellement autour de la projection verticale du CdM pour maintenir l'équilibre (Winter, 1995). Concrètement, les déplacements du CdP sont plus amples et plus rapides que ceux du CdM, et surviennent après ceux du CdM, permettant de corriger sa trajectoire. La différence entre CdP et CdM est proportionnelle à l'accélération horizontale du CdM.

1.1.3. Instabilité quasi permanente de la station debout et modèle du pendule inversé

La station debout humaine est fondamentalement instable en raison d'un CdM élevé par rapport à une base d'appui étroite. Toute déviation, même minime, génère un moment de déséquilibre (moment de déséquilibre = masse × g × distance horizontale CdM-bord de la base) (Figure 2). À cette contrainte mécanique s'ajoutent les micro-oscillations permanentes du corps, ce qui impose une régulation neuromusculaire continue.

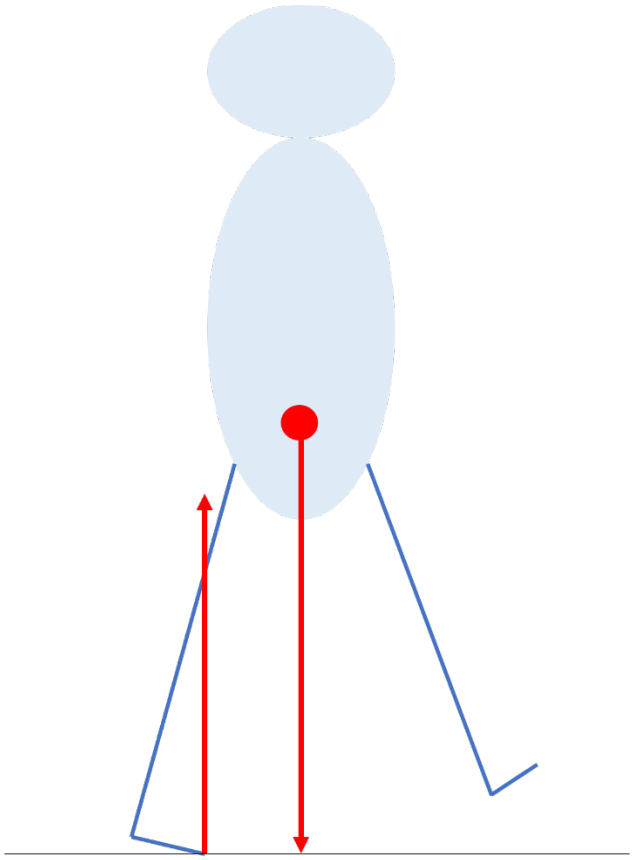


Figure 2. Principe biomécanique de l'équilibre en appui unipodal. Le poids du corps agit au niveau du CdM selon la ligne de gravité. La stabilité dépend de la position de cette ligne par rapport à la base de sustentation. Le moment de déséquilibre est déterminé par le produit du poids corporel et de la distance horizontale entre la projection du CdM et le bord de la base de sustentation. Une augmentation de cette distance accroît le moment de déséquilibre et les exigences de contrôle postural.

Le **modèle du pendule inversé** (Figure 3) permet de formaliser cette dynamique (Loram et al., 2001; Winter, 1995). Dans sa forme simple, le corps est assimilé à un pendule qui oscille autour de l'articulation de la cheville. En déplaçant le CdP sous les pieds, le système postural génère des forces capables de ramener le CdM à l'intérieur de la base d'appui. Ce modèle, pertinent pour la station debout, devient toutefois insuffisant lors d'activités dynamiques comme la locomotion, où un modèle multi-segmentaire intégrant la coordination de plusieurs articulations est nécessaire.

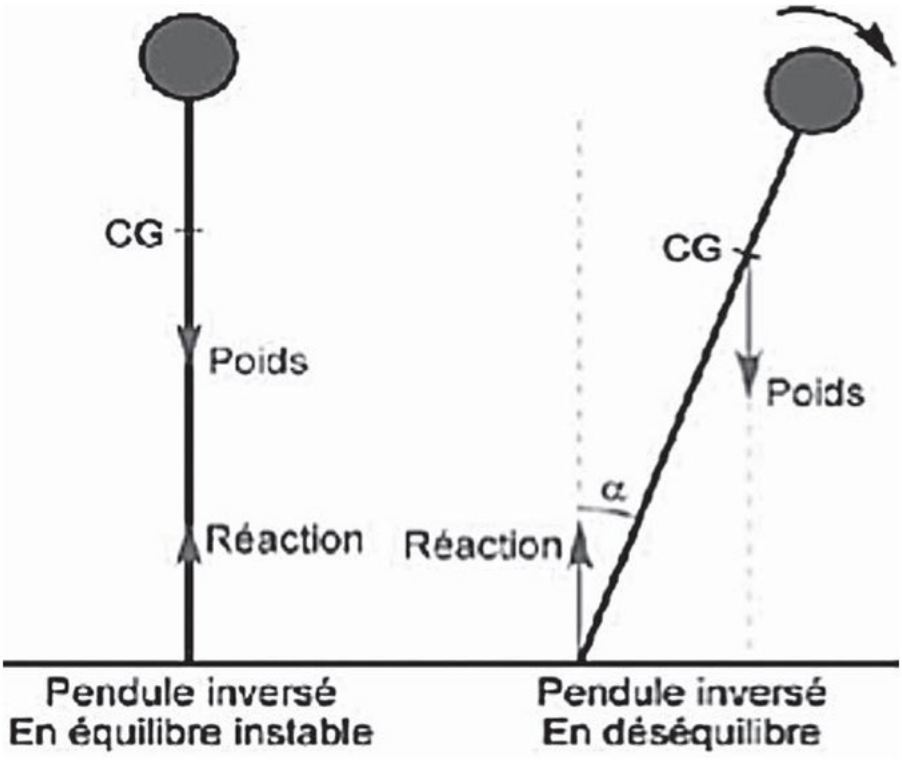


Figure 3: Exemple du pendule inversé en situation d'équilibre instable et de déséquilibre (D'après Gurfinkel.,1973).

1.2. Le contrôle postural

1.2.1. Définition et fonctions du contrôle postural

En situation statique, le contrôle postural se définit comme la **capacité à maintenir activement une configuration corporelle** sur la base des informations sensorielles disponibles, ainsi qu'à rétablir la configuration initiale lorsque cette dernière est perturbée (Paillard, 1971). En situation dynamique, il repose sur une coordination étroite entre la posture, l'équilibre et la locomotion, car tout mouvement d'un segment corporel modifie la géométrie du corps et entraîne un déplacement du CdM.

Le contrôle postural implique **deux fonctions complémentaires** (Horak, 2006). L'**orientation posturale** correspond à la capacité d'orienter les segments corporels les uns par rapport aux autres et par rapport à la verticale gravitaire. Elle constitue une condition préalable à la stabilisation : avant de limiter les oscillations, le système postural doit définir une posture de référence optimale qui réduit le coût énergétique du maintien postural et limite les effets déstabilisants de la gravité. L'**équilibre postural** correspond à la capacité de contrôler les trajectoires du CdM par rapport au polygone de sustentation. Le contrôle postural agit ainsi en

permanence pour ajuster les forces produites par les muscles et moduler la position du CdP, afin de stabiliser la trajectoire du CdM et prévenir la perte d'équilibre (Pérennou, 2012).

1.2.2. Organisation sensorimotrice du contrôle postural

Le contrôle postural comporte également une **fonction spatiale**. Pour percevoir l'environnement et organiser l'action, le SNC doit disposer d'une connaissance implicite de la géométrie corporelle dans l'espace. Cette connaissance permet alors d'établir et de maintenir des référentiels spatiaux stables, indispensables à la perception et au mouvement. Ces référentiels peuvent être *égocentrés* (centrés sur le corps : tête, tronc) ou *exocentrés* (centrés sur l'environnement). La stabilisation de segments clés, notamment la tête et le tronc, garantit la fiabilité des informations visuelles et vestibulaires, et permet au SNC de situer le corps par rapport à la gravité et aux objets environnants (Pérennou, 2012).

L'organisation sensorimotrice du contrôle postural repose sur **deux principes fonctionnels majeurs** (Assaiante & Amblard, 1995), qui seront développés en détail dans la section consacrée à l'ontogénèse (chapitre 3). Le premier principe concerne le c**hoix d'un référentiel stable** à partir duquel s'organise l'équilibre. Lorsque le référentiel principal est la surface de support, le contrôle s'organise selon une *organisation ascendante* (des pieds vers la tête), reposant sur les informations proprioceptives et cutanées. Lorsque le référentiel est la verticale gravitaire, l'organisation est *descendante* (de la tête vers les pieds), reposant davantage sur les informations vestibulaires. Le second principe concerne la **maîtrise des degrés de liberté articulaires**, avec deux modes de fonctionnement : un fonctionnement « en bloc » (couplage des segments adjacents réduisant les degrés de liberté à contrôler) et un fonctionnement « articulé » (découplage des segments permettant des mouvements indépendants). L'évolution développementale de ces deux principes constitue un fil conducteur majeur de l'ontogénèse du contrôle postural.

En résumé, le contrôle postural constitue une fonction fondamentale du comportement moteur humain. Loin de se limiter au simple maintien d'une position debout, il remplit plusieurs fonctions essentielles et indissociables. Sa complexité repose sur la nécessité d'organiser un système pluriarticulé soumis à de multiples contraintes internes et externes, en sélectionnant de manière adaptative les référentiels et les modes de coordination les plus appropriés à la tâche en cours.

1.3. Les stratégies de contrôle postural

1.3.1. Les stratégies posturales face aux perturbations

Lorsqu'un individu est confronté à une perturbation externe, le SNC déclenche des réponses posturales automatiques visant à préserver l'équilibre. Ces réactions ont pour objectif principal de maintenir le CdM à l'intérieur du **« cône de stabilité »**, qui correspond à l'espace de déplacement du CdM au sein duquel l'équilibre peut être maintenu sans modification de la base de support (Horak, 2006). Dès que le CdM dépasse cette zone fonctionnelle, une stratégie de changement d'appui devient nécessaire. Ces réponses, déclenchées environ 100 ms après l'apparition de la perturbation, reposent principalement sur des mécanismes de rétroaction sensorielle utilisant des informations issues des systèmes proprioceptif, vestibulaire et visuel.

Le choix de la stratégie posturale dépend à la fois des caractéristiques de la perturbation (nature, direction et intensité) et des conditions environnementales (Horak & Nashner, 1986; Nashner, 1977; Nashner & McCollum, 1985). Lorsque la perturbation est de faible amplitude, la **stratégie de cheville** est mise en œuvre (Nashner, 1977) : le corps se comporte comme un pendule inversé pivotant autour de l'articulation de la cheville, avec une activation musculaire suivant un ordre disto-proximal (gastrocnémiens → ischio-jambiers → muscles paraspinaux). Lorsque la perturbation atteint une amplitude plus importante ou que la surface d'appui est réduite, la **stratégie de hanche** entre en jeu, caractérisée par une activation musculaire proximo-distale impliquant principalement les muscles proches du tronc et des hanches. Dans cette stratégie, le tronc joue un rôle de contrepoids par une contre-rotation rapide tronc/membres inférieurs et sa contribution directe au maintien de l'équilibre est la plus importante, avant celle de l'articulation de cheville et de hanche (Duchene et al., 2021). Une **stratégie mixte** (Horak & Nashner, 1986), combinant cheville et hanche, peut également être mise en œuvre comme solution intermédiaire. Enfin, si la perturbation est très importante, le système postural recourt à une **stratégie de pas**, consistant à déplacer le pied afin d'augmenter la base de sustentation et d'éviter la chute.

Ces observations soulignent que le contrôle postural ne résulte pas de l'activation isolée de muscles individuels, mais d'une coordination organisée de synergies musculaires, inscrite dans des programmes moteurs centraux modulables et capables de s'adapter aux contraintes environnementales. Il est important de noter que le tronc contribue activement à ces stratégies de rééquilibration, ce qui sera développé dans la section suivante consacrée aux segments axiaux.

1.3.2. Les ajustements posturaux anticipés (APA)

L'exécution d'un mouvement volontaire génère des perturbations de l'équilibre que le système postural doit anticiper afin de préserver la stabilité. Cette modulation anticipatrice repose sur les **ajustements posturaux anticipés (APA)**, qui précèdent l'initiation du mouvement et ne relèvent donc pas de mécanismes réflexes (Massion, 1992). Ce contrôle proactif s'appuie sur des représentations internes du corps, qui comprennent le schéma corporel et la géométrie segmentaire, et qui permettent au SNC de prédire les conséquences mécaniques du mouvement sur la posture (Paillard, 1971).

Selon Massion (1992), les APA remplissent **trois fonctions principales** : (a) **préparer la posture** en plaçant le corps dans une configuration mécaniquement stable ; (b) **maintenir l'équilibre** en prévenant la perte de stabilité induite par le mouvement ; et (c) **faciliter le mouvement** en optimisant les conditions mécaniques initiales. Les premières preuves expérimentales ont montré que lors de l'élévation du bras en position debout, le biceps fémoral (muscle postural) s'active environ 100 ms avant le biceps brachial (muscle moteur principal), attestant de la nature anticipatrice de ces ajustements (Belenkii et al., 1967; Bouisset & Zattara, 1981).

Le développement des APA s'étend sur l'ensemble de l'enfance (Jover et al., 2005) et constitue un enjeu central du développement psychomoteur. Les capacités d'anticipation émergent précocement, entre 6 et 18 mois : stabilisation anticipée du tronc lors de l'extension du bras (Witherington et al., 2002), transfert anticipé du poids du corps vers la jambe d'appui lors des premiers pas (Assaiante et al., 2000). Les APA se construisent progressivement par l'apprentissage, traduisant un passage d'un contrôle réactif vers un contrôle proactif. Avec la maturation du SNC, ces ajustements gagnent en précision, en synchronisation et en efficacité, permettant la maîtrise progressive d'habiletés motrices de plus en plus complexes.

Chapitre 2 : Les segments axiaux : caractéristiques et rôle dans le contrôle postural et la locomotion

Pendant longtemps, la stabilité debout a été décrite avec une coopération entre la cheville et la hanche (synergie cheville-hanche), et les premières études sur la locomotion humaine se sont principalement concentrées sur le rôle des membres inférieurs, considérés comme les principaux acteurs de la marche, tandis que le tronc et les segments axiaux étaient envisagés comme de simples « passagers » transportés par les jambes (Perry, 1992). Cependant, les travaux modernes montrent que d'autres segments, en particulier le tronc, participent activement à la régulation posturale et locomotrice. Comme le tronc constitue le segment le plus inertiel du corps, il n'est pas surprenant

que son contrôle puisse intervenir dans la régulation posturale, en particulier lors de tâches d'équilibre exigeantes ou dans des situations dynamiques (Massion, 1992). Cette section présente les caractéristiques des segments axiaux et leur rôle tant dans le contrôle de l'équilibre statique que dans la locomotion.

2.1. Définition et caractéristiques des segments axiaux

Les segments axiaux désignent les segments formant l'axe central du corps : la **tête**, le **tronc** (cou, thorax, abdomen) et le **pelvis**, par opposition aux membres supérieurs et inférieurs.

La tête participe à l'orientation du regard et à la stabilisation de l'environnement visuel. Sa stabilisation dans l'espace constitue une stratégie motrice essentielle permettant d'établir un cadre de référence stable pour le contrôle postural, tant en posture statique qu'en mouvement. Cette stabilisation mobilise trois principales sources sensorielles : le *système visuel*, qui fournit des informations extéroceptives contribuant à la stabilisation du champ visuel ; le *système vestibulaire*, sensible aux accélérations angulaires et linéaires de la tête ; et les *afférences proprioceptives cervicales*, qui renseignent sur la position de la tête par rapport au tronc. L'intégration de ces informations permet de considérer la tête comme un véritable référentiel spatial pour l'orientation et l'équilibre (Nadeau et al., 2003; Pozzo et al., 1991, p. 199). Chez l'adulte, lors d'un virage par exemple, la tête initie un mouvement anticipé de rotation afin d'accumuler les informations visuelles et de préserver l'équilibre (Imai et al., 2001). Cependant, chez les jeunes enfants, c'est le tronc qui précède la tête (Assaiante & Amblard, 1995), traduisant l'immaturité du SNC.

Le tronc constitue un segment central du corps pour l'orientation posturale (Massion et al., 1998). Il se caractérise par trois propriétés biomécaniques majeures qui en font un acteur déterminant du contrôle de l'équilibre :

- Une **masse importante** : le tronc représente environ 50 à 60 % de la masse corporelle totale (Jensen, 1986; Leardini et al., 2011). En raison de cette masse considérable, même de faibles déviations du tronc peuvent entraîner des répercussions importantes sur la position du CdM et donc sur la dynamique de l'équilibre et de la marche.
- Une **position élevée** : situé au-dessus du CdM global et loin au-dessus du CdP au sol, le tronc exerce un effet de levier considérable sur l'ensemble de la mécanique posturale et locomotrice (Neptune et al., 2001). Une inclinaison de quelques degrés du tronc suffit à déplacer le CdM de plusieurs centimètres.
- Un **nombre élevé de degrés de liberté** : la colonne vertébrale, composée de 24 vertèbres mobiles, confère au tronc une grande flexibilité intrinsèque et une polyvalence fonctionnelle.

La présence de nombreux muscles lui permet de participer activement aux différentes tâches motrices tout en assurant le maintien de l'équilibre.

Le pelvis, constitue une interface fonctionnelle entre le tronc et les membres inférieurs. Lors de la marche, le transfert du poids corporel vers le membre d'appui s'effectue par l'intermédiaire de la ceinture pelvienne. Étant donné que les pieds ne touchent le sol qu'à intervalles, le pelvis devient le segment le plus stable durant la phase de balancement, servant de pivot dynamique (Assaiante et al., 2005).

2.2. Le tronc est un pivot central du contrôle de l'action

Le contrôle du tronc correspond à la capacité des muscles axiaux à maintenir l'alignement du corps, à gérer les transferts de charge et à moduler la position du centre de masse à l'intérieur de la base de support, aussi bien en conditions statiques que dynamiques (Karthikbabu et al., 2011; Tang et al., 2004).

Le tronc occupe une position hiérarchiquement centrale dans l'organisation motrice. En assurant la **stabilité proximale**, il permet la **mobilité distale** efficace des membres, condition essentielle à la locomotion fonctionnelle (Balzer et al., 2017). Son contrôle constitue également un prérequis au maintien de la posture assise stable et au développement des habiletés motrices globales (Curtis, Hansen, et al., 2015; Pin et al., 2019), essentielles à la réalisation d'activités orientées vers un but, indispensables à la vie autonome (Saavedra & Woollacott, 2015). Lorsque le contrôle du tronc est suffisamment développé, il permet une posture assise stable qui favorise le développement de la fonction motrice globale (Pin et al., 2019) des habiletés manuelles (Butler, 1998; Degraafpeters et al., 2007) et des interactions avec autrui (Kyvelidou et al., 2013).

Par conséquent, le tronc n'est pas un segment passif : il participe activement au contrôle de la posture et de la marche, il permet d'orienter et de modifier la trajectoire du CdM, et il joue un rôle de contrepoids pour compenser les déséquilibres, notamment dans le cadre de la stratégie de hanche décrite précédemment (section 1.3).

2.3. Le rôle du tronc dans la locomotion

2.3.1. Fonctions mécaniques du tronc pendant la locomotion

Le tronc assure plusieurs fonctions biomécaniques essentielles pendant la locomotion. Les études cinématiques ont montré que le tronc présente une inclinaison globale dans le plan sagittal, une inclinaison latérale alternée à chaque cycle de marche dans le plan frontal, et une opposition de phase entre les rotations des segments supérieur et inférieur dans le plan transversal. Les études

électromyographiques ont mis en évidence le rôle central des muscles érecteurs du rachis, dont l'activité apparaît principalement autour de la phase de double appui (Thorstensson et al., 1984). Ces observations suggèrent que les mouvements du tronc résultent d'une régulation neuromusculaire complexe combinant des actions musculaires anticipatrices et réactives afin de coordonner efficacement équilibre et locomotion.

Maintien de l'équilibre dynamique : Pendant la marche, l'alternance entre les phases d'appui simple et de double appui entraîne des oscillations de la tête et du tronc dans les trois plans de l'espace (R. L. Cromwell et al., 2001). Les impacts et les accélérations produits par les membres inférieurs se propagent vers le haut du corps, jusqu'à la tête. Or, pour maintenir une vision stable et des informations vestibulaires fiables, ces perturbations doivent être atténuées au maximum. Le tronc joue un rôle essentiel dans cette atténuation (Cappozzo, 1983; Kavanagh et al., 2006), agissant comme un véritable **filtre mécanique et neuromusculaire** qui absorbe et réduit les oscillations provenant des membres inférieurs (Heyrman et al., 2014). Ainsi, même lorsque les jambes effectuent des mouvements amples et rapides, les sujets sains parviennent à maintenir une bonne stabilité lors de la locomotion (R. Cromwell et al., 2004). nnnnnnn

Stabilisation anticipatoire : Les muscles du tronc s'activent de manière anticipée avant le contact initial du pied, afin de limiter les effets de la perturbation mécanique induite par l'impact au sol (Anders et al., 2007; Bechet et al., 2025; Thorstensson et al., 1984). Le tronc ne se contente donc pas de réagir aux contraintes de la marche : il les anticipe par des ajustements posturaux préparatoires. De plus, il contribue à l'initiation de la rotation vers l'avant du corps entier et agit comme un stabilisateur en réduisant et en inversant la rotation vers l'avant, limitant ainsi l'amplitude du moment angulaire et contribuant au maintien de la stabilité mécanique.

Contrôle de l'équilibre dans le plan frontal : Le contrôle de l'équilibre dans le plan frontal durant la marche repose sur une régulation coordonnée à deux niveaux : d'une part, la stabilisation du bloc tête/bras/tronc (HAT) autour de la hanche du côté ipsilatéral à l'appui et, d'autre part, le maintien du CdM au-dessus du pied de support. Le poids du HAT génère un moment déstabilisant autour de la hanche du côté ipsilatéral à l'appui, favorisant une chute controlatérale. Ce moment est compensé par l'action des muscles abducteurs de hanche, mais également par un ajustement actif du tronc via les muscles latéro-abdominaux et paravertébraux (Cappozzo, 1983).

2.3.2. La coordination des segments axiaux pendant la marche

Les segments axiaux jouent un rôle central et coordonné dans la locomotion. La tête constitue le support des informations visuelles (Pozzo et al., 1991) et son orientation est codée par rapport à

l'axe du tronc auquel elle est articulée (Horak & Nashner, 1986). Le pelvis assure la jonction entre le tronc et les membres inférieurs et constitue le premier segment stabilisé dans l'espace au cours de la locomotion, condition essentielle au maintien d'une marche autonome (Assaiante et al., 2005). Les mouvements du tronc s'organisent fréquemment selon une logique ascendante, le segment supérieur étant stabilisé en priorité, notamment sur des surfaces instables (Assaiante & Amblard, 1995).

L'un des aspects essentiels de la coordination axiale pendant la marche concerne les **contre-rotations tronc/pelvis dans le plan transversal**. Les oscillations du tronc dans les trois plans suivent des patterns normaux qui varient selon l'âge, avec une réduction progressive des oscillations à mesure que le contrôle mûrit. Cette coordination implique que pendant la marche, les membres inférieurs assurent la propulsion tandis que le tronc contribue au maintien de l'équilibre et interagit avec les mouvements des segments distaux afin d'optimiser l'efficacité mécanique de la marche (Thorstensson et al., 1984). La succession des phases de simple et de double appui génère des oscillations régulées par le SNC (R. L. Cromwell et al., 2001; Wallard et al., 2014). Le tronc joue un rôle déterminant dans l'atténuation des accélérations et des oscillations segmentaires (Kavanagh et al., 2006), condition essentielle au maintien du CdM à l'intérieur de la base de sustentation et à la stabilisation des fonctions d'orientation.

2.3.3. Interactions entre le tronc et les membres inférieurs pendant la locomotion

La locomotion bipède est le résultat d'interactions mécaniques complexes de nombreux segments corporels agissant de manière coordonnée. Le lien fonctionnel entre le tronc et les membres inférieurs, et plus particulièrement le rôle des fléchisseurs plantaires, a fait l'objet de plusieurs études (Neptune et al., 2001; Winter, 1995).

Dès le contact initial au sol, des forces musculaires se transmettent à l'ensemble du système musculosquelettique. Durant la phase d'appui simple, le soléaire exerce une action de freinage sur l'avancée antérieure du tibia, contribuant à la stabilité du genou et au soutien vertical du tronc. Le gastrocnémien participe à cette même action en début et en fin d'appui simple. En fin de phase d'appui, lors de la pré-oscillation, ces deux muscles passent en activité concentrique et accélèrent la progression du tronc vers l'avant tout en freinant son abaissement, assurant ainsi simultanément la progression et le soutien vertical de l'ensemble du corps (Honeine et al., 2013, 2014; Neptune et al., 2001). Le tronc influence donc la cinématique et la cinétique des membres inférieurs, tandis que les membres inférieurs contribuent au support et à l'équilibration du tronc.

Représentant environ 50 à 60 % de la masse corporelle totale et occupant une position élevée par rapport au centre de pression au sol, le tronc exerce un effet de levier considérable sur l'ensemble de la mécanique locomotrice (Neptune et al., 2001). Une modification, même minime, de son orientation dans le plan sagittal déplace le CdM vers l'avant, induisant des modifications des moments articulaires à la hanche, au genou et à la cheville (Leteneur et al., 2009). **Le tronc n'est donc pas un simple passager de la locomotion mais un acteur biomécanique à part entière, dont le contrôle est indissociable de celui des membres inférieurs.**

L'importance du contrôle du tronc pendant la marche persiste à l'âge adulte, contribuant non seulement au maintien de l'équilibre locomoteur mais aussi à la propulsion (R. L. Cromwell et al., 2001; Honeine et al., 2014; Kavanagh et al., 2006; Winter, 1995). Ce rôle persistant du tronc dans la locomotion mature souligne qu'il s'agit d'une fonction fondamentale et non d'une simple étape développementale transitoire.

En résumé, le tronc joue un rôle central à la fois dans le contrôle de l'équilibre statique et dans la locomotion. En conditions statiques, un tronc stable constitue la plateforme à partir de laquelle s'organisent tous les mouvements : la stabilisation proximale du tronc est un prérequis pour le contrôle distal des membres. À l'inverse, un déficit du contrôle axial contraint l'individu à utiliser ses membres pour se stabiliser, limitant leur disponibilité pour d'autres fonctions.

En conditions dynamiques, le tronc assure le maintien de l'équilibre pendant la marche, l'absorption des perturbations liées aux impacts au sol, la coordination entre les segments supérieurs et inférieurs, et l'anticipation des contraintes mécaniques. L'ensemble de ces fonctions, depuis le contrôle statique jusqu'au rôle dans la locomotion, souligne la place prépondérante des segments axiaux dans l'organisation motrice et justifie l'intérêt de comprendre comment leur contrôle se développe au cours de l'ontogénèse, ce qui constitue l'objet de la section suivante.

Chapitre 3 : Développement ontogénétique du contrôle postural : émergence et maturation du contrôle axial

Le contrôle postural est un processus extrêmement complexe qui engage divers systèmes, notamment visuel, vestibulaire et proprioceptif, ainsi que l'exploration de l'environnement pour enrichir l'expérience motrice et sensorielle. À partir de nombreuses études, un modèle de l'ontogenèse du contrôle postural a été développé chez l'enfant, illustrant comment les enfants élaborent progressivement leurs stratégies d'équilibre face à des situations de déstabilisation ou à des changements environnementaux selon leurs capacités. Cette section montre que le développement moteur se fait conjointement avec la maîtrise progressive des segments axiaux, chaque étape du développement du contrôle axial contribuant à l'émergence des jalons moteurs correspondants.

3.1. Principes généraux du développement postural

3.1.1. Direction céphalo-caudale et neuro-maturation

L'interprétation traditionnelle de la progression motrice au cours de la première année de vie s'appuie sur le modèle neuro-maturationnel, selon lequel le rythme et la séquence des étapes motrices reflètent principalement la maturation du SNC. Dans cette perspective, les habiletés émergent de manière relativement automatique à mesure que les structures corticales et sous-corticales atteignent un niveau de maturité suffisant. Le contrôle segmentaire s'organise selon une **progression céphalo-caudale :** les muscles du cou sont maîtrisés en premier, suivis par ceux du tronc puis des membres inférieurs. Une **progression proximo-distale** est également observée, du tronc vers les extrémités. Le contrôle axial constitue ainsi un prérequis aux acquisitions motrices distales.

Toutefois, des approches plus récentes soulignent l'importance des **contraintes biomécaniques, morphologiques et environnementales** dans l'organisation du développement moteur. Certaines études montrent que les caractéristiques corporelles, notamment la masse et les proportions segmentaires, influencent la chronologie des acquisitions. Par exemple, des nourrissons présentant une corpulence plus faible tendent à adopter plus précocement la locomotion quadrupède, suggérant que le rapport entre force musculaire et masse corporelle constitue un facteur déterminant dans la propulsion et le soutien du corps (Adolph et al., 1998). De même, la disparition du réflexe de marche automatique vers l'âge de deux mois, longtemps interprétée comme la conséquence d'une inhibition corticale progressive, est aujourd'hui également attribuée à des facteurs biomécaniques, notamment l'augmentation rapide de la masse des membres inférieurs qui modifie le rapport force-

poids (Adolph & Franchak, 2017; Thelen et al., 1984). Ces observations invitent à considérer le développement moteur comme le produit d'une interaction dynamique entre maturation neurologique et contraintes mécaniques.

3.1.2. Les deux principes fonctionnels du contrôle de l'équilibre

Le modèle ontogénétique proposé par Assaiante et Amblard (1995) fournit un cadre fonctionnel pour comprendre le développement du contrôle postural. Ce modèle repose sur deux principes, introduits dans la section 1.2.2., dont l'évolution développementale constitue un fil conducteur majeur de l'ontogénèse.

Le **premier principe, la sélection du cadre de référence,** évolue de manière non linéaire au cours du développement. L'**organisation ascendante** (surface stable comme référence, des pieds vers la tête) domine initialement en posture assise et en station debout précoce. L'**organisation descendante** (vecteur gravitaire comme référence, de la tête vers les pieds) émerge progressivement avec la maturation vestibulaire et la stabilisation de la tête dans l'espace. Un cas particulier concerne la locomotion : dès les premières semaines de marche, le premier référentiel de stabilisation est le **bassin**, car la locomotion nécessite d'abord de contrôler la propulsion et de gérer l'appui unipodal. Il existe donc une organisation temporelle ascendante (bassin → épaules → tête). La stabilisation de la tête dans l'espace émerge sur sol plat vers 3 ans, mais ne devient fonctionnelle dans toutes les conditions d'équilibre (y compris difficiles) qu'à partir de 7 ans, avec une régression transitoire à 6 ans. (Assaiante & Amblard, 1995).

Le **second principe, celui de la maîtrise progressive des degrés de liberté,** suit une progression depuis un fonctionnement **« en bloc »** vers un fonctionnement **« articulé »**. Le fonctionnement en bloc, caractérisé par la stabilisation relative de segments adjacents (par exemple, la tête sur le tronc grâce à une activation de la musculature cervicale), réduit le nombre de degrés de liberté à contrôler (Bernstein, 1967). Cette organisation simplifie le contrôle postural et est privilégiée dans des situations instables ou nouvelles. Le fonctionnement articulé, caractérisé par une plus grande mobilité relative entre les segments corporels, implique la gestion d'un nombre plus élevé de degrés de liberté mais permet une interprétation plus fine des informations sensorielles et une meilleure adaptation. Avec la maturation du SNC, l'enfant passe progressivement du mode en bloc vers le mode articulé. Toutefois, si la tâche devient très difficile, le retour à une stratégie en bloc peut être observé, même chez l'enfant plus âgé.

3.2. Développement segmentaire du contrôle axial et jalons moteurs associés

3.2.1. Contrôle céphalique et premiers retournements (0-6 mois)

Vers l'âge de trois mois, l'augmentation de la force des muscles cervicaux et axiaux permet l'émergence d'un **contrôle céphalique** plus stable. Le nourrisson peut maintenir la tête alignée avec le tronc et s'appuyer sur les avant-bras en décubitus ventral, constituant une première adaptation efficace aux contraintes gravitaires (Hadders-Algra, 2005). Cette étape marque un tournant dans l'organisation posturale : les mouvements spontanés deviennent plus fluides et coordonnés, et leur qualité constitue un indicateur prédictif du développement neuromoteur ultérieur (Hadders-Algra, 2004). La tête est le **premier segment stabilisé dans l'espace**, fournissant un référentiel stable pour l'orientation visuelle et l'exploration de l'environnement (Bertenthal & Von Hofsten, 1998; Kretch et al., 2014).

Dès que le contrôle céphalique est acquis et que le contrôle du tronc supérieur commence à se développer (thorax, épaules), les premiers retournements apparaissent (4-6 mois). Ces retournements constituent les premières rotations coordonnées des segments axiaux, avec une dissociation naissante des ceintures scapulaire et pelvienne. À ce stade, la coordination tête–tronc supérieur fonctionne « en bloc ».

Le développement postural durant cette période peut être décrit en deux phases (Hadders-Algra, 2005; Van der Fits et al., 1999). La variabilité primaire (0-6 mois) correspond à une phase où l'enfant explore un grand répertoire de patterns posturaux sans pouvoir les adapter précisément à la situation. Vers 4-5 mois, les premiers mouvements de saisie dirigés vers un objectif apparaissent, accompagnés d'ajustements posturaux direction-spécifiques (Van der Fits et al., 1999). Les nourrissons acquièrent des compétences par tâtonnements, en expérimentant divers ajustements posturaux qui leur offrent une meilleure stabilité (Hadders-Algra et al., 1996).

3.2.2. Contrôle du tronc et station assise (4-9 mois)

À partir de 6 mois s'amorce la variabilité secondaire, qui constitue une transition majeure : l'enfant développe progressivement la capacité à sélectionner, par essais actifs, le pattern postural le mieux adapté à la situation. La variation devient alors adaptative (Hadders-Algra, 2005; Van der Fits et al., 1999). Avec la maturation du SNC, qui est caractérisée comme une période de transition, les bébés commencent à moduler leurs ajustements posturaux en fonction du contexte : face à une perturbation importante, l'ensemble du corps est activé avec une stratégie de contrôle en bloc, tandis que face à une perturbation plus faible, la réponse est de moindre amplitude (Hadders-Algra, 2005).

L'émergence de la station assise constitue une étape cruciale du développement moteur. Elle apparaît d'abord avec soutien vers l'âge de 5-6 mois, puis de façon autonome entre 9 et 12 mois (Gesell, 1946; Hadders-Algra, 2005). Cette acquisition résulte du développement progressif du

contrôle du **tronc supérieur** (4-6 mois) puis du **tronc inférieur**, contrôle lombaire et abdominal (6-9 mois), avec un élargissement progressif des limites de stabilité en position assise. Les stratégies de stabilisation évoluent du fonctionnement « en bloc » vers le fonctionnement « articulé ».

La station assise autonome illustre l'interdépendance entre posture et action. Les nourrissons capables de s'asseoir sans soutien peuvent mobiliser une main pour saisir un objet tout en utilisant l'autre pour maintenir leur équilibre (Kyvelidou et al., 2013; Rochat & Goubet, 1995). À l'inverse, en l'absence de contrôle postural suffisant, la tentative d'utilisation bilatérale des mains entraîne fréquemment une perte d'équilibre vers l'avant. Le tronc stabilisé permet ainsi la libération des membres supérieurs pour la manipulation (Butler, 1998; Degraafpeters et al., 2007) et les interactions avec autrui (Kyvelidou et al., 2013). Ainsi, le développement des compétences motrices ne correspond pas à l'émergence isolée de mouvements segmentaires, mais à la mise en place progressive d'un contrôle axial stable permettant l'interaction efficace avec l'environnement (Rachwani et al., 2023). Une corrélation entre contrôle segmentaire du tronc et acquisitions motrices a été établie chez le nourrisson à développement typique (Pin et al., 2019).

3.2.3. Contrôle pelvien, quatre pattes et verticalisation (8-12 mois)

Cette période se caractérise par la maîtrise progressive du **contrôle pelvien** en position assise et à quatre pattes. Le déplacement à quatre pattes, qui apparaît vers l'âge de 8 à 12 mois, se définit comme un mouvement rythmique entre les membres supérieurs et inférieurs, caractérisé par une coordination diagonale (Zhang et al., 2019). La plupart des bébés commencent à se déplacer de façon autonome en rampant sur le ventre (*belly crawling*) avec une coordination encore imparfaite des membres supérieurs (Adolph et al., 1998). Après quelques mois d'expérience, le bébé progresse vers le quatre pattes (*hands-and-knees crawling*), qui requiert une force suffisante des membres supérieurs pour soutenir le corps contre la gravité (Freedland & Bertenthal, 1994) et un contrôle postural important pour maintenir l'équilibre lorsqu'un membre est soulevé (Adolph et al., 1998).

Le **quatre pattes** (8-12 mois) repose sur la coordination des membres controlatéraux autour d'un **axe axial stable** et prépare les transferts de poids nécessaires à la marche. Le fait de ramper constitue la première méthode de déplacement autonome avant l'acquisition de la marche, permettant aux enfants d'accéder de manière indépendante à un environnement plus vaste (Campos et al., 2000). La coordination tronc–pelvis permet ensuite les transitions posturales et la **verticalisation**. Avant la marche indépendante, les nourrissons développent des compétences transitoires pour se tenir debout, parmi lesquelles le *cruising*, défini comme la capacité à se déplacer debout en effectuant des pas latéraux tout en s'appuyant sur un support fixe (Adolph et al., 2003).

Le cruising permet au nourrisson d'acquérir les transferts de poids et les stratégies d'équilibre dynamique qui seront mobilisés lors de la marche autonome (Haehl et al., 2000).

La **station debout** (9-12 mois) représente une nouvelle configuration biomécanique : CdM élevé sur une base réduite, fonctionnement « en bloc » initial (tête–tronc solidaires). La station debout indépendante requiert une activité tonique antigravitaire efficace des muscles du tronc et constitue un prérequis essentiel pour l'apparition de la marche autonome.

3.2.4. Acquisition de la marche (12-18 mois)

L'acquisition de la locomotion, généralement observée entre 11 et 15 mois (Adolph et al., 2003; Malina, 2004), suppose que l'enfant soit capable de maintenir une station érigée contre la gravité et d'initier un déplacement vers l'avant. Les enfants ne peuvent pas marcher indépendamment tant qu'ils ne sont pas en mesure de soutenir leur poids et de maintenir leur équilibre sur une jambe pendant que l'autre avance. Il s'agit d'un processus non linéaire et progressif qui repose sur un niveau suffisant de maturation du SNC (Brenière et al., 1989; Forssberg, 1985; D. H. Sutherland et al., 1980, p. 199). Le prérequis fondamental est un **contrôle axial** permettant l'équilibre unipodal dynamique (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Généralement, la transition vers la locomotion suit une séquence de postures de plus en plus érigées contre la gravité (Vereijken & Adolph, 1999) : de l'immobilité en position ventrale vers le ramper, du ramper vers le quatre pattes, du quatre pattes vers le cruising latéral, du cruising vers la marche assistée puis vers la marche indépendante. Cependant, cette progression est variable et la séquence n'est pas obligatoire : les nourrissons présentent de grandes différences individuelles dans le moment d'acquisition de chaque étape, et certains en sautent certaines, reviennent à des étapes antérieures, ou présentent plusieurs étapes simultanément (Vereijken & Adolph, 1999) (Figure 4). Le développement de chaque enfant dépend de plusieurs facteurs, tels que l'expérience de la marche (Adolph & Avolio, 2000), les dimensions corporelles, la maturation du SNC (Adolph et al., 2003), le développement du système musculosquelettique (D. H. Sutherland et al., 1980) et la stabilité de la posture tête-tronc (Ledebt & Bril, 2000).

Les caractéristiques de la marche débutante reflètent l'immaturité du contrôle axial : large base de sustentation compensant l'instabilité (Bril & Brenière, 1992), bras en « chandelier » utilisés pour l'équilibration (Bril & Brenière, 1992; D. Sutherland, 1997), fonctionnement « en bloc » du tronc, et marche plantigrade considérée comme physiologique jusqu'à l'âge de 3 ans (Bril & Ledebt, 1994; Forssberg, 1992). Le jeune marcheur doit résoudre le **compromis progression/stabilité** (Bril & Brenière, 1992) : la marche consiste à générer volontairement un déséquilibre vers l'avant par la

gestion de la relation entre le CdG et le CdP. Chez le jeune enfant, l'accélération vers le bas du CdM au moment du contact au sol est négative, dirigée vers le bas, traduisant un déficit musculaire qui s'apparente à une « marche en tombant ». À l'inverse, chez l'adulte, cette accélération devient positive, reflétant l'acquisition d'une capacité posturale suffisante pour compenser la gravité et contrôler les forces d'inertie lors de l'appui (Brenière et al., 1989).

McCollum et collaborateurs (1995) ont décrit trois principales solutions motrices adoptées par les jeunes marcheurs pour limiter l'instabilité : le **twister**, qui compense l'instabilité en utilisant le tronc en rotation mais exige une bonne maîtrise des muscles axiaux ; le **faller**, qui exploite la gravité en se plaçant en déséquilibre antérieur puis rattrape sa chute en avançant un pied ; et le **stepper**, qui avance par petits pas, stratégie la plus prudente mécaniquement. Le twister illustre de manière éclairante l'immaturité du contrôle axial : faute de pouvoir dissocier ceinture scapulaire et ceinture pelvienne, le jeune enfant utilise la rotation en bloc du tronc comme stratégie de propulsion.

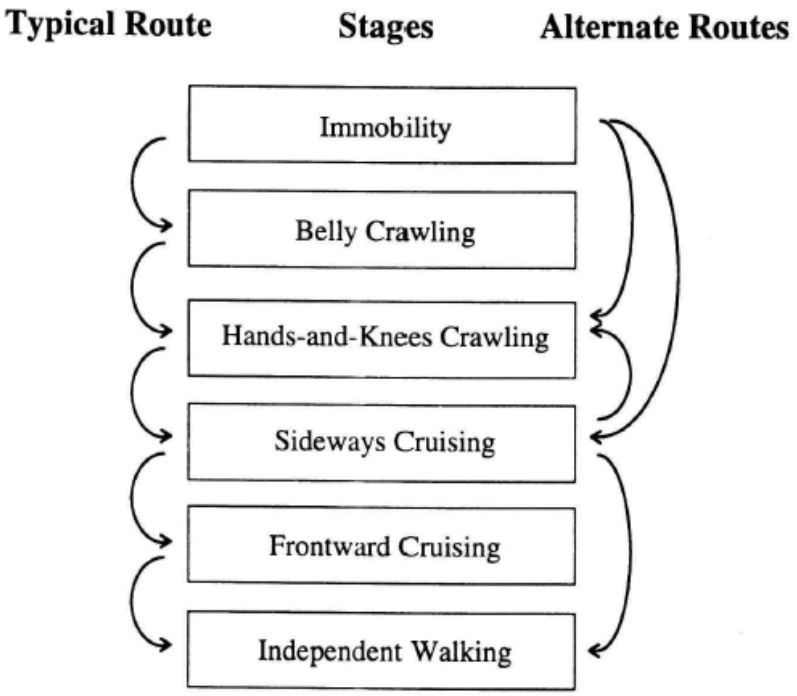


Figure 4 « Le chemin » vers la marche autonome (Beatrix Vereijken and Karen Adolph.,1999).

3.3. Maturation du contrôle axial pendant la marche

3.3.1. Phase d'intégration de la posture et du mouvement (premiers mois de marche)

Dès que l'enfant commence à marcher seul, il passe **3 à 6 mois** à apprendre à contrôler sa posture pendant la marche (Brenière & Bril, 1998). C'est la période où il apprend à se tenir droit, à maintenir son équilibre et à coordonner les mouvements des jambes et du tronc. Selon Woollacott et Shumway-Cook (1990), plusieurs facteurs contribuent à l'émergence et au développement du

contrôle de l'équilibre dans la marche : la maturation des systèmes sensoriels, la construction des synergies neuromusculaires, la maturation des mécanismes adaptatifs, l'augmentation de la force musculaire et les changements morphologiques (taille, poids).

Durant cette phase initiale, les jeunes marcheurs présentent des oscillations importantes du tronc, caractéristiques d'une stratégie « en bloc ». Parallèlement, la position des bras évolue progressivement d'une position haute et fixée, afin de contribuer à l'équilibre, avec flexion des coudes, vers une position plus basse et oscillante au fur et à mesure que la stabilité locomotrice s'améliore (Ledebt, 2000). L'apparition de ce balancement des bras, initialement absent, reflète la libération progressive des membres supérieurs de leur rôle de stabilisation posturale, rendue possible par le développement du contrôle axial.

3.3.2. Phase d'ajustement et maturation progressive (jusqu'à 6-8 ans)

Après cette première phase, l'enfant entre dans une **phase d'ajustement** qui s'étend sur plusieurs années et se poursuit jusqu'à environ 6 ans. Elle correspond à une optimisation progressive du schéma locomoteur vers un modèle proche de celui de l'adulte. On observe notamment une augmentation de la vitesse moyenne de progression et une diminution de la largeur du pas, témoignant d'une amélioration de la stabilité posturale (Bril & Brenière, 1992; D. Sutherland, 1997). Vers l'âge de 3 ans, l'apparition de valeurs positives de l'accélération verticale du CdG indique que l'enfant n'est plus en situation de chute en fin d'appui unipodal, grâce à un meilleur contrôle postural (Brenière & Bril, 1998). Le développement de la maîtrise de la gravité s'étend durant les **5 premières années de marche** (Brenière & Bril, 1998)

Le passage de la marche plantigrade à une marche avec attaque du talon nécessite environ une année de pratique locomotrice (Thelen, 1983) et s'effectue progressivement avec l'augmentation de la force musculaire (Thelen & Cooke, 1987) et la maturation du SNC (Forssberg, 1985). La diminution des co-contractions musculaires et le développement des ajustements posturaux anticipés participent également à la maturation du contrôle locomoteur (Brenière & Bril, 1998; Ledebt et al., 1998).

3.3.3. Développement de la coordination des segments axiaux pendant la marche

La connaissance des processus de développement du contrôle de l'équilibre dynamique, comprenant la coordination du haut du corps et du bas du corps, est importante pour mieux appréhender l'évaluation et la prise en compte des troubles de l'équilibre dans le cadre de pathologies neurodéveloppementales. La croissance corporelle et la maturation du SNC influencent toutes deux

les changements de la fonction de marche, faisant du développement de la marche un phénomène complexe.

Ce processus suit la logique ascendante modélisée par Assaiante et Amblard (1993, 1995) : la **stabilisation précoce du bassin** constitue le premier référentiel postural à partir duquel s'organise l'équilibre au cours de la locomotion, tandis que la dissociation tête-tronc n'arrive qu'autour de sept ans. La **dissociation segmentaire axiale**, c'est-à-dire la capacité à faire tourner les épaules indépendamment du bassin, est une étape clé dans la maturation de la marche qui s'amorce vers 2 ans (Assaiante & Amblard, 1995). Elle correspond au passage progressif d'une marche de type « twister » vers une marche adulte où la contre-rotation scapulo-pelvienne est automatique.

En résumé, le développement du contrôle axial pendant la marche suit une progression caractéristique : oscillations importantes et stratégie « en bloc » chez le jeune marcheur, réduction progressive des oscillations et découplage des segments avec la maturation, et établissement progressif d'un lien entre contrôle du tronc et paramètres spatio-temporels de la marche. Le contrôle global du corps nécessite **au moins 8 ans de marche autonome** pour se développer pleinement (Brenière & Bril, 1998). L'organisation du pattern locomoteur dépend en grande partie de la maîtrise progressive de la coordination des segments axiaux pendant l'enfance (Brenière & Bril, 1998; Bril et al., 2015; Massion et al., 1998).

3.4. Synthèse : le développement moteur s’enchaîne avec le développement du contrôle axial

Le développement du contrôle postural obéit à deux logiques de progression qu'il convient de ne pas confondre. D'une part, la séquence d'acquisition des jalons moteurs suit une direction céphalo-caudale : le contrôle céphalique émerge en premier, suivi du contrôle du tronc supérieur, puis du tronc inférieur, et enfin du pelvis, chaque étape conditionnant l'acquisition du jalon moteur correspondant (retournement, station assise, quadrupédie, station debout, marche indépendante). D'autre part, l'organisation temporelle du contrôle de l'équilibre pendant la locomotion suit une logique inverse, ascendante : dès les premières semaines de marche autonome, c'est le pelvis qui constitue le premier référentiel stable, et le contrôle s'organise de bas en haut, du pelvis vers la tête (Assaiante et al., 2005). Confondre ces deux directions conduit à des erreurs d'interprétation : ce n'est pas parce que la tête est contrôlée en premier dans la séquence développementale qu'elle sert de référentiel premier pour l'équilibre dynamique, c'est au contraire le pelvis qui joue ce rôle dès l'entrée dans la locomotion.

Le développement du contrôle postural suit une progression, depuis le contrôle céphalique jusqu'au contrôle pelvien, qui prépare et accompagne l'acquisition successive des jalons moteurs. Dans cette progression, le tronc occupe une position centrale : sa stabilisation progressive conditionne chaque étape ultérieure et module durablement la qualité des patterns moteurs acquis. La maturation de la coordination axiale se poursuit ensuite bien au-delà de l'acquisition de la marche, jusqu'à l'établissement d'un contrôle adulte au-delà de huit années de locomotion autonome (Brenière & Bril, 1998).

Cette description biomécanique et développementale ne rend cependant compte que d'une partie des difficultés rencontrées par les enfants atteints de PC. Au-delà du contrôle des segments, se pose la question de l'articulation entre fonction posturale, activités motrices et possibilités d'interaction de l'enfant avec son environnement. La section suivante adopte précisément ce niveau d'analyse intégratif, en mobilisant le cadre de la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF) pour articuler ces trois dimensions.

Chapitre 4 : Du contrôle postural à la fonction motrice globale et la participation

Cette section aura pour domaine de réflexion la **CIF** afin de relier le développement postural décrit précédemment aux niveaux fonctionnels qu'il conditionne. Après un bref rappel des fondements du modèle et de sa déclinaison pédiatrique (CIF-EJ), nous examinerons comment le contrôle du tronc se situe à l'interface de ses trois dimensions : structures et fonctions corporelles, activités et participation ; et comment la qualité de ce contrôle structure progressivement l'autonomie de l'enfant dans ses interactions quotidiennes.

4.1. La fonction motrice globale : définition et lien avec le contrôle postural

4.1.1. Définition de la fonction motrice globale

La **fonction motrice globale** désigne l'ensemble des capacités motrices permettant à l'individu de réaliser des mouvements impliquant de larges groupes musculaires et l'ensemble du corps : maintien des postures (assis, debout), phases de transfert (se retourner, passer de la position couchée à assise, de assis à debout), locomotion (ramper, marcher, courir, sauter) et équilibre dynamique. Elle est la base de l'autonomie et de la participation aux activités de la vie quotidienne.

4.1.2. Un développement intrinsèquement lié au contrôle postural

Le contrôle postural et l'acquisition des habiletés motrices globales se construisent mutuellement, chaque dimension conditionnant et enrichissant l'autre tout au long du développement. D'une part, chaque nouvelle habileté motrice requiert un niveau de contrôle postural préalablement acquis ; d'autre part, la mise en œuvre répétée de ces habiletés sollicite, affine et stabilise en retour les ajustements posturaux qui la soutiennent (Adolph & Franchak, 2017). Cette co-construction peut être illustrée à travers plusieurs transitions développementales.

Tout d'abord, l'acquisition de la station assise, illustre bien ce principe. Le contrôle progressif du tronc supérieur, puis inférieur en constitue le prérequis fonctionnel. Une activation insuffisante des muscles du tronc ne permet pas le maintien de l'alignement tête – tronc contre la gravité (Hirschfeld & Forssberg, 1994). Cette relation est réciproque : la pratique de la station assise, puis de la position assise avec atteinte d'objet, sollicite activement les APA du tronc et conduit à un progrès de la transition d'un fonctionnement segmentaire « en bloc » vers un fonctionnement « articulé » des segments axiaux (tête, tronc, pelvis) (Hirschfeld & Forssberg, 1994).

L'acquisition de la station debout repose sur deux conditions fondamentales : le contrôle pelvien et l'activité du tonus antigravitaire des muscles axiaux permettent de maintenir la position verticale (Saavedra et al., 2012). Réciproquement, la confrontation répétée à la contrainte gravitaire en position érigée et aux oscillations qu'elle génère, conduit à la maturation des stratégies de rééquilibration (Assaiante & Amblard, 1995). En d'autres termes, l'enfant n'apprend pas d'abord à tenir debout puis à se rééquilibrer, mais, c'est grâce à ces déséquilibres que les stratégies d'équilibration se créent.

Avec l'acquisition de la marche autonome, un contrôle postural dynamique bien solide devient indispensable pour gérer les déséquilibres inhérents aux phases d'appui unipodal, durant lesquelles le CdM se trouve hors de la base de sustentation pendant environ 80 % du cycle (Winter, 1995). La pratique quotidienne de la locomotion sur des surfaces et dans des contextes variés produit à son tour une amélioration progressive de la coordination intersegmentaires, jusqu'à l'émergence d'une dissociation scapulo-pelvienne automatique. Ce processus se poursuit bien au-delà des premiers pas (Brenière & Bril, 1998; Bril et al., 2015).

Enfin, les activités de manipulation en position assise ou debout illustrent le rôle central du tronc. Massion (1992) le formule ainsi : le tronc constitue « la pierre angulaire de tout mouvement distal volontaire », en ce sens que la stabilité proximale conditionne la précision et l'efficacité du geste distal. Mais encore une fois la relation est bidirectionnelle, chaque mouvement d'atteinte génère une perturbation anticipable de l'équilibre, à laquelle le SNC répond par des APA, activations musculaires proximales déclenchées avant même le déplacement du bras (Hodges et al., 2000).

Cette co-construction traduit un principe central du développement postural : les habiletés motrices globales ne sont pas de simples conséquences du contrôle postural, mais bien des moteurs actifs de sa maturation. La corrélation établie entre contrôle segmentaire du tronc et acquisitions motrices chez le nourrisson (Pin et al., 2019) traduit précisément cette illustration clinique directe. Cette perspective se projette ensuite naturellement aux niveaux des activités et de la participation décrits plus loin dans le cadre de la CIF.

4.2. Le contrôle du tronc : pierre angulaire de la fonction motrice globale

4.2.1. Répercussions multiples du contrôle du tronc sur la fonction motrice

Comme vu précédemment, le contrôle axial agit sur **plusieurs niveaux interdépendants** de la fonction motrice. Sur le plan de la **stabilité posturale**, un tronc stable constitue la plateforme à partir de laquelle s'organisent tous les mouvements volontaires : la stabilisation des segments axiaux permet de maintenir le CdM dans les limites de stabilité et d'assurer l'équilibre quelle que soit la posture adoptée. Sur le plan des **phases de transfert**, chaque changement de position (se retourner, s'asseoir, se lever) implique une réorganisation coordonnée des segments axiaux, de sorte qu'un déficit du contrôle axial compromet la fluidité et l'efficacité de ces transitions fondamentales pour la fonction motrice globale (Degraafpeters et al., 2007). Sur le plan de la **locomotion**, comme il a été décrit dans la section 2.3, le tronc joue un rôle fondamental dans le maintien de l'équilibre dynamique pendant la marche (Kavanagh et al., 2006). Enfin, sur le plan des fonctions des membres, la stabilisation des segments axiaux constitue un prérequis fonctionnel au contrôle distal. C'est précisément cette stabilité proximale qui conditionne la disponibilité des membres pour leurs fonctions primaires : manipulation pour les membres supérieurs, locomotion efficiente pour les membres inférieurs. Lorsque le contrôle axial est déficitaire, les membres sont recrutés en compensation à des fins de stabilisation posturale, ce qui restreint leur capacité à remplir ces fonctions.

4.2.2. Corrélations établies entre contrôle du tronc et fonction motrice globale

De nombreuses études ont confirmé le lien fort entre contrôle du tronc et fonction motrice globale, tant chez l'enfant à développement typique que chez l'enfant avec paralysie cérébrale.

Chez le nourrisson à développement typique, le **contrôle segmentaire du tronc est corrélé aux acquisitions motrices** (Pin et al., 2019). Righetto Greco et al. (2020) ont démontré la contribution des segments du tronc à la performance motrice globale dans les postures en décubitus ventral, décubitus dorsal, assise et debout chez des nourrissons sains nés prématurément et à terme, âgés de 6 et 7 mois. Les postures nécessitant un plus grand contrôle antigravitaire, comme la position

assise, sont fortement corrélées au contrôle du tronc chez les prématurés à 7 mois et chez les nourrissons nés à terme dès 6 mois (Righetto Greco et al., 2020). Silva et al. (2024) ont confirmé, dans une revue systématique, l'existence d'une corrélation entre le contrôle du tronc et l'acquisition des capacités motrices globales durant les premières années de vie, renforçant la pertinence d'une approche segmentaire dans l'évaluation et la prise en charge précoce dans le cas de population pathologique à développement atypique.

4.3. Le modèle CIF : du contrôle du tronc à la participation

4.3.1. Le cadre de la CIF et de la CIF-EJ

Le modèle de la **CIF** est un cadre conceptuel publié par l'OMS en 2001, qui propose une approche biopsychosociale de la santé et du handicap (Organization, 2001). La CIF conceptualise le fonctionnement selon trois dimensions interdépendantes : les **fonctions et structures corporelles**, les **activités** et la **participation**. Ce cadre prend également en compte les facteurs environnementaux et personnels qui modulent le fonctionnement de l'individu.

Reconnaissant que certaines réalités propres à l'enfance n'étaient pas suffisamment couvertes par ce cadre initialement pensé pour l'adulte, l'OMS a développé la **Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé pour les Enfants et les Jeunes (CIF-EJ)**, publiée en 2007 et spécifiquement destinée aux enfants et jeunes de moins de 18 ans (World Health Organization, 2007). La CIF-EJ a introduit des codes pour décrire les grandes étapes motrices (tenir sa tête, s'asseoir, marcher), les interactions avec les membres de la famille, et la participation à la vie scolaire. Contrairement à la CIF adulte qui décrit des états fonctionnels relativement fixes, la CIF-EJ intègre la **dimension développementale**, permettant de distinguer ce qui relève d'un retard par rapport aux attendus pour un âge donné. Le rôle de la famille y est valorisé comme facteur environnemental central, reconnaissant que chez le jeune enfant, le fonctionnement ne peut se comprendre indépendamment du contexte familial.

Le cadre de la CIF inclut le tronc comme une **structure corporelle clé**, ce qui justifie son évaluation systématique en clinique et en rééducation. La CIF n'évalue pas la pathologie en tant que telle, mais ce que la personne peut faire physiquement, d'où l'intérêt porté au tronc, qui constitue la base du fonctionnement moteur (Organization, 2001).

4.3.2. Impact du contrôle du tronc sur les trois niveaux de la CIF

Le contrôle du tronc s'inscrit à chacun des trois niveaux de la CIF-EJ. Il ne se limite pas à une fonction isolée mais il traverse l’ensemble des dimensions du fonctionnement humain comme

les décrit la CIF-EJ. Examiner ce lien à travers les trois niveaux du modèle – fonctions et structures corporelles, activités et participation – permet aux rééducateurs de mettre en évidence cet impact réel du déficit axial sur la vie quotidienne de l'enfant.

Niveau des fonctions et structures corporelles : A ce premier niveau, le contrôle axial mobilise un ensemble de fonctions interdépendantes ; tonus postural, coordination intersegmentaire, ajustements posturaux anticipés et réactifs, intégration sensorimotrice (World Health Organization, 2007). Ces fonctions s'organisent autour des structures anatomiques du rachis et de la musculature axiale. Le niveau de contrôle de chaque segment du tronc (thoracique haut, thoracique bas, lombaire) peut être évalué cliniquement par le Segmental Assessment of Trunk Control (SATCo) (Butler et al., 2010), qui constitue un outil de référence pour rendre compte de l'organisation segmentaire du contrôle axial tant chez le nourrisson à développement typique que, plus largement, dans toute situation où la maturation du tronc fait l'objet d'un suivi clinique.

Niveau des activités : Le deuxième niveau de la CIF regroupe les activités motrices fondamentales qui dépendent du contrôle postural axial. On peut mettre en évidence plusieurs catégories fonctionnelles dont les exigences posturales varient progressivement : Le maintien des positions corporelles de base (assise, debout), changements de position (se retourner, se redresser, transferts), déplacements (marche, déplacements au sol), et activités de manipulation requièrent la stabilité proximale du tronc pour libérer les membres supérieurs. Sans ancrage axial suffisant, le membre supérieur ne peut déployer ni force ni précision. Ces activités ne se réduisent pas à une simple « exécution motrice » : chacune engage une configuration posturale spécifique, qui varie selon la base d'appui, la contrainte gravitaire et la tâche à réaliser (Massion, 1992, p. 199; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Ces transitions posturales présentent des situations complexes et vulnérables pour l'enfant présentant un déficit axial, et sont fréquemment les premières limitations observées chez les enfants présentant un trouble neurologique, comme les enfants PC.

Niveau de la participation : Les capacités d'activité structurent à leur tour les possibilités de participation qui se définissent comme l'implication dans des situations de la vie commune (World Health Organization, 2007). Un enfant qui maintient sa posture assise libère ses mains pour jouer avec un pair ou manipuler un objet partagé ; un enfant qui se déplace de manière autonome explore son environnement, accède aux activités familiales, scolaires et ludiques, et consolide les liens sociaux qui en découlent. Le contrôle du tronc participe ainsi, au travers des activités qu'il rend possibles, à l'inscription de l'enfant dans les différents contextes de vie qui soutiennent son développement global (Chiarello et al., 2016; King et al., 2007)

Ces trois niveaux sont articulés de manière **dynamique et non linéaire** : les facteurs environnementaux et personnels modulent l'expression d'une fonction posturale en activité réalisable, et d'une capacité d'activité en participation effective. C'est cette mise en relation intégrée qui fait du cadre CIF un outil pertinent pour penser l'inscription du contrôle du tronc dans l'ensemble du fonctionnement de l'enfant.

La CIF-EJ constitue ainsi l'outil conceptuel le plus adapté pour appréhender les répercussions d'un déficit segmentaire du tronc chez l'enfant, car elle permet d'en décrire les conséquences à chaque niveau – des fonctions organiques jusqu'à la participation – tout en tenant compte de l'âge développemental de l'enfant (World Health Organization, 2007). Cette perspective biopsychosociale et développementale justifie le recours à une évaluation systématique du tronc dans une vision globale du fonctionnement de l'enfant. En intégrant les données présentées dans l'ensemble de ce chapitre, le développement moteur peut être conceptualisé comme une **chaîne hiérarchique** où chaque niveau dépend du précédent :

Contrôle céphalique → Contrôle du tronc supérieur → Contrôle du tronc inférieur → Contrôle pelvien → Jalons moteurs (retournements, station assise, quatre pattes, station debout, marche) → Fonction motrice globale → Participation

Dans la conception de la CIF-EJ, cette chaîne se structure en trois niveaux, le contrôle des segments axiaux -et particulièrement du tronc- constitue le **maillon central** qui conditionne l'ensemble des étapes ultérieures et relève des fonctions et structures corporelles. Les jalons moteurs et la fonction motrice globale correspondent au niveau des activités. La participation est l'aboutissement fonctionnel de l'ensemble. A ces trois niveaux s'intègrent les facteurs environnementaux qui peuvent influencer chaque niveau de la chaine, en agissant soit comme facilitateurs, soit en étant que des barrières de la chaine.

Un déficit précoce du contrôle axial aura des répercussions en cascade sur l'ensemble du développement moteur et du fonctionnement : il retarde l'acquisition des jalons moteurs, altère la qualité des patterns de mouvement acquis, limite l'étendue de la fonction motrice globale et restreint les possibilités de participation.

Implications cliniques majeures. Cette vision hiérarchique a des implications fondamentales pour la prise en charge. Plus le déficit est proximal dans la chaîne (tronc), plus ses conséquences seront étendues. Une intervention ciblant le contrôle du tronc a le potentiel d'améliorer l'ensemble des niveaux situés en aval : jalons moteurs, fonction motrice globale et participation. L'ensemble de ces considérations justifie l'intérêt de considérer le tronc comme une **cible thérapeutique pertinente**,

particulièrement chez l'enfant dont le développement moteur est perturbé par une atteinte neurologique précoce. Le chapitre suivant examinera précisément cette situation dans le cadre de la paralysie cérébrale.

Chapitre 5 : La paralysie cérébrale – définition, classification et conséquences sur le développement moteur

5.1. Définition et classification de la paralysie cérébrale

La PC est le handicap infantile le plus fréquemment rencontré avec une prévalence de 2-3/1000 naissances (Oskoui et al., 2013). Elle est définie comme un ensemble permanent de troubles du développement moteur et de la posture entrainant une limitation de la fonction motrice globale. Ces troubles sont dus à des lésions non évolutives apparaissant au cours du développement fœtal ou post-natal, sur un cerveau immature (Bax et al., 2005; Rosenbaum et al., 2006). Rosenbaum et al. ont mentionné que des perturbations de la sensation et de la perception peuvent accompagner le trouble du développement du mouvement et de la posture (Rosenbaum et al., 2006). Toutefois, d'autres études suggèrent que ces perturbations peuvent être dues à un trouble sensori-moteur, plutôt qu'à un trouble moteur accompagné de perturbations associées (Dan, 2020). Il est important également de mentionner que la PC affecte les trois niveaux de la CIF : les altérations structurelles et musculosquelettiques affectant la posture, l'activité et la participation.

Les causes de la PC sont multiples ;

a) causes prénatales (avant la naissance, représentant environ 80% des cas), incluant les infections maternelles (cytomégalovirus, rubéole), les accidents vasculaires cérébraux fœtaux, l'exposition à des toxiques (alcool, drogues) (Rosenbaum et al., 2006) ;

b) causes périnatales, survenant autour de la naissance, incluant l'asphyxie périnatale, la prématurité, l'hémorragie intraventriculaire et la leuco-malacie périventriculaire (Volpe, 2018) ;

c) causes postnatales (survenant après la naissance jusqu'à l'âge de 3 ans), incluant les méningites, les encéphalites, les traumatismes crâniens (Bax et al., 2005).

D'autres facteurs peuvent favoriser la survenue d'une lésion cérébrale, tels qu'une grossesse gémellaire ou triple, un retard de croissance intra-utérin ou encore un diabète de grossesse.

Le type d'atteinte peut être classifié selon **la nature des troubles moteurs** et de leur topographie (Cans, 2000). Concernant la nature des troubles moteurs nous distinguons (Figure 5) :

A) La forme ataxique se caractérise par des patterns posturaux et moteurs anormaux résultant d'une perturbation de la coordination musculaire. Celle-ci se manifeste notamment par une incapacité à maintenir la posture érigée à travers des ajustements posturaux adéquats, ainsi qu'une difficulté à générer les ajustements posturaux anticipés nécessaires à l'initiation de la marche.

B) La forme dyskinétique regroupe deux sous-types distincts. La forme dystonique se caractérise par des troubles du tonus musculaire associés à une hypokinésie et/ou une hypertonie. La forme athétosique, quant à elle, se distingue par la présence d'une hyperkinésie accompagnée d'une hypertonie.

C) La forme spastique – la plus fréquente – se caractérise par une augmentation des contractions musculaires perturbant les postures et les mouvements avec une hypertonie et des signes pyramidaux. Cette augmentation du tonus musculaire touche principalement les membres inférieurs et supérieurs.

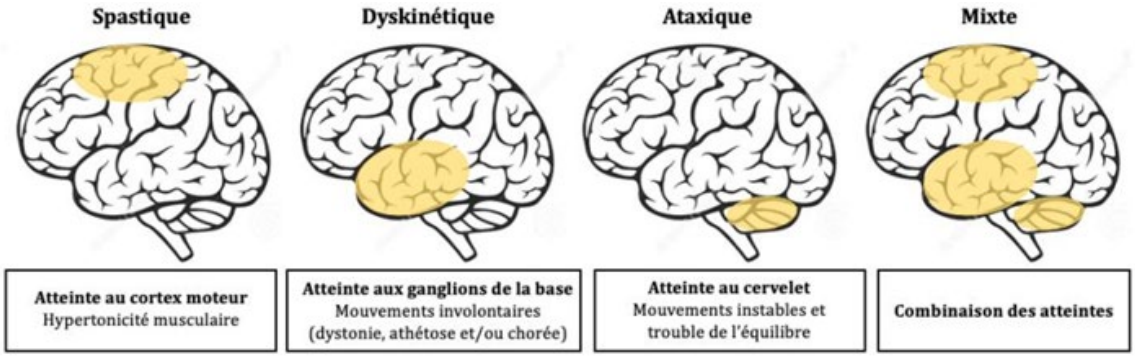


Figure 5: Classification du type de PC selon l'emplacement de la lésion (Manuscrit de Cloé Dussault-Picard, 2022).

Concernant l'atteinte topographique, on distingue plusieurs tableaux cliniques :

a) l'hémiplégie (déficit focalisé sur un hémicorps),

b) la diplégie (déficit des membres inférieurs),

c) la triplégie (souvent les deux membres inférieurs et un membre supérieur) et

d) la quadriplégie (déficit des quatre membres).

La PC est également classifiée en fonction de la sévérité et des limitations fonctionnelles. Ces limitations peuvent être décrites via le Système de Classification de la Fonction Motrice Globale (le GMFCS pour Gross Motor Function Classification System) (Palisano et al., 1997), qui permet une graduation de la diminution fonctionnelle en 5 groupes dépendant de la mobilité et de l'autonomie de marche. Le niveau I correspond à une autonomie complète de marche tandis que le niveau V correspond à une dépendance totale où la personne se trouve en fauteuil roulant poussé

par un tiers pour tous les déplacements. Concernant la locomotion, les niveaux I et II concernent les enfants capables de se déplacer sans aide de marche, tandis que le niveau III, concerne les enfants nécessitant une aide technique et finalement le niveau IV comporte les enfants capables d'une mobilité autonome mais avec des restrictions des mouvements et pouvant utiliser une aide motorisée (Figure 6).

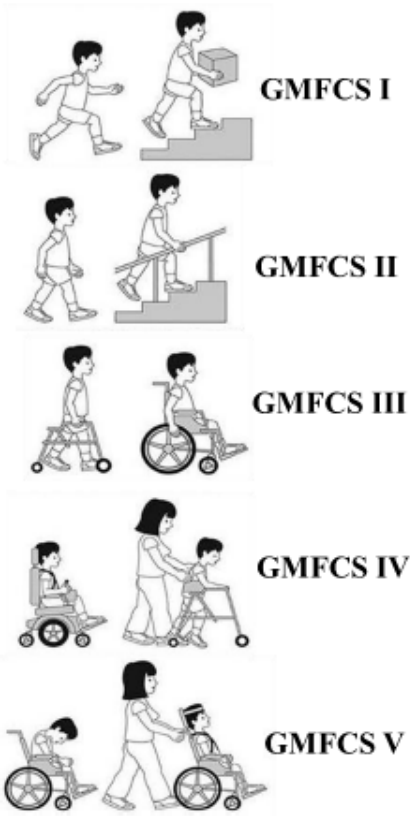


Figure 6: Classification de la PC selon les différents niveaux de GMFCS (Palisano et al.,1997).

5.2. Posture et équilibre perturbés : une caractéristique centrale dans la PC

Les déficits posturaux chez les enfants atteints de PC jouent un rôle central sur les limitations et sont étudiés depuis les dernières décennies (Woollacott & Shumway-Cook, 2005). Depuis une quinzaine d'années, l'accent est mis sur le déficit axial (Attias et al., 2015; Heyrman et al., 2013; Pierret et al., 2021). On retrouve chez les enfants atteints de PC de nombreuses altérations de l'intégration sensorielle ainsi que de l'exécution des ajustements posturaux. Ces déficits conduisent à des difficultés à stabiliser le tronc, à anticiper les perturbations ainsi qu'à ajuster la posture en situation dynamique (Carlberg & Hadders-Algra, 2005)

5.2.1. Physiopathologie générale

Le contrôle normal du mouvement repose sur une interaction complexe entre plusieurs structures du SNC, **notamment le cortex moteur, les noyaux gris centraux, le tronc cérébral et le cervelet**, qui transmettent leurs informations aux motoneurones de la moelle épinière via deux grandes voies descendantes. La voie pyramidale ou autrement dite, système moteur latéral, d'origine corticale, assure le contrôle des mouvements volontaires, tandis que les voies extrapyramidales – système moteur ventromédian – issues du tronc cérébral, régulent le tonus musculaire, la posture et les mouvements automatiques (Figure 7).

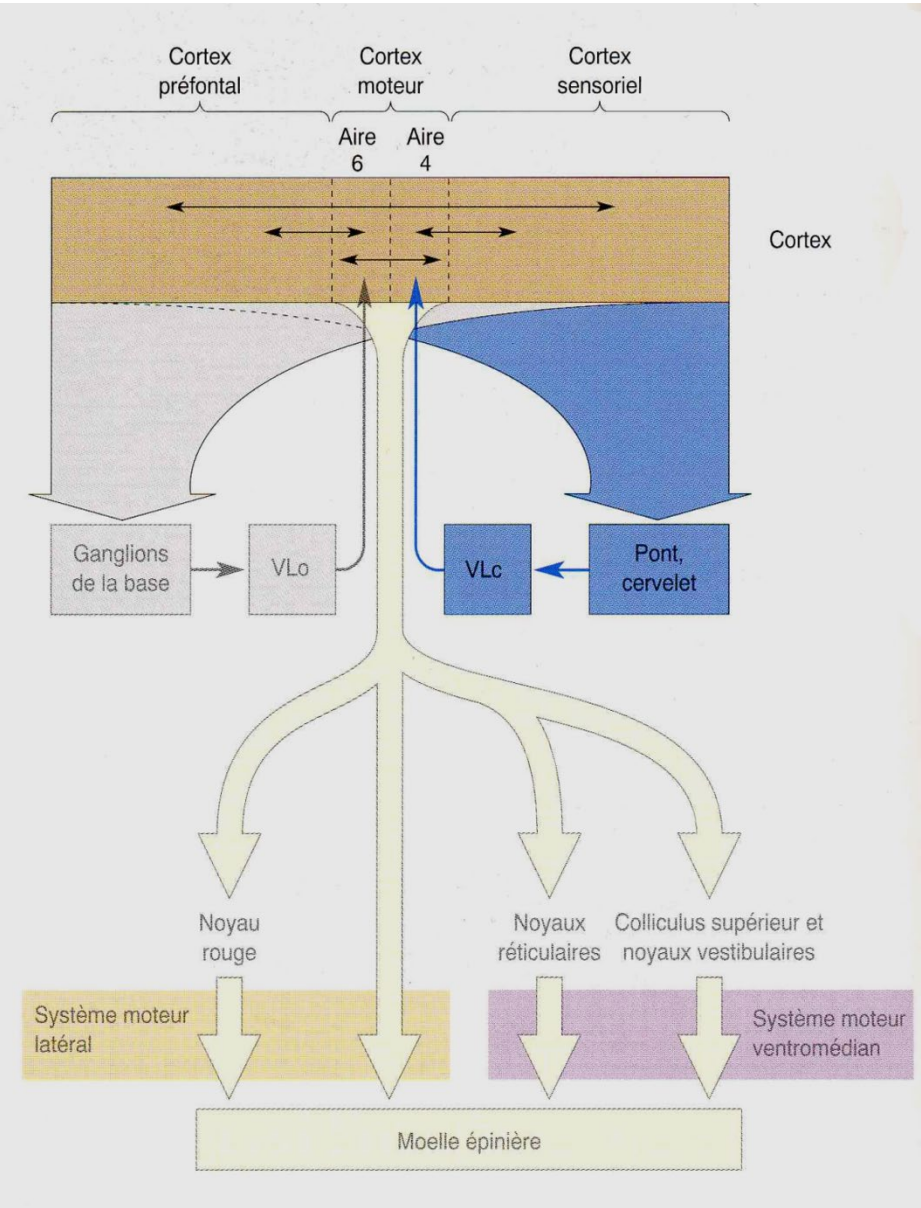


Figure 7:Organisation hiérarchique du système moteur descendant et ses voies de contrôle vers la moelle épinière (D'après Bear et al. Neurosciences, Editions Pradel.1997).

Dans la PC, une lésion du cerveau immature vient perturber ce système à différents niveaux. L'atteinte de la voie pyramidale, entraîne une diminution de l'inhibition sur le réflexe myotatique, se manifestant cliniquement par une spasticité, ce qui explique la prévalence élevée de la forme

spastique. Une lésion des noyaux gris centraux met en danger le filtrage des mouvements indésirables et génère des mouvements involontaires de type dyskinétique, tandis qu'une atteinte cérébelleuse se traduit par une ataxie et des troubles de la coordination. Ces lésions peuvent se combiner, donnant lieu à des tableaux cliniques mixtes, et retentissent globalement sur le contrôle postural, l'intégration sensorielle et la stabilité axiale, constituant ainsi la physiopathologie globale des déficits posturaux observés chez l'enfant atteint de PC.

La lésion centrale provoque directement des troubles moteurs appelés anomalies primaires, se manifestant par une spasticité, des troubles du tonus musculaire, une faiblesse musculaire ainsi que des difficultés d'équilibre (Rosenbaum et al., 2006) auxquels s'associent fréquemment des troubles sensoriels, cognitifs, comportementaux et parfois épileptiques (Rosenbaum et al., 2006). L'image clinique de ces troubles est cependant très variable et dépend directement de la localisation et de l'étendue des lésions cérébrales. Chez le prématuré, les lésions prédominent sous forme de leucomalacies périventriculaires bilatérales (Bax et al., 2005; Cans, 2000), entraînant le plus souvent une diplégie spastique, ou d'hémorragies périventriculaires unilatérales, responsables d'hémiplégie. Chez l'enfant né à terme, la diversité des mécanismes lésionnels génère des tableaux neurologiques plus variés, allant de l'hémiplégie en cas de thrombose artérielle unilatérale à la quadriplégie lors d'une ischémie bilatérale. Sur le plan fonctionnel, les enfants présentant une diplégie ou une hémiplégie acquièrent généralement la marche, bien qu'avec un retard, tandis que les formes plus sévères compromettent davantage les capacités locomotrices (Krägeloh-Mann & Cans, 2009).

5.3. Les troubles posturaux dans la paralysie cérébrale

Les troubles posturaux jouent un rôle majeur dans le dysfonctionnement moteur des enfants PC. Ces troubles apparaissent dès la petite enfance et impactent leur vie quotidienne (Brogren et al., 2001), leur étendue variant cependant en fonction du degré de handicap (Carlberg & Hadders-Algra, 2005). En raison de ces exigences biomécaniques élevées, les capacités posturales des enfants PC sont moins nombreuses, en ayant plutôt recours à la position assise, qui offre une base de sustentation plus large et sollicite moins de degrés de liberté (Carlberg & Hadders-Algra, 2005). Cette adaptation peut être comprise comme une stratégie fonctionnelle de compensation, en adoptant une posture dont les exigences sont compatibles avec leurs capacités, les enfants PC cherchent à optimiser leurs ressources motrices disponibles pour réaliser les activités de la vie quotidienne. La position assise constitue ainsi non seulement la posture dans laquelle ces enfants passent la majorité de leur temps, mais également un moyen pour comprendre et évaluer leurs troubles du contrôle postural.

5.3.1. Les troubles posturaux en station assise

Dès la petite enfance, les enfants atteints de PC présentent des troubles du contrôle postural qui se manifestent aussi bien statiques que dynamiques, notamment lors de perturbations de la surface d'appui en position assise. Les premières études ont exploré les ajustements posturaux automatiques en position assise en mettant en évidence des anomalies profondes dans l'organisation temporelle du recrutement musculaire. Alors que les enfants à DT présentaient un ordre de recrutement caudo-céphalique, partant des fléchisseurs de hanche pour remonter progressivement vers les fléchisseurs du cou, les enfants avec PC activaient en premier les fléchisseurs cervicaux, réalisant ainsi un recrutement céphalo-caudal (Brogren et al., 1996). De surcroît, une co-activation excessive des muscles antagonistes au niveau cervical et de la hanche a été observée, rigidifiant les segments corporels au détriment d'une régulation posturale fine et adaptative. Ces anomalies ont été interprétées comme le reflet d'un dysfonctionnement du second niveau des générateurs centraux de pattern (CPG). Le premier niveau qui commande le recrutement musculaire spécifique à la direction étant quant à lui intact, on observe en plus d'une mauvaise organisation spatiale de la réponse une incapacité à moduler finement l'activité musculaire en réponse aux variations de l'environnement (Brogren et al., 1998).

Ces troubles dans les réponses posturales s'inscrivent dans un cadre théorique plus large proposé par Hirschfeld & Forssberg (1994), selon lequel le SNC de l'enfant au développement typique explore délibérément plusieurs configurations d'ajustements posturaux, conservant progressivement les patterns les plus efficaces. Cette **variabilité motrice constitue ainsi le moteur du développement postural normal**. À l'inverse, l'expression symptomatique de la lésion cérébrale à l'origine de la PC appauvrit cette capacité d'exploration, conduisant à des réponses peu variables et stéréotypées, reflet d'un répertoire moteur restreint et peu adaptatif face aux exigences changeantes de l'environnement.

Si les approches électromyographiques ont permis de caractériser les anomalies neuromusculaires en position assise, les approches posturographiques ont apporté une dimension complémentaire en quantifiant les déplacements du CdP comme reflet du contrôle postural global. Pierret et al. (2021) ont évalué dix-sept enfants avec PC (GMFCS I-II) et dix-sept enfants au développement typique âgés de 6 à 12 ans, à l'aide d'un dispositif de siège instable permettant d'isoler spécifiquement la contribution des segments axiaux au contrôle de l'équilibre ; les membres supérieurs et inférieurs étant immobilisés. Les résultats montrent qu'en condition d'assis stable, aucune différence significative n'est observée entre les deux groupes pour l'ensemble des variables du CdP. En revanche, dès lors que la tâche est rendue plus difficile avec une instabilité de l'assise,

les enfants avec PC présentent des valeurs significativement plus élevées d'aire de surface de l'ellipse de confiance, de vitesse moyenne et de RMS du CdP, et ce que les yeux soient ouverts ou fermés. Ce résultat souligne que c'est la nature dynamique et déstabilisante de la tâche qui révèle le déficit axial, une tâche d'assis statique ne permettant pas de le mettre en évidence. Ce constat rejoint les observations de Brogren et al. (1998), qui avaient montré que les anomalies posturales des enfants avec diplégie n'apparaissaient clairement qu'en réponse à des perturbations externes de la surface d'appui.

5.4. Les troubles posturaux en station debout

Le contrôle postural en station debout chez les enfants PC a été étudié selon deux paradigmes expérimentaux : 1) une déstabilisation soudaine par le biais d'une surface d'appui mobile (Nashner et al., 1983; Woollacott et al., 1998) et 2) des forces perturbatrices produites par des mouvements volontaires (Liu et al., 2007). La déstabilisation par des forces externes exige une réaction rapide pour lutter contre ces forces, tandis que la déstabilisation provoquée par des mouvements volontaires peut souvent être estimée à l'avance et donc anticipée, grâce à l'expérience. À première vue, les deux modes de contrôle, rétroactif (*feed-back*) et proactif (ou anticipé, *feed-forward*), peuvent sembler séparés, mais dans la vie quotidienne, ils sont souvent combinés. Lorsque les forces perturbatrices issues d'un mouvement volontaire ne sont pas pleinement anticipées, des stratégies compensatoires sont mises en jeu.

C'est dans ce cadre que Liu et al. (2007) ont caractérisé les déviations du CdP chez des enfants PC lors de tâches d'atteinte en station debout, en identifiant deux profils posturaux distincts. Le premier, dit **« profil rigide »** se caractérise par un CdP excessivement rigide, avec des oscillations minimales au repos : cette stratégie, sous-tendue par une co-contraction musculaire importante réduisant les degrés de liberté articulaires au prix d'une difficulté à générer ensuite une APA fluide, puisque l'enfant peine à déplacer activement son CdP dans le sens préparant le mouvement. Le second dit, **« profil instable »** présente au contraire un CdP très variable au repos, témoignant d'une difficulté à stabiliser la posture pendant la phase de préparation du mouvement ; l'atteinte est alors compromise par l'instabilité qui précède son initiation (Liu et al., 2007). Dans les deux cas, le contrôle du postural est le facteur limitant.

Au-delà de cette hétérogénéité, Liu et al. (2007) ont mis en évidence une atteinte commune aux deux profils : l'amplitude du déplacement postérieur du CdP pendant l'APA est à la fois réduite et plus variable chez les enfants PC que chez les enfants DT. Cette observation traduit une difficulté à moduler l'intensité de l'APA en fonction de la perturbation posturale attendue, difficulté dont

l'origine se situe au niveau du contrôle feedforward, autrement dit de la programmation anticipée qui, avant l'initiation du mouvement volontaire, préconfigure le corps sans retour sensoriel en temps réel. Le défaut d'ajustement proactif qui en résulte expose l'enfant à un déséquilibre mal compensé dès le début du mouvement.

Le tableau d'ensemble révèle ainsi un contrôle postural hétérogène dans ses manifestations au repos (rigidité ou instabilité) mais convergent dans son défaut de modulation anticipatoire : amplitude d'APA insuffisante et mal calibrée et timing désynchronisé. Ces déficits se manifestent tout particulièrement dans les tâches réalisées en station debout qui impliquent un mouvement des membres supérieurs, où la stabilité proximale influence la précision distale.

5.5. Les troubles locomoteurs dans la paralysie cérébrale

La PC se caractérise par une grande variabilité des troubles locomoteurs, rendant l'analyse de la marche complexe. Dans le but de regrouper les patients, de faciliter le diagnostic et de mieux choisir les traitements, des classifications ont été proposées, notamment celle de Rodda et Graham (2001), permettant d'identifier les schémas de marche les plus fréquemment observés chez les patients hémiplégiques et diplégiques. Ces classifications reposent principalement sur l'analyse cinématique des membres inférieurs dans le plan sagittal (Dobson et al., 2007; J. Rodda & Graham, 2001; J. M. Rodda et al., 2004).

Chez l'enfant **hémiplégique**, la marche peut être classée en plusieurs schémas caractéristiques selon les déficits neuromusculaires observés (Figure 8) :

- Le type 1, dit « drop foot », correspond à une chute du pied durant la phase oscillante, liée à un défaut de contrôle du muscle tibial antérieur responsable de la dorsiflexion.
- Le type 2A, ou « true equinus », se manifeste par une flexion plantaire excessive lors de la phase d'appui, généralement due à une spasticité ou à des rétractions des muscles gastrocnémiens et du soléaire, souvent associées à un déficit de contrôle du tibial antérieur.
- Le type 2B associe cet équin à un recurvatum du genou, conséquence d'un couple biomécanique anormal entre la flexion plantaire et l'extension du genou, entraînant une hyperextension durant l'appui.
- Le type 3, également appelé « true equinus / jump knee », combine une marche en équin avec un genou raide, caractérisé par une diminution et un retard de la flexion du genou en phase oscillante, fréquemment liés à une co-contraction des quadriceps et des ischio-jambiers.

- Enfin, le type 4 correspond à une atteinte plus globale et tridimensionnelle, associant des anomalies dans les plans sagittal, frontal et transverse : flexion plantaire excessive, genou maintenu en flexion, flexion de hanche et bascule antérieure du bassin, adduction de hanche ainsi qu'une rotation interne du membre inférieur. Ce dernier type se distingue également par une asymétrie marquée entre les deux membres inférieurs, rappelant certains aspects de la marche observée dans la diplégie, mais dans un contexte unilatéral.

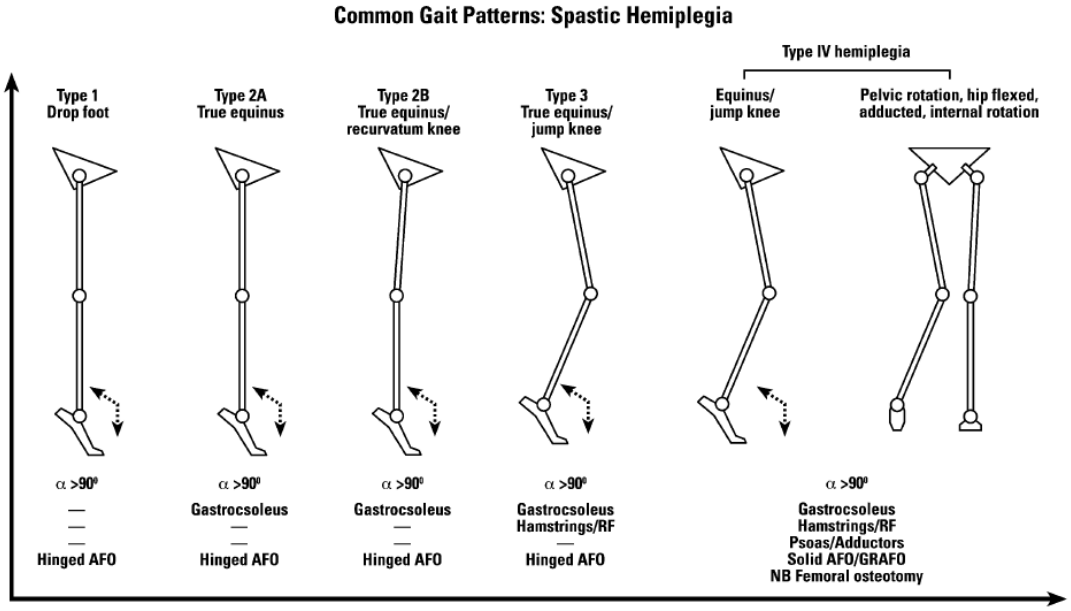


Figure 8: Classification des patterns de marche chez les enfants hémiplégiques de type spastique dans le plan sagittal (D'après Rodda et Graham.,2001).

Chez l'enfant **diplégique**, la marche peut être aussi classée en plusieurs schémas caractéristiques selon les déficits neuromusculaires observés (Figure 9) :

- Type 1 « true equinus » caractérisé par une flexion plantaire de cheville lors de la phase d'appui, avec extension du genou et de la hanche.
- Type 2 « jump knee » associant équin, une flexion du genou et de la hanche importante en fin de phase d'oscillation. Une lordose lombaire aussi significative est marquée avec une bascule antérieure.
- Type 3 « apparent equinus » associant une extension augmentée du genou (ou en recurvatum), lors de la phase d'appui, souvent associé à une hyperactivité des extenseurs de genou et des fléchisseurs plantaires.

- Type 4 « crouch gait » soit appelé « la marche en triple flexion ». Elle est caractérisée par une dorsiflexion excessive lors du contact initial, associé à une flexion du genou et de hanche. On observe également une bascule antérieure du bassin, liée à une faiblesse des extenseurs de hanche.

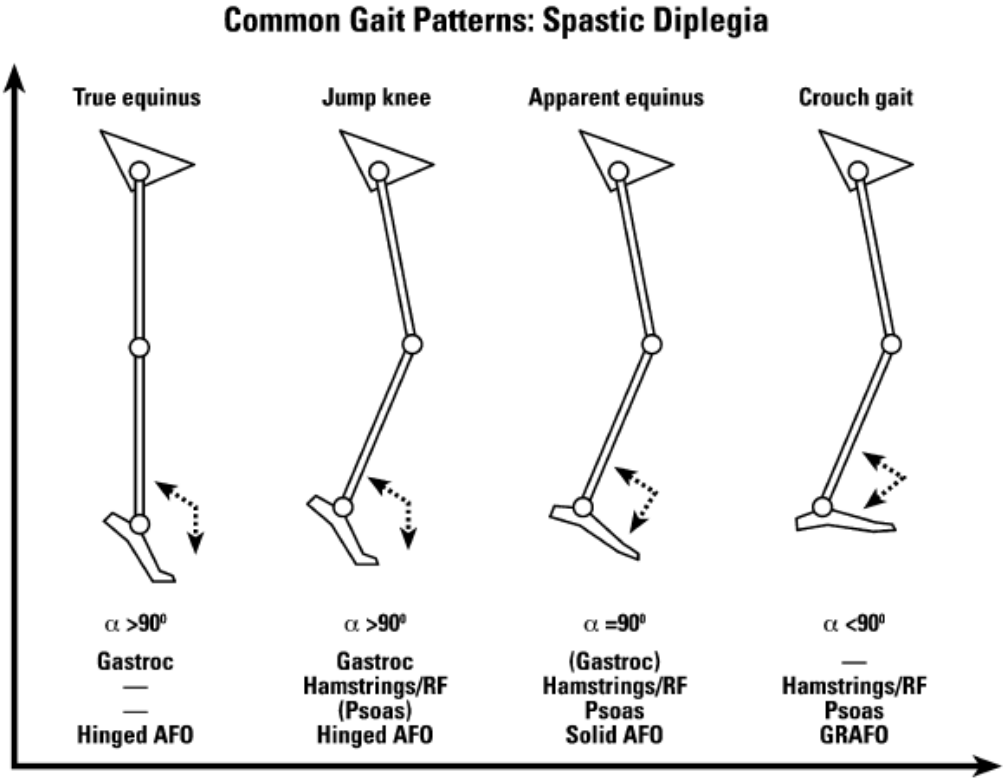


Figure 9: Classification des patterns de marche chez les enfants diplégiques de type spastique dans le plan sagittal (D'après Rodda et Graham.,2001).

5.5.1. Classifications et troubles fréquemment observés dans la marche des enfants atteints de PC

L'instabilité posturale est le facteur le plus important contribuant aux déficiences primaires dans la PC (Jeffries et al., 2016), avec environ 35% de personnes rapportant des chutes quotidiennes et 30% rapportant des chutes hebdomadaires (Boyer & Patterson, 2018). Leur marche est caractérisée par des déviations cinématiques, cinétiques et spatiotemporelles. Les enfants avec PC âgés d'environ 7 ans marchent comme de très jeunes nourrissons à DT, qui commencent tout juste à apprendre à marcher. Autrement dit, leur système nerveux moteur est bloqué à un stade immature (Berger, 1998). Ces déficits primaires tels que la spasticité, la faiblesse musculaire et la perte du contrôle sélectif, associés aux troubles secondaires qui peuvent en découler (contractures, rétractions musculaires, douleurs, déformations osseuses) vont altérer le schéma de marche. Par ailleurs, les

enfants PC présentent des co-activations importantes des muscles antagonistes, stratégies coûteuses en énergie qui impactent la fluidité de la marche, mais qui permettent de simplifier le contrôle moteur par une rigidification des degrés de libertés articulaires (Berger, 1998).

5.5.2. Les troubles cinétiques et cinématiques du tronc lors de la marche

La cinétique fait référence aux forces qui causent le mouvement, tandis que la cinématique correspond aux mouvements consécutifs à l'action des forces sur un système. Les altérations du contrôle du tronc lors de la marche constituent un aspect fondamental de la compréhension de la PC, bien que négligé au profit des membres inférieurs. Sur le plan cinématique, de nombreuses études ont mis en évidence des amplitudes de mouvement du thorax et du L5 (proche du CdM) augmentées par rapport aux enfants à DT dans les trois plans de l'espace. Plus précisément, Attias et al. (2015) ont démontré, sur un large échantillon d'enfants atteints de PC, une corrélation positive entre le niveau d'atteinte motrice, évalué par le GMFCS et l'importance de ces déviations, les enfants diplégiques de niveau GMFCS III présentant les amplitudes les plus élevées (Attias et al., 2015).

Si ces mouvements excessifs du tronc ont longtemps été interprétés comme purement compensatoires aux déficits des membres inférieurs, Heyrman et al. (2014) ont apporté les premières preuves remettant en question cette hypothèse. En évaluant le contrôle du tronc en position assise à l'aide du Trunk Control Measurement Scale (TCMS), un outil permettant d'isoler le déficit du tronc de l'influence des membres inférieurs, ces auteurs ont montré que les mouvements du tronc altérés pendant la marche reflétaient à la fois des stratégies compensatoires aux déficits des membres inférieurs et un déficit sous-jacent du contrôle du tronc.

En particulier, les mouvements excessifs de flexion latérale et de rotation thoracique n'étaient que partiellement expliqués par les déficits en abduction-adduction de hanche et en flexion-extension du genou, soulignant ainsi la présence d'une dysfonction du tronc. Ces altérations cinématiques ne sont pas sans conséquences sur le plan cinétique. Kiernan (2021) a démontré que les enfants atteints de PC bilatérale présentaient des charges lombaires significativement plus élevées à la jonction L5/S1 par rapport aux enfants à DT, avec des pics de moments de flexion latérale durant la phase d'appui. La corrélation modérée observée entre ces charges cinétiques et le Gait Profile Score (GPS) suggère que si la pathologie des membres inférieurs contribue au chargement spinal, elle ne l'explique pas entièrement, confirmant ainsi l'existence d'un déficit également au contrôle du tronc (Kiernan, 2021).

Au-delà de ces études, d'autres ont étudié la dynamique du tronc grâce à des accéléromètres, en mettant en évidence que les accélérations du tronc dans les trois plans de l'espace étaient augmentées dans le groupe PC par rapport aux enfant à DT (Pierret et al., 2023; Saether et al., 2014). Summa et al. (2016) ont montré que si les enfants à DT atténuent progressivement les accélérations du bassin vers la tête, les enfants PC présentent au contraire une amplification des accélérations entre le sternum et la tête, traduisant une rigidité de l'ensemble tête-tronc cohérente avec le « bloc pattern » décrit par Heyrman et al., (2014) ainsi qu'un couplage anormal des mouvements entre les plans anatomiques renvoyant aux amplitudes excessives de rotation et d'obliquité thoracique documentées par Attias et al., (2015). De plus, ces paramètres accélérométriques se sont révélés significativement corrélés au score fonctionnel (Gross Motor Function en anglais – GMFM), confirmant leur pertinence clinique et les liens entre fonction motrice globale et déficits axiaux. Ensemble, ces études construisent une vision intégrée et cohérente des altérations du tronc dans la PC : des amplitudes de mouvement excessives, en partie primaires et en partie compensatoires, engendrent une instabilité dynamique lors de la marche et une incapacité à filtrer et atténuer les accélérations vers les segments supérieurs du corps, faisant de la stabilisation du bassin et du tronc une cible thérapeutique prioritaire dans la prise en charge de cette population.

5.5.3. Déviations des paramètres spatio-temporels

Bien que les paramètres spatio-temporels (PST) figurent parmi les indicateurs les plus documentés en analyse clinique de la marche, leur exploitation demeure partielle. Pourtant, ils fournissent des données précieuses, sur la manière dont un patient organise et contrôle sa marche.

Les PST permettent de quantifier la marche en termes d'espace et de temps, et d'en décrire différents domaines tels que la stabilité (temps d'appui unipodal et bipodal, largeur du pas), l'allure (vitesse de marche, longueur du pas), le rythme (cadence, temps de cycle) et la variabilité (fluctuations d'un pas à l'autre). Ces paramètres sont essentiels pour identifier les schémas de marche pathologiques (Szopa & Domagalska-Szopa, 2015), dont les altérations s'accentuent avec la sévérité des limitations motrices chez les enfants PC (Õunpuu et al., 2015) et ils constituent également des indicateurs prédictifs du niveau d'autonomie (Pirpiris et al., 2006). Parmi ces données, la variabilité pas à pas, mérite une attention particulière dans les populations pédiatriques. Gouelle et al. (2015) ont montré qu'elle diminue naturellement avec l'âge chez l'enfant au DT, due à la maturation du contrôle moteur. Il en résulte que la variabilité d'un enfant PC ne peut être interprétée qu'au regard de celle d'enfants du même âge (Gouelle et al., 2016). Prosser et al. (2022) ont montré que, lorsque la variabilité des enfants hémiplégiques est normalisée selon l'âge, la majorité d'entre eux se trouvent dans les limites de la norme (Prosser et al., 2022).

Ainsi, les enfants présentant une diplégie spastique et classés aux niveaux I–II du GMFCS montrent généralement une diminution de la vitesse de marche, de la cadence et de la longueur du pas par rapport aux enfants à DT. À l'inverse, la largeur du pas est souvent augmentée, traduisant une stratégie compensatoire face à une instabilité posturale et à un déficit d'équilibre (Kim & Son, 2014). Par ailleurs, des modifications significatives de la phase d'appui sont observées, avec une augmentation du temps passé en appui bipodal et une diminution de l'appui unipodal, témoignant d'une recherche de stabilité. Cette adaptation est en partie liée à une faiblesse musculaire et à un contrôle moteur volontaire altéré, conduisant les enfants PC à élargir leur base de support afin de stabiliser leur centre de masse (Kurz et al., 2012). De plus, la largeur du pas est corrélée à d'autres paramètres tels que la vitesse, la cadence et la longueur du pas, suggérant que son augmentation est associée à une altération globale des performances de marche.

Enfin, l'indice de variabilité de la marche amélioré (Enhanced Gait Variability Index, eGVI) (Gouelle et al., 2018) permet de quantifier objectivement la variabilité des PST. Cette variabilité constitue un indicateur pertinent de la dynamique de la marche, une variabilité accrue est généralement associée à une marche instable, peu contrôlée et pathologique, tandis qu'une variabilité trop faible reflète des schémas locomoteurs rigides et peu adaptatifs. Les enfants atteints de PC présentent ainsi une variabilité plus importante que les enfants DT, traduisant des difficultés de contrôle moteur liées notamment à une altération du contrôle moteur sélectif (Brégou Bourgeois et al., 2014).

5.6. Les troubles locomoteurs : la marche digitigrade

La marche digitigrade (toe-walking) représente la déviation de marche la plus fréquemment observée dans la PC (Armand et al., 2006; J. Rodda & Graham, 2001; Winters et al., 1987). Elle est considérée comme physiologique jusqu'à l'âge de 3 ans, et au-delà de cet âge, la persistance d'une marche sans contact talonnier doit conduire à rechercher une origine neurologique sous-jacente. Dans le cadre de la PC, elle est principalement liée aux contractures des muscles soléaire et gastrocnémien souvent associée à une spasticité du triceps sural. Ce trouble est associé très souvent à un équin, définis comme avoir le pied en flexion plantaire lors du contact initial (Armand et al., 2006). Cependant une marche digitigrade peut également se manifester sans équin, comme par exemple, en « crouch gait », où le contact initial se fait par l'avant pied ou à plat, avec la cheville principalement en dorsiflexion (J. Rodda & Graham, 2001). Ce pattern de locomotion, compromet deux pivots fondamentaux du cycle de marche.

La phase d'appui de la marche repose sur une succession de pivots articulaires qui assurent le transfert du poids du corps sur le pied porteur et la progression du CdM vers l'avant (Perry, 1992).

Le premier pivot, de talon (heel rocker**)**, débute au contact initial (0–2 % du cycle) et se prolonge pendant la réponse de charge (2–12 %). Au contact initial, le talon frappe le sol en avant du reste du pied ; le poids du corps bascule alors progressivement sur l'arrière-pied, pendant que les fléchisseurs dorsaux freinent la flexion plantaire passive ce qui amène l'avant-pied progressivement au sol. Ce premier pivot assure à la fois l'absorption du choc et la continuité de la progression antérieure du CdM.

Une fois l'avant-pied au sol, le second pivot, de cheville (ankle rocker), couvre l'appui unipodal (12–31 % du cycle). Le tibia bascule vers l'avant au-dessus du pied, générant une dorsiflexion progressive de la cheville. Cette dorsiflexion n'est pas produite activement par les fléchisseurs dorsaux, mais résulte passivement de la progression antérieure du tibia et par voie de conséquence du corps. À ce stade, les fléchisseurs plantaires (soléaire et gastrocnémiens) se contractent de manière **e**xcentrique : ils freinent la dorsiflexion et, ce faisant, décélèrent l'avancée du CdM tout en assurant le soutien du poids corporel contre la gravité.

Le déroulé progressif du pied, depuis le contact du talon jusqu'au pivot sur l'avant pied en passant par une position à plat, conditionne ainsi la stabilité posturale pendant l'appui et la propulsion ultérieure vers l'avant. La restriction de la dorsiflexion de cheville, qu'elle soit d'origine spastique ou qu'elle résulte de contractures acquises, compromet en premier lieu le pivot de cheville : l'appui plantaire complet n'est pas atteint ou l'est de manière asymétrique, ce qui altère en cascade la mécanique de la marche et les stratégies posturales associées (Attias et al., 2017; Speedtsberg et al., 2021)

Sur le plan énergétique (Selinger et al., 2015), la suppression des pivots physiologiques altère le transfert d'énergie potentielle et cinétique du CdM, normalement optimisé par le déroulement du pied. L'asymétrie du patron de marche, particulièrement marquée dans les formes unilatérales de PC (Saether et al., 2014), amplifie cette dépense énergétique. Lorsque des contractures des muscles soléaire et gastrocnémien limitent la dorsiflexion de cheville, la capacité à obtenir un appui plantaire complet en phase d'appui se trouve définitivement compromise, aggravant les perturbations de la mécanique articulaire et entraînant une augmentation de la dépense énergétique à la marche. Ces adaptations biomécaniques s'accompagnent par ailleurs d'une activité électromyographique anormale, en augmentant la dépense énergétique (Perry et al., 2003). Enfin, un signe biomécanique secondaire mais cliniquement pertinent est la présence d'un patron de marche dit « rebondissant »,

caractérisé par un déplacement vertical excessif du CdM en appui unipodal (Speedtsberg et al., 2021).

5.7. La spasticité des fléchisseurs plantaires comme hypothèse explicative de la marche digitigrade ?

La marche digitigrade est fréquemment attribuée à une spasticité des fléchisseurs plantaires. La spasticité a été définie par Lance (1980) comme un « trouble moteur caractérisé par une augmentation vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement avec des réflexes ostéotendineux exagérés, provenant d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement et constituant une des composantes du syndrome du motoneurone supérieur ». Cependant, la spasticité, telle qu'elle est définie dans la littérature scientifique ne se limite pas à un simple symptôme isolé mais plutôt à un « syndrome » plus complexe, regroupant aussi une perturbation des voies motrices descendantes, notamment de la voie corticospinale (Dietz, 2000; Mazzaro et al., 2007). Ces déficits se traduisent concrètement par une perte du contrôle moteur sélectif, une co-activation excessive et inappropriée des muscles antagonistes, ainsi qu'une faiblesse musculaire (Burke, 1988 ; Gracies, 2005a, 2005b). Pour aller un peu plus loin, d'autres auteurs ont également proposé d'élargir cette définition à la dimension sensorielle, concevant la spasticité comme un trouble du contrôle sensori-moteur résultant d'une lésion du motoneurone supérieur (Burridge et al., 2005).

C'est précisément dans ce cadre que la marche digitigrade a longtemps été étudiée. Lors de ce patron de marche, le pied est posé en équin ou à plat par l'avant-pied, associé à une augmentation de l'activité musculaire des fléchisseurs plantaires démarrant dès la fin de la phase oscillante, avec une co-activation simultanée du gastrocnémien et du tibial antérieur (Berger et al., 1982). Cette hyperactivité en question a été considérée depuis plusieurs années comme résultante d'une spasticité de ces muscles.

Or, Willerslev-Olsen et al. (2014) ont directement remis en question cette hypothèse en étudiant la contribution du feedback afférent à l'activation du soléaire pendant la marche, chez des enfants hémiplégiques spastiques comparés à des enfants à DT. Pendant la marche sur tapis roulant, un dispositif mécanique portable attaché à la cheville applique, à des moments précis du cycle, une brève rotation en flexion plantaire qui raccourcit passivement le soléaire. Ce raccourcissement brutal supprime momentanément la décharge afférente issue des fuseaux neuromusculaires du muscle. Si l'EMG du soléaire dépend en partie d'un flux afférent continu, le raccourcissement provoque alors une chute transitoire de l'activité EMG dont l'ampleur renseigne sur la contribution du feedback sensoriel à l'activation musculaire en cours (Willerslev-Olsen, Andersen, et al., 2014)

Les résultats orientent vers deux conclusions. D'une part, l'activité EMG du soléaire en phase oscillante n'est pas augmentée chez les enfants PC par rapport aux enfants à DT, ce qui invalide l'idée d'une hyperactivité réflexe persistante pendant cette phase. D'autre part la chute d'EMG consécutive au raccourcissement du soléaire est similaire, voire plus faible, chez les enfants PC que chez les enfants à DT. Ce résultat est contre-intuitif au regard de l'hypothèse spastique : si un feedback afférent hyperexcitable alimentait l'activation du soléaire, le raccourcissement brutal de ce dernier, supprimant donc ce feedback aurait dû produire une chute d'EMG plus importante chez les enfants atteints de PC. L'inverse étant observé, les auteurs concluent que la contribution du feedback afférent à l'activation du soléaire est réduite et non majorée chez les enfants atteints de PC.

Cette interprétation est soutenue par Nielsen et al. (2020), qui proposent plus largement de renoncer à l'explication de la marche digitigrade par un réflexe d'étirement hyperexcitable : les données convergentes issues de l'électromyographie per-ambulatoire, des perturbations contrôlées et des modèles de la spasticité amènent ces auteurs à conclure que les réflexes d'étirement ne peuvent être tenus pour responsables du trouble moteur spastique observé pendant la marche (Nielsen et al., 2020)

Si la spasticité des fléchisseurs plantaires n'explique pas la marche digitigrade, il convient alors d'en identifier les mécanismes éventuels. Willerslev-Olsen et al. (2014) désignent comme cause principale le déficit de commande descendante vers le tibial antérieur. Une corrélation directe est mise en évidence entre la faiblesse des dorsiflexeurs et l'absence de suppression du réflexe d'étirement (M1) en phase oscillante : le problème n'est donc pas une suractivité des fléchisseurs plantaires, mais une activation insuffisante des dorsiflexeurs, qui ne peuvent ni assurer une flexion dorsale adéquate ni inhiber le soléaire via l'inhibition réciproque. Chez les enfants DT, cette suppression réflexe se met en place progressivement avec la maturation du faisceau corticospinal ; chez les enfants PC, cette maturation est absente ou retardée.

Ce déficit de commande descendante s'inscrit dans un tableau plus large de dysfonctionnement du programme moteur, comme le démontrent Lorentzen et al. (2019). Ces auteurs montrent que les enfants PC présentent une co-contraction persistante agoniste-antagoniste, avec des niveaux EMG globalement inférieurs à ceux des enfants DT, ce qui oriente davantage vers un problème de faiblesse musculaire et d'insuffisance de la commande motrice descendante que vers une spasticité (Lorentzen et al., 2019). Chez les enfants DT, le programme moteur feedforward de la marche sur pointes mature progressivement jusqu'à 10-12 ans, âge auquel la co-contraction tibial antérieur / soléaire disparaît et le patron adulte est atteint. Chez les enfants PC en revanche, cette maturation n'a pas lieu : la co-contraction reste la stratégie dominante, stabilisant l'articulation en

réduisant ses degrés de liberté en compensation d'une prédiction sensorielle des conséquences du mouvement encore imprécise, conformément au cadre théorique des modèles internes proposé par (Nielsen et al., 2020).

Dans cette perspective, l'étude de Beyaert et al. (2020) apporte un éclairage biomécanique complémentaire qui renforce cette hypothèse. Ces auteurs ont comparé la cinématique pied-cheville chez des enfants PC spastiques dans trois conditions de chaussage (pieds nus, chaussure à cambrure inversée, chaussure à cambrure positive) (Beyaert et al., 2020). Selon la théorie traditionnelle de la spasticité, l'étirement accru du soléaire lors de la dorsiflexion en phase oscillante, provoqué par la chaussure à cambrure inversée, devrait déclencher une activation réflexe excessive avec le pied en équin au contact du sol. Or les données ne soutiennent pas cette hypothèse : l'activité EMG du soléaire n'est pas plus élevée dans cette condition, et est même minimale au moment où le muscle est le plus étiré. Ces résultats rejoignent directement ceux de Willerslev-Olsen et al. (2014) en confirmant que le circuit d'étirement n'est pas fonctionnellement hyperactif pendant la locomotion. Par ailleurs, les enfants PC s'adaptent aux différentes conditions de chaussage de la même manière que les enfants DT, avec une augmentation de la dorsiflexion et de l'activité du tibial antérieur en phase oscillante, témoignant de l'existence d'un mécanisme feedforward fonctionnel et adaptable, incompatible avec l'idée d'un pied rigidement verrouillé en équin par la spasticité.

Enfin, Beyaert et al. (2020) proposent une adaptation fonctionnelle de l'équin au contact initial : grâce à ce contact digitigrade, les fléchisseurs plantaires exercent une action musculaire excentrique dès le début de l'appui, générant une puissance négative de cheville quatre fois plus intense que chez les enfants DT. Cette action frénatrice décélère la progression du CdM vers l'avant et vers le bas, jouant un rôle stabilisateur, probablement en compensation d'un déficit de contrôle axial (Pierret et al., 2023).

Le pied équin ne représente pas simplement un symptôme de la spasticité à supprimer, mais plutôt le signe d'un programme feedforward de marche sur pointes qui ne s'est jamais développé, associé d’une adaptation fonctionnelle compensatrice du déficit d'équilibre. C'est ce constat qui conduit naturellement à la question suivante : l'équin au contact initial du sol a-t-il une fonction, et dans quelle mesure les stratégies thérapeutiques actuelles tiennent-elles compte de ce rôle fonctionnel ? Cette vision a des implications thérapeutiques majeures : plutôt que de cibler exclusivement la cheville (antispastiques, chirurgie), il apparaît pertinent de cibler en amont le contrôle du tronc dont le déficit pourrait être l'un des moteurs de la compensation distale.

5.8. L’impact des troubles du contrôle axial sur la fonction motrice globale et la participation

5.8.1. Corrélation entre le contrôle du tronc et la fonction motrice globale

Au-delà des mécanismes neurophysiologiques décrits précédemment, la question de l’impact fonctionnel du contrôle axial sur la motricité globale des enfants PC mérite d’être détaillée. En effet, si les déficits neuromusculaires, comme ceux touchant, les ischio-jambiers ou les fléchisseurs plantaires ont longtemps occupé la pratique clinique, des travaux récents suggèrent que c’est le contrôle du tronc qui pourrait constituer le facteur explicatif le plus performant de la fonction motrice globale, de l’équilibre, et de la performance de marche (Balzer et al., 2017; Heyrman et al., 2013; Numanoglu Akbas & Kerem Gunel, 2019).

Cette relation entre contrôle du tronc et fonction motrice globale est par ailleurs bien documentée. Pin et al. (2019) et Curtis et al. (2015) confirment l’existence d’une corrélation significative entre un contrôle du tronc altéré et des déficits de la fonction motrice globale évalués par des outils standardisés tels que l’EMFG. En effet, ces corrélations entre scores au Trunk Control Measurement Scale (TCMS) et scores de la fonction motrice globale démontrent à quel point la stabilité axiale conditionne la capacité à réaliser les grandes fonctions motrices, telles que, se tenir assis, se lever, marcher, qui fondent l'autonomie fonctionnelle de l'enfant.

Par ailleurs, en utilisant le *Segmental Assessment of Trunk Control* (SATCo), Butler et al. (2010) ont démontré des corrélations significatives entre le contrôle axial, la fonction motrice globale et le domaine d'Évaluation Pédiatrique du Handicap (PEDI) chez des enfants présentant un handicap neuromoteur, suggérant que la capacité axiale influence directement les résultats fonctionnels. Ces résultats sont confirmés par Curtis et al. (2015), qui soulignent un impact direct du contrôle axial sur les capacités motrices fonctionnelles, en définissant la stabilité du tronc comme un **facteur prédictif déterminant de l'autonomie physique**. La performance au SATCo était l'un des prédicteurs les plus importants du PEDI.

Kallem Seyyar et al. (2019) ont rapporté des corrélations fortes entre le score total de la TCMS et la fonction motrice globale (EMFG-88) ($r = 0,90$), ainsi qu'avec les compétences fonctionnelles du PEDI ($r = 0,76$). Ces corrélations s'étendent aussi à la fonction du membre supérieur : Kim et al. (2018) ont documenté des corrélations modérées à fortes entre la TCMS et les tests de dextérité manuelle (QUEST, BBT, ABILHAND-Kids).

Enfin, concernant la locomotion, **Balzer et al. (2017)** ont montré dans une analyse de régression incluant la spasticité, la force musculaire des membres inférieurs et le contrôle moteur sélectif du tronc, que ce dernier était le **prédicteur le plus fort** ($\beta = -0{,}624$, $p < 0{,}001$) de la capacité de marche (*modified Timed Up and Go*), devant la spasticité ($R = 0{,}67$). Ce résultat souligne que le contrôle du tronc constitue un facteur explicatif de la performance de marche plus important que les déficits neuromusculaires des membres inférieurs.

L'ensemble de ces données convergent pour confirmer que le contrôle du tronc occupe une **place centrale et déterminante** dans l'acquisition et le maintien de la fonction motrice globale. L'échelle de Mesure de la Fonction Motrice Globale 66 (EMFG-66-SI) (Russell et al., 2010), dont la bonne validité en fait un outil de référence, est l'instrument privilégié pour évaluer cette fonction. Ces résultats pourraient souligner la pertinence clinique de cibler le tronc comme objectif thérapeutique, notamment chez les enfants qui présentent une hypotonie axiale liée à des retards moteurs, comme les enfants atteints de paralysie cérébrale.

5.8.2. Impact sur les activités motrices

Dans le cadre de la CIF, les activités motrices fondamentales (station assise, retournements, station debout, marche) dépendent de la capacité du tronc à fournir la stabilité posturale nécessaire à leur exécution et, en amont, à la mise en œuvre des APA qui les précèdent. Chez l'enfant avec PC, l'altération du contrôle axial ne se traduit pas seulement par une difficulté d'exécution ponctuelle : elle compromet, à l'échelle développementale, la dynamique même par laquelle l'enfant construit son répertoire moteur.

Ce second niveau d'impact prend tout son sens dans le cadre de la Neural Group Selection Theory (NGST) (Edelman, 1993; Hadders-Algra, 2000),selon laquelle le développement moteur de l'enfant repose sur une exploration active et variée de l'environnement : les expériences sensori-motrices que l'enfant génère en agissant sur le monde produisent les afférences qui nourrissent la sélection des circuits neuronaux et structurent la variabilité primaire du répertoire moteur. Un prérequis matériel à cette exploration est la stabilisation du tronc et de la tête, sans laquelle l'enfant ne peut ni orienter son regard, ni atteindre des objets, ni se déplacer, ni interagir librement avec les personnes qui l'entourent.

Or, dans la PC, le déficit axial précoce prive l'enfant de ce prérequis dès les toutes premières étapes du développement. La stabilisation insuffisante de la tête et du tronc restreint les possibilités de manipulation, limite l'autonomie dans les déplacements au sol et réduit la diversité des contextes postures-actions auxquels l'enfant peut s'exposer. Il en résulte un appauvrissement de la variabilité

du répertoire moteur exploré et, par conséquent, une diminution du flux d'afférences sensori-motrices qui alimente habituellement la sélection neuronale pendant la phase de variabilité primaire (Leighton & Lohmann, 2016).

Cette réduction des afférences limite à son tour la plasticité dépendante de l'activité des circuits sensori-moteurs en cours de maturation, et vient aggraver le déficit initial qu'elle aurait pu compenser. Un cercle vicieux s'installe ainsi (Figure 10): la lésion cérébrale initiale induit un déficit axial précoce ; ce déficit restreint l'exploration active ; l'appauvrissement de l'exploration réduit les afférences sensori-motrices ; la réduction des afférences freine la maturation des réseaux neuronaux en charge du contrôle moteur ; la maturation insuffisante accentue à son tour le déficit moteur initial.

L'enjeu développemental dépasse donc largement celui de la fonction motrice ponctuelle. La stabilité axiale est la condition d'entrée dans une dynamique d'apprentissage moteur par interaction, condition dont la perturbation précoce a des répercussions qui se prolongent et s'amplifient tout au long du développement.

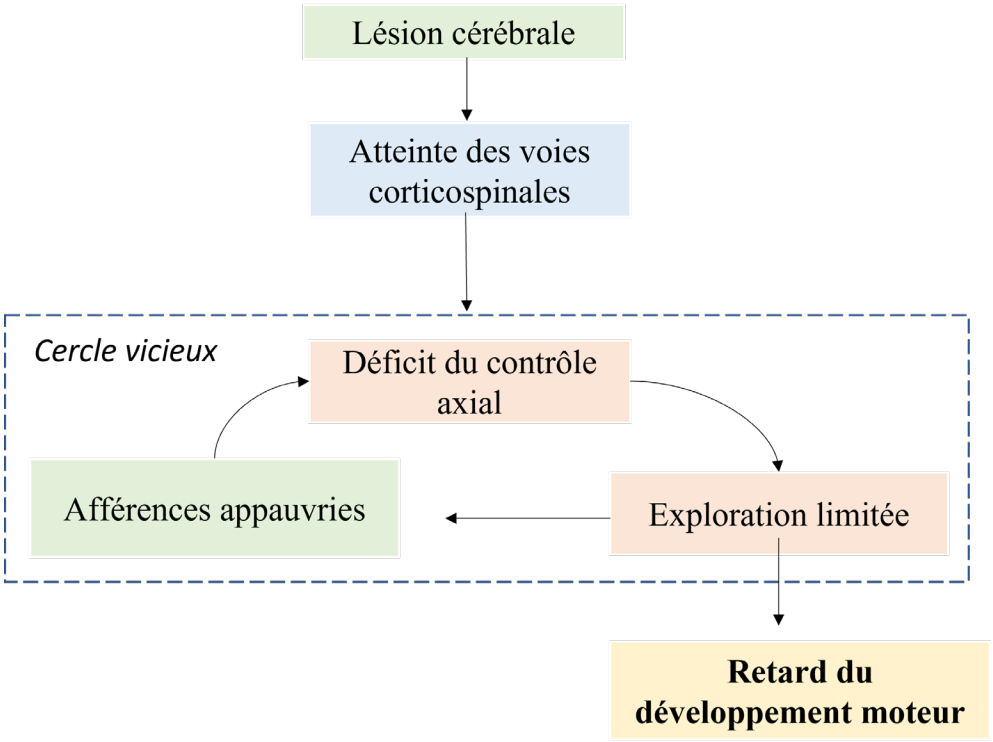


Figure 10: Représentation schématique du cercle vicieux liant le déficit axial avec le retard du développement moteur chez les enfants PC.

5.8.3. Impact sur la participation

La CIF-CY propose un modèle bio-psycho-social composé par plusieurs composantes, qui influencent l'une l'autre, telles que les activités, les fonctions et structures corporelles, ainsi que la participation. Dans ce cadre, le tronc est situé dans plusieurs niveaux, comme au sein des fonctions du tonus musculaire, de fonctions des muscles du tronc, ainsi que de la structure du tronc. Un déficit à ce niveau, comme une hypotonie ou une absence d'ajustements posturaux anticipatoires, constitue ainsi une altération des fonctions et structures corporelles au sens de la CIF-CY.

Sur le plan clinique, ces altérations ont des répercussions négatives et directes sur les activités décrites dans la CIF-CY, notamment sur le changement des positions corporelles de base, se retourner, s'asseoir, sur les transferts, les déplacements et la locomotion. Sans stabilité axiale suffisante, ces activités ne peuvent être réalisées de manière autonome. À titre d'exemple, un enfant qui n'arrive pas à maintenir la position assise de façon stable ne peut pas libérer ses membres supérieurs pour manipuler des objets, ce qui l'empêche de jouer et de participer aux activités partagées avec ses pairs. C'est précisément à ce point que le lien entre activités et participation devient manifeste (World Health Organization, 2007).

En effet, la restriction d'activités due au déficit axial se répercute directement sur la participation de l'enfant dans ses différentes situations de vie. Au sens de l'OMS, la participation est définie comme « l'implication dans des situations de vie » (World Health Organization, 2007), bien que la clarté conceptuelle de cette définition demeure encore insuffisamment opérationnalisée dans la littérature pédiatrique. Concrètement, l'enfant qui ne peut pas s'asseoir de manière stable se trouve exclu des interactions sociales avec ses camarades, limité dans sa participation aux activités scolaires, et éloigné des loisirs, des activités sportives, des sorties, des jeux collectifs. Ce mécanisme d'exclusion progressive rejoint le cercle vicieux décrit précédemment : moins l'enfant participe, moins il génère d'expériences sensori-motrices actives, ce qui freine en retour son développement neuromoteur.

C'est pourquoi l'optimisation de la participation dans différentes situations de vie à la maison, à l'école et dans la communauté, constitue un objectif central de la rééducation globale chez l'enfant avec PC (Palisano et al., 1997). La participation aux activités familiales offre en effet à l'enfant des occasions essentielles de jouer, d'acquérir de nouvelles compétences, de développer des liens sociaux et de renforcer sa confiance en soi ainsi que son sentiment d'appartenance (King et al., 2007). Le plaisir de participer à une activité peut être considéré comme faisant partie de l'expérience émotionnelle de la participation (Chiarello et al., 2016), ainsi que comme un indicateur des bénéfices développementaux et psychologiques découlant de cette expérience. Dès lors, intervenir

précocement sur le contrôle axial ne revient pas simplement à améliorer une fonction motrice, mais à restaurer les conditions nécessaires à une participation active.

La PC représente la pathologie infantile la plus fréquente, se manifestant notamment par des troubles posturaux majeurs, et plus particulièrement au niveau du tronc. Ces troubles, qui apparaissent dès la petite enfance, sont étroitement liés aux anomalies de la marche observées chez ces enfants.

Parmi les troubles de la marche les plus fréquemment rencontrés figure la marche digitigrade, définie par une pose de pied à plat ou en équin. Si ce schéma de marche a longtemps été attribué à la spasticité, cette conception a été remise en question. En effet, des travaux récents suggèrent qu'un déficit du contrôle axial pourrait être à l'origine de compensations au niveau des membres inférieurs, dans la mesure où le tronc et les membres inférieurs sont en interaction permanente durant la locomotion.

Lors de la marche, ces interactions se traduisent par des déviations cinétiques et cinématiques accompagnées d'une augmentation des accélérations du tronc. Des mécanismes de compensation, telle que, probablement, la marche digitigrade sont alors mise en place pour équilibrer ce déficit axial. Par ailleurs, ces limitations fonctionnelles engendrent une restriction de participation, telle que classifié par la CIF-CY.

Ainsi, une prise en charge rééducative par activités impliquant le tronc pourrait permettre d'améliorer non seulement la posture, mais également de traiter les causes sous-jacentes à ces troubles.

Chapitre 6 : Le tronc comme cible thérapeutique, de la théorie à la pratique clinique

6.1. Intervention par activités impliquant le tronc : état de l'art

Chez l'enfant atteint de PC, la lésion cérébrale primaire perturbe la stabilisation du tronc. Avant de passer en revue les interventions, il est essentiel de rappeler que le contrôle axial est le prédicteur le plus important de la capacité de marche chez les enfants PC, car il doit :

a. Stabiliser le CdM pour maintenir l'équilibre.
b. Absorber les chocs générés par les membres inférieurs.
c. Permettre les ajustements posturaux anticipatoires qui précèdent chaque pas.

Or chez l'enfant avec PC, cette régulation est défaillante, tant en situation statique, qu'en situation dynamique. Lors de la marche, le tronc a un rôle également d'amortisseur actif, limitant ses propres déplacements grâce à des contractions musculaires anticipatoires finement coordonnées. Lorsque ce mécanisme est altéré, il en résulte des mouvements du tronc excessifs dans les trois plans de l'espace, se traduisant cliniquement par des amplitudes de mouvement augmentées au niveau du bassin, du thorax et de la tête. Ces mouvements excessifs et non-coordonnés ont des conséquences directes sur la qualité de la locomotion. C'est précisément pour ces raisons que les interventions ciblant le tronc suscitent un intérêt croissant dans la prise en charge rééducative des enfants avec PC.

6.2. Revue des approches conventionnelles vers le renforcement du contrôle axial

Plusieurs approches de rééducation ciblant spécifiquement le contrôle du tronc ont été développées chez l'enfant avec PC au cours des deux dernières décennies. Elles se distinguent par leur cadre théorique, leur position d'entraînement et leur cible fonctionnelle primaire. Les cinq grandes familles d'intervention identifiées dans la littérature sont présentées ci-dessous, dans un ordre qui suit la chronologie de leur développement et qui prépare la discussion des limites actuelles.

6.2.1. L'entraînement segmentaire du contrôle du tronc (Targeted Trunk Training)

Le Targeted Trunk Training (TTT), développé initialement par Butler (1998) et formalisé par Saavedra et Woollacott (2015), vise l'acquisition rapide d'un contrôle segmentaire du tronc, prérequis à la station assise indépendante (Butler, 1998; Saavedra & Woollacott, 2015). L'approche repose sur un principe central : pour apprendre à contrôler un segment, le système nerveux a besoin

d'un retour d'information fiable, ce qui suppose de réduire le nombre de degrés de liberté simultanément actifs, d'où une immobilisation rigide des segments situés sous le niveau ciblé et une progression strictement céphalo-caudale, d'un niveau au suivant lorsque le contrôle précédent est devenu automatique. L'identification du niveau à cibler repose sur le Segmental Assessment of Trunk Control (SATCo ; (Butler et al., 2010)), qui détermine le niveau le plus rostral où le contrôle postural est défaillant.

Saavedra et Woollacott (2015) ont ainsi identifié deux profils distincts de dysfonction posturale dans la PC : les enfants GMFCS V suivent la même trajectoire développementale que les nourrissons à DT mais avec un ralentissement considérable, tandis que les enfants GMFCS IV développent une **réorganisation compensatoire** fondée sur la co-contraction axiale. L'essai randomisé de Curtis et al. (2018), portant sur 115 enfants suivis sur sept ans, a confirmé l'intérêt du TTT notamment chez les enfants les plus sévèrement atteints (GMFCS V), avec un gain trois fois supérieur au gain attendu selon les courbes de référence (Curtis et al., 2018). L'effet sur la fonction motrice globale et le SATCo reste toutefois discuté, et le **transfert fonctionnel vers la marche** n'a pas été démontré.

6.2.2. Le core stability training et les exercices de renforcement du tronc

Issu du domaine sportif, le core stability training (CST) cible le renforcement des muscles stabilisateurs profonds – transverse de l'abdomen, obliques internes, multifides – via des exercices sur surfaces instables ou engageant activement le tronc. Plusieurs essais randomisés ont rapporté des effets positifs dans la PC : Adıgüzel et Elbasan (2022) ont montré qu'un programme de Pilates modifié (8 semaines, 2 séances hebdomadaires) améliorait le score TCMS, le contrôle postural assis et la qualité de la marche (Observational Gait Scale) par rapport à une prise en charge NDT (Adıguzel & Elbasan, 2022). Rastgar Koutenaei et al. (2023) ont comparé, chez 30 enfants PC spastiques, un entraînement sur Swiss Ball à un entraînement sur surface stable : le groupe Swiss Ball a montré des améliorations supérieures et durables du TCMS, des sections station debout et marche du GMFM-88, ainsi que de l'épaisseur échographique des muscles abdominaux profonds (Rastgar Koutenaei et al., 2023).

6.2.2.1. Les approches robotisées ciblant le tronc

Le Trunk-Support-Trainer (TruST), développé par Santamaria et al. (2020), dans le cadre d’une étude de preuve de concept, utilise des câbles motorisés qui délivrent des champs de force adaptatifs soutenant le tronc en position assise. Chez des enfants GMFCS III-IV, cette étude montre une amélioration importante de l'amplitude fonctionnelle d'atteinte et de l'espace de travail en assise,

maintenue à trois mois (Santamaria et al., 2020). L'hippothérapie robotisée (Wu et al., 2024) délivre des perturbations pelviennes contrôlées en assise et améliore significativement le TCMS (+6 ± 3 points vs −1 ± 5 dans le contrôle), sans toutefois produire de transfert détectable vers la vitesse de marche (Wu et al., 2024). Enfin, l'entraînement à la marche robotisé (RAGT) combiné à la kinésithérapie habituelle améliore le Trunk Impairement Scale (TIS) chez des enfants non-ambulants (Abidin et al., 2024).Ces dispositifs ciblent toutefois principalement les niveaux GMFCS III–V, où le travail en position assise reste la modalité dominante. Cependant, ces dispositifs nécessitent d'être évalués dans des essais contrôlés randomisés à plus grande échelle.

6.2.2.2. HABIT-ILE et les approches intensives incluant le tronc

L'HABIT-ILE (Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities ; (Bleyenheuft et al., 2015) est une approche intensive (typiquement 90 heures sur deux semaines en format « camp d'entraînement ») qui combine des activités bimanuelles avec des tâches sollicitant simultanément les adaptations posturales du tronc et des membres inférieurs. Les essais randomisés ont démontré des améliorations des compétences motrices globales et des signes de réorganisation cérébrale (Araneda et al., 2021). Un essai contrôle randomisé Baby HABIT-ILE (50 heures sur deux semaines) est en cours chez des nourrissons de 6–18 mois avec PC unilatérale (Carton De Tournai et al., 2024), témoignant de la tendance générale vers des interventions précoces et intensives. Toutefois, HABIT-ILE cible le tronc indirectement, comme support aux tâches bimanuelles, et les paramètres dynamiques du tronc pendant la marche n'ont pas été évalués spécifiquement.

6.2.3. Synthèse de la littérature et apport des méta-revues

Les deux revues systématiques récentes convergent dans leurs conclusions. Dewar et al. (2015), analysant 45 études portant sur 13 interventions visant le contrôle postural dans la PC, classent la rééducation ciblant le tronc parmi les cinq interventions soutenues par un niveau de preuve modéré, aux côtés de la rééducation motrice orientée vers la tâche, de l'hippothérapie, de l'entraînement sur tapis roulant sans allègement et de l'entraînement réactif de l'équilibre. Plus récemment, Talgeri et al. (2023), dans une revue consacrée spécifiquement aux 15 essais randomisés d'interventions ciblant le tronc, concluent que ces approches améliorent significativement la fonction motrice globale, le contrôle du tronc et l'équilibre, et recommandent leur intégration systématique à la kinésithérapie conventionnelle (Talgeri et al., 2023).

L'ensemble dessine donc un consensus : le tronc est une cible thérapeutique pertinente dans la PC, et les interventions qui la prennent pour objet produisent des effets mesurables sur le contrôle

postural assis et la fonction motrice globale. Ce consensus laisse cependant plusieurs questions ouvertes, que la section 3.4 précisera.

6.3. L'étude Pierret et al. (2023) : un changement de paradigme

Parmi les approches récentes, l'étude de Pierret et al. (2023) montre un intérêt particulier. Dans un essai randomisé en cross-over mené chez 17 enfants PC de 5–12 ans (GMFCS I–II, marche autonome), les auteurs ont évalué les effets d'une rééducation axiale accentuée qui se distingue des approches antérieures par le choix des postures d'entraînement. Là où le TTT, le CST ou le TruST travaillent le tronc en position assise, **la RAIT engage le tronc dans des postures intermédiaires antigravitaires dynamiques (quadrupédie mains-genoux, quadrupédie coudes-genoux, genoux dressés, support instable), plus proches des contraintes posturales rencontrées pendant la marche**.

Cette étude montre que, seulement après la RAIT et pas après la rééducation habituelle, des améliorations ont été observées sur le contrôle fonctionnel du tronc – reflété par des meilleurs scores à l'échelle TCMS – ainsi que sur le contrôle des oscillations posturales en assise instable et en station debout. Sur le plan biomécanique, les auteurs ont observé une réduction de la décélération antérieure précoce du sternum pendant la phase d'acceptation du poids, mesurée par des accéléromètres (IMU), témoignant d'un meilleur contrôle axial. Cette amélioration s'accompagnait d'une réduction concomitante de la puissance négative à la cheville, **c'est-à-dire du freinage exercé par les fléchisseurs plantaires, corrélée à la réduction de la décélération du sternum.**

Au-delà des résultats thérapeutiques, cette étude interroge la physiopathologie même de la marche digitigrade, en ouvrant une discussion sur son rôle fonctionnel : ce schéma de marche ne serait pas uniquement l'expression d'une spasticité, mais relèverait davantage d'un mécanisme adaptatif. Les muscles plantaires freinent la chute et la progression du tronc vers l'avant pour compenser un contrôle axial déficitaire. En améliorant ce contrôle via la RAIT, ce mécanisme compensatoire devient alors moins nécessaire. Cette hypothèse d'un rôle fonctionnel et adaptatif de la marche digitigrade trouve d'ailleurs une confirmation expérimentale supplémentaire dans les travaux de Beyaert et al. (2020) (voir Chapitre 2, section 2.7).

L'étude de Pierret et al. (2023) constitue ainsi un changement de paradigme dans la littérature sur le tronc dans la PC : une intervention ciblant spécifiquement le tronc démontre un transfert mesurable vers la dynamique de la marche, et ce transfert s'accompagne d'une réduction des compensations distales. Ces résultats ouvrent deux questions directement articulées à la présente thèse. Tout d'abord, les effets de la RAIT, obtenus ici chez des enfants de 5–12 ans sur une durée de

trois mois, s'observent-ils aussi chez des enfants plus jeunes, avant que les patterns compensatoires ne se soient pleinement consolidés ? Ensuite, ces effets s'amplifient-ils et se maintiennent-ils sur une durée prolongée d'intervention, conformément aux principes de la plasticité dépendante de l'activité ?

6.4. Limites identifiées dans la littérature actuelle

En dépit des résultats encourageants, la littérature sur les interventions ciblant le tronc dans la PC présente cinq limites convergentes.

6.4.1. Âge des participants

La grande majorité des études incluent des enfants de 6 à 17 ans (TTT à partir de 5 ans, Swiss Ball et TruST à partir de 6 ans), alors même que les déficits du contrôle du tronc sont déjà présents bien avant cet âge. Les enfants de moins de 5 ans, qui est pourtant une période clé de maturation posturale et où la plasticité neurale est encore élevée, restent largement sous-représentés, à l'exception notable de l'essai Baby HABIT-ILE (6–18 mois) qui cible cependant le tronc de manière indirecte.

6.4.2. Durée d'intervention

La plupart des protocoles durent 4 à 8 semaines. Aucune étude n'a évalué les effets d'une intervention ciblant le tronc sur une durée prolongée (6 à 12 mois), alors que les principes d'apprentissage moteur et de plasticité dépendante de l'activité suggèrent des effets cumulatifs dans le temps.

6.4.3. Absence d'évaluation instrumentale de la marche

La quasi-totalité des études utilise des mesures cliniques (TCMS, EMFG, échelles d'équilibre). L'évaluation des paramètres biomécaniques dynamiques de la marche – dynamique du tronc, puissance articulaire de cheville, variabilité spatio-temporelle – est pratiquement absente, ce qui limite la compréhension mécaniste des effets observés et empêche de vérifier le couplage tronc–cheville en contexte locomoteur.

6.4.4. Transfert fonctionnel limité vers la marche

Plusieurs études rapportent des améliorations du contrôle du tronc en position assise (TCMS, SATCo) sans que ces améliorations ne se répercutent sur la marche (Curtis et al., 2018; Wu et al., 2024) soulevant la question des conditions nécessaires à un tel transfert. L'hypothèse émergente est que l'entraînement du tronc doit se faire dans diverses postures intermédiaires dynamiques

impliquant de façon importante le tronc pour le contrôle de l'équilibre via diverses configurations d'appui sur les membres. Ainsi un meilleur contrôle postural dynamique du tronc, obtenu à partir de postures intermédiaires, permettrait une meilleure contribution du tronc à l'équilibre dynamique de la marche, sans entraînement particulier de cette dernière.

6.4.5. Populations GMFCS ciblées

Les approches robotisées (TruST, hippothérapie robotisée, RAGT) ciblent principalement les niveaux GMFCS III–V (non-ambulants ou ambulants avec aide). Les enfants GMFCS I–II, qui marchent de façon autonome mais avec des patterns compensatoires (marche digitigrade, décélération précoce du sternum), sont peu représentés dans les études spécifiquement dédiées au tronc. Pierret et al. (2023) constitue ici l'exception notable.

6.4.6. Faible implication de l'entourage familial

La majorité des interventions sont conduites dans un contexte clinique ou de recherche avec peu d'intégration des facteurs environnementaux, un aspect pourtant conceptualisé dans la CIF-EJ. L'implication des parents dans le programme de la rééducation, la continuité à domicile sont aussi importantes.

6.5. Justification d'une intervention RAIT précoce et prolongée

6.5.1. La fenêtre de neuroplasticité précoce

Les premières années de vie constituent une période de plasticité cérébrale maximale, qui offre une fenêtre d'opportunité thérapeutique unique. Les recommandations internationales de Morgan et al. (2021), issues d'une revue systématique portant sur l'intervention précoce dans la PC chez les enfants âgés de 0-2 ans, fournissent un cadre théorique solide pour expliquer cette orientation. L'intervention doit débuter dès la forte suspicion diagnostique, pour optimiser la plasticité cérébrale (Morgan et al., 2021).

Novak et al. (2017) ont établi que le diagnostic de PC peut désormais être posé avant 6 mois d'âge corrigé, et que l'intervention spécifique devrait suivre immédiatement ce diagnostic afin d'optimiser la plasticité motrice et cognitive. Les auteurs distinguent deux profils d'enfants : a) ceux dont les risques sont détectables à la naissance (prématurité, encéphalopathie) et b) ceux dont les signes ne sont détectables qu'après 5 mois d'âge corrigé, au moment où des retards moteurs sont observables (Novak et al., 2017). Dans la même logique, l'essai randomisé GAME a démontré qu'une intervention motrice intensive fondée sur l'apprentissage moteur et le coaching parental et l'enrichissement environnemental à domicile, initiée très tôt chez des nourrissons à haut risque de

PC, produit des améliorations motrices et cognitives significatives par rapport aux soins standard (Morgan et al., 2016). De surcroît, l'essai CONTRACT (Willerslev-Olsen et al., 2021) vise la prévention des rétractions dès 9 semaines d'âge corrigé chez les nourrissons à haut risque de PC. Ces travaux montrent une logique commune : intervenir avant que les patterns compensatoires ne s'installent et ne se consolident, plutôt que de tenter de les corriger une fois établis. Il repose sur le constat que les rétractions résultent d'abord d'un déficit de croissance musculaire, et pas seulement de spasticité. Pour les prévenir, il faut agir avant 1 an, via une intervention intensive, impliquant également les parents au domicile et combinant d'autres variables, telles que la nutrition ou la stimulation électrique (Willerslev-Olsen et al., 2021).

Ces trois travaux partagent la même logique commune que notre étude : intervenir précocement, avant que les patterns compensatoires ne s'installent, plutôt que de tenter de les corriger.

6.5.2. Le choix de la tranche d'âge 18 mois – 5 ans 6 mois

La tranche d'âge 18 mois – 5 ans 6 mois est pertinente pour quatre raisons convergentes : (i) Période clé du développement postural et locomoteur : c'est durant cette période que se consolident la marche indépendante, la course, l'équilibre unipodal, et que le contrôle du tronc atteint sa phase de maturation la plus active. C'est également la période où les déformations orthopédiques secondaires (équin, scoliose), commencent à se mettre en place en lien avec les asymétries posturales (ii) Plasticité neurale encore élevée : bien que maximale dans les premiers mois, elle reste substantielle pendant les cinq premières années, avant un déclin progressif (Reid et al., 2015) (iii) Patterns compensatoires non encore figés : chez l'enfant plus jeune, les stratégies compensatoires (marche digitigrade, élargissement de la base de support) ne sont pas encore consolidées, ce qui les rend plus susceptibles d'être modifiées par une intervention ciblée. (iv) Enfants GMFCS I–II marchant de façon autonome : à cet âge, les enfants classés GMFCS I–II ont acquis la marche indépendante (ou avec aide occasionnelle), ce qui rend possible l'évaluation instrumentale de la marche et le recours aux activités en postures intermédiaires qui constituent la base de la RAIT. Par ailleurs, Morgan et al. (2016), ont montré que les enfants présentant des lésions moins sévères répondent mieux aux interventions motrices intensives.

6.5.3. Pourquoi la RAIT plutôt qu'une autre intervention ?

Au regard de l'état de l'art, la RAIT présente quelques caractéristiques distinctives qui la différencient des autres approches ciblant le tronc.

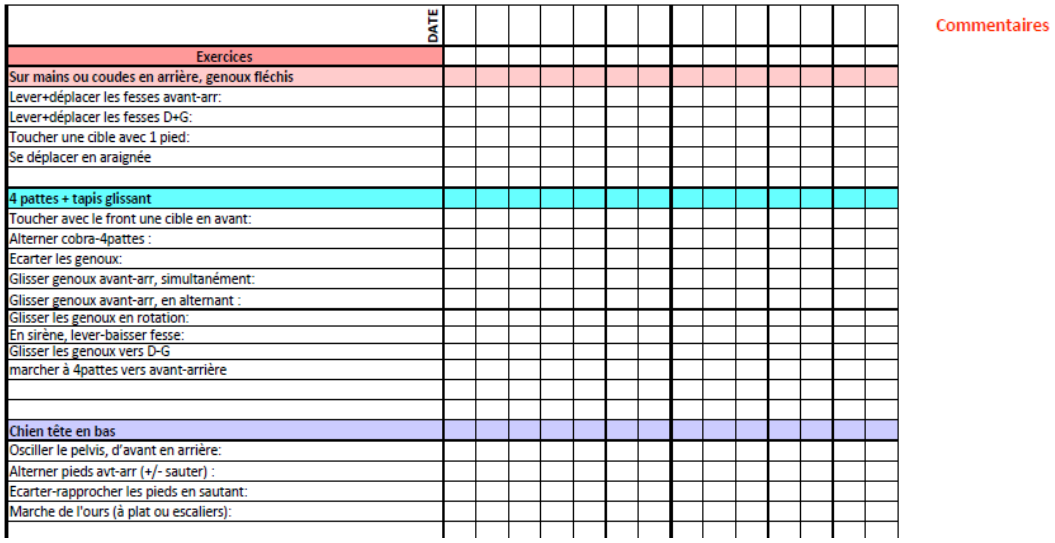
En premier lieu, elle propose un entraînement du tronc en postures intermédiaires dynamiques (quadrupédie, posture en sirène avec appui sur un membre supérieur, transitions posturales) qui sollicitent le contrôle axial dans des conditions de mise en charge et d'orientation antigravitaire impliquant fortement le tronc supérieur via des appuis sur un ou les deux membres supérieurs. Cette caractéristique essentielle pour développer le contrôle postural du tronc via sa partie supérieure est absente des approches en position assise (TTT, CST, TruST).

En deuxième lieu, les postures choisies exploitent le contrôle automatique des muscles de membres et du tronc dès lors qu'ils participent à l'équilibre par l'intermédiaire des appuis au sol de ces membres, y compris les membres atteints. Etant connu que le contrôle volontaire est altéré chez les enfants PC, cela nous permet d'exploiter **le contrôle automatique de l'équilibre** qui reste préservé. En sollicitant ce registre automatique, la RAIT permet à l'enfant d'engager ses membres de façon fonctionnelle sans que l'effort volontaire conscient ne constitue un obstacle, tout en générant un flux d'afférences sensorielles riches, nécessaires à la maturation et à la réorganisation du système moteur. En troisième lieu, la RAIT est, à ce jour, la seule intervention ciblant le tronc à avoir démontré, un effet mesurable sur les paramètres biomécaniques dynamiques de la marche (Pierret et al., 2023), et non uniquement sur des mesures cliniques en position assise.

Le programme RAIT repose sur des auto-exercices réalisés activement par l'enfant, de manière à ce que l'équilibre soit contrôlé par l'enfant lui-même et non par une autre personne, afin de développer et d'ancrer des stratégies pour le contrôle de l'équilibre. Ces exercices visent à améliorer le contrôle postural du corps et l'équilibre, y compris le contrôle du tronc et des muscles atteints, plutôt que de concentrer la rééducation uniquement sur les muscles affectés. Ainsi, la RAIT ne concerne pas seulement le tronc, mais l'ensemble du corps à travers des postures intermédiaires sélectionnées impliquant le tronc, que l'enfant réalise de façon autonome. Ces activités posturales sont moins exigeantes que la station debout ou la marche en termes de contrôle de l'équilibre et contribuent à réduire la peur de tomber, les co-contractions qui lui sont associées.

Avant le début de l'étude, les kinésithérapeutes suivent une formation de deux heures comprenant des exemples vidéo et une évaluation de leur compréhension de cette approche. Ensuite, l'une des premières séances de RAIT au cabinet du kinésithérapeute est réalisée par visioconférence afin de s'accorder sur son contenu. Les auto-exercices sont effectués par l'enfant sous la supervision du kinésithérapeute libéral, sous forme de courtes séances distinctes lorsque cela est possible, pour une durée totale de 20 à 30 minutes par jour, 6 jours par semaine. Ils sont réalisés à domicile sous la supervision d'un parent, ainsi qu'avec le kinésithérapeute lors d'une à deux séances hebdomadaires.

L'utilisation d'une feuille de suivi (Figure 11), sur laquelle le kinésithérapeute consigne les exercices à réaliser et les parents indiquent ceux qui ont été effectués, permet un suivi plus fluide et plus régulier des difficultés rencontrées et des progrès réalisés en rééducation.



DATE														Commentaires
Exercices														
Sur mains ou coudes en arrière, genoux fléchis														
Lever+déplacer les fesses avant-arr:														
Lever+déplacer les fesses D+G:														
Toucher une cible avec 1 pied:														
Se déplacer en araignée														
4 pattes + tapis glissant														
Toucher avec le front une cible en avant:														
Alterner cobra-4pattes :														
Ecarter les genoux:														
Glisser genoux avant-arr, simultanément:														
Glisser genoux avant-arr, en alternant :														
Glisser les genoux en rotation:														
En sirène, lever-baisser fesse:														
Glisser les genoux vers D-G														
marcher à 4pattes vers avant-arrière														
Chien tête en bas														
Osciller le pelvis, d'avant en arrière:														
Alterner pieds avt-arr (+/- sauter) :														
Ecarter-rapprocher les pieds en sautant:														
Marche de l'ours (à plat ou escaliers):														

Figure 11: Exemples d'exercices prescrits et reportés dans la feuille de suivi partagée entre les parents et les kinésithérapeutes libéraux.

Enfin, la corrélation observée entre la réduction de la décélération du sternum et la diminution de la puissance négative à la cheville (Pierret et al., 2023) fournit un support expérimental direct à l'hypothèse adaptative : l'amélioration du contrôle proximal réduit le besoin de compensation distale. La RAIT articule donc l'objectif rééducatif immédiat (le contrôle du tronc) et un mécanisme plus large (la réorganisation du couplage tronc–cheville) qui pourrait expliquer une partie des bénéfices rapportés.

6.6. Problématique, objectifs et hypothèses de la thèse

6.6.1. Synthèse de l'état de l'art et problématique

L'état de l'art révèle une série d'observations convergentes. Dans la PC, le contrôle du tronc constitue un déterminant biomécanique essentiel de l'équilibre, de la marche et de la fonction motrice globale, et son déficit est l'un des principaux indicateurs des limitations fonctionnelles observées (Balzer et al., 2017; Curtis, Butler, et al., 2015). Ces déficits apparaissent précocement, se répercutent en cascade sur l'ensemble du développement moteur, et se manifestent dans la marche par des compensations distales (telles que la marche digitigrade) qui peuvent être interprétées comme des stratégies adaptatives au déficit axial plutôt que comme des manifestations primaires de la spasticité (Beyaert et al., 2020; Pierret et al., 2023; Willerslev-Olsen, Lorentzen, et al., 2014).

Les interventions actuelles visant le tronc montrent des effets mesurables sur le contrôle postural en position assise, mais leur impact sur la dynamique de la marche reste encore peu documenté. Néanmoins, l'étude de Pierret et al. (2023) démontre qu'une RAIT améliore à la fois le contrôle du tronc en position assise et sa dynamique pendant la marche, avec une réduction concomitante de la puissance négative à la cheville. Ces résultats ont toutefois été obtenus chez des enfants âgés de 5 à 12 ans, sur une période de trois mois seulement, et n'ont pas encore été reproduits chez des enfants plus jeunes ni évalués sur une période prolongée.

i) Or, l'intervention précoce avant que les patterns compensatoires ne se consolident et la prolongation des auto-exercices dans la logique d'une plasticité dépendante de l'activité sont deux principes bien établis en rééducation neuro-pédiatrique (Morgan et al., 2016; Novak et al., 2017). Actuellement, il manque une étude à l'interface de la RAIT et de ces principes, une évaluation menée chez de jeunes enfants avec PC (18 mois à 5 ans 6 mois), sur une durée prolongée (jusqu'à 12 mois), qui combinerait des mesures cliniques avec une évaluation instrumentale de la dynamique du tronc et de la marche.

Les questions de recherche de cette thèse peuvent alors être formulées ainsi :

Chez de jeunes enfants atteints de paralysie cérébrale (18 mois à 5 ans 6 mois, GMFCS I–II, marche autonome), 3 mois de RAIT améliorent-ils davantage le contrôle postural du tronc, la dynamique de la marche, **en particulier la décélération du sternum vers l'avant (variable principale),** et la fonction motrice globale qu'une rééducation habituelle (RH) pendant 3 mois ? la RAIT appliquée pendant 12 mois améliore-t-elle ces variables mieux lorsqu'elle est appliquée pendant 12 mois que pendant 9 mois ?

6.6.2. Objectifs de la thèse

Objectifs généraux de la thèse :

a) Comprendre le rôle du contrôle axial dans l'organisation des troubles moteurs de la PC chez le jeune enfant

b) Évaluer le potentiel thérapeutique d'une RAIT

Plus particulièrement, nous avons deux études décrites dans cette thèse : **l'étude Vertébrale** (6 ans – 18 ans) & **l'étude Activ-Tronc** (18 mois – 5 ans et demi).

Etude Vertébrale (observationnelle transversale, 6-18 ans, PC vs DT) : Comparer le contrôle dynamique du tronc à la marche, le contrôle postural du tronc, et la fonction motrice globale entre enfants PC et enfants DT.

Etude Activ-Tronc (essai randomisé à démarrage différé, 18 mois-5 ans et demi, GMFCS I-II) :

Objectif principal : Comparer les effets de la RAIT à ceux de la RH sur le contrôle dynamique du tronc (MinSternumX) à 3 mois

Objectifs secondaires : (1) caractériser les différences PC/DT à l'inclusion sur le contrôle axial et la fonction motrice ; (2) comparer les effets de la RAIT vs RH sur les paramètres dynamiques et spatio-temporels de marche, la fonction motrice globale, la fonction du membre supérieur et la participation ; (3) évaluer la reproductibilité de l'effet de la RAIT indépendamment du moment d'exposition ; (4) comparer les effets cumulatifs de la RAIT sur une période de 12 mois à ceux d'une RH sur 9 mois.

6.6.3. Hypothèses statistiques testées

H1 : différence PC/DT sur le contrôle axial et la fonction motrice globale.

H2 : supériorité de la RAIT sur la RH à 3 mois (critère principal).

H3 : reproductibilité de l'effet indépendamment du moment d'exposition (RAIT-RAIT vs RH-RAIT).

H4 : effets cumulatifs de la RAIT sur une période de 12 mois à ceux d'une RH sur 9 mois.

Hypothèse 1. Les enfants atteints de PC présentent, comparativement aux enfants à DT, un ensemble de troubles moteurs et fonctionnels. Sur le plan de la dynamique du tronc, une altération est attendue lors de la phase d'acceptation du poids, se traduisant par une augmentation de la décélération du sternum vers l'avant, de la décélération du sacrum vers le bas, ainsi que de la norme d'accélération du sternum et du sacrum. Ces altérations s'accompagnent d'un déficit du contrôle axial, d'une réduction de la fonction motrice globale et d'un schéma de marche pathologique lié au déséquilibre. Cette hypothèse est testée dans deux contextes complémentaires : (a) dans l'étude Vertébrale (6 ans–18 ans), où une altération de l'ensemble de ces variables est attendue avec une corrélation significative entre elle, reflétant une organisation commune autour du déficit de contrôle du tronc ; (b) dans l'étude Activ-Tronc à M0 (18 mois–5 ans et demi), où la caractérisation est étendue à la qualité du patron de marche, à la fonction du membre supérieur et à la participation.

Hypothèse 2 (effets de la RAIT vs RH). La RAIT réduit les troubles moteurs initiaux d'au moins 30 % par rapport à la RH, sur l'ensemble des critères de jugement. Cette réduction est attendue dès les trois premiers mois d'exposition.

Hypothèse 3 (reproductibilité de l'effet). L'effet de la RAIT observé lors de sa première exposition de trois mois est reproductible entre les deux groupes, indépendamment du moment où cette exposition survient dans le protocole : aucune différence significative n'est attendue entre les réponses au cours des trois premiers mois de RAIT chez le groupe RAIT–RAIT (M0–M3) et celles observées au cours des trois premiers mois de RAIT chez le groupe RH–RAIT (M3–M6), sur l'ensemble des critères de jugement.

Hypothèse 4 (effets cumulatifs). Les effets de la RAIT s'amplifient progressivement dans le temps, conformément aux principes de la plasticité dépendante de l'activité : réduction attendue des troubles moteurs initiaux d'environ 40 % à 6 mois d'exposition et d'environ 50 % à 12 mois. Il est attendu un effet significativement plus élevé d'un traitement de 12 mois dans le groupe RAIT-RAIT que dans le groupe RH-RAIT, comportant respectivement une RAIT de 12 mois et de 9 mois.

En synthèse, l'objectif de cette thèse est de caractériser les troubles posturaux, chez une population jusqu'ici peu étudiée et d'étudier les effets d'une RAIT prolongée (jeunes enfants PC âgés de 18 mois à 5 ans 6 mois, GMFCS I–II), sur l'ensemble des troubles moteurs convergents liés au déficit de contrôle du tronc, incluant la dynamique du tronc et de la marche, le contrôle postural, la fonction motrice globale, la fonction du membre supérieur et la participation. Elle articule une évaluation clinique et une évaluation instrumentale afin de caractériser aussi bien les effets fonctionnels que les mécanismes biomécaniques sous-jacents. Elle s'inscrit dans le prolongement direct des résultats de Pierret et al. (2023), qu'elle cherche à étendre à une population plus jeune et sur une durée d'intervention plus longue.

TRAVAIL EXPERIMENTAL

Chapitre 7 : Matériels et méthodes

7.1. Cadre éthique, population et schémas d'études

Le protocole a été développé conformément aux recommandations SPIRIT 2013, comme rapporté dans le protocole publié (Zografou et al., 2026). La présentation des résultats suit les recommandations CONSORT 2025 ainsi que CONSORT-NPT pour les interventions non pharmacologiques (Boutron et al., 2017) et TIDieR-Rehab pour la description de l'intervention (Hoffmann et al., 2014). Le design adopté est un essai randomisé à démarrage différé du traitement innovant : les deux groupes reçoivent in fine l'intervention expérimentale (RAIT), mais avec un délai de trois mois entre eux, le groupe RH-RAIT bénéficiant durant cette période d'attente de la RH servant de comparateur actif.

Cette étude a fait l'objet d'un cofinancement. Les moyens humains ont été financés par l'Université de Lorraine, par l'intermédiaire de l'Ecole Doctorale Biologie, Santé et Environnement (BioSE) qui a financé la doctorante. L'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation de Nancy a offert des moyens humains et matériels pour la réalisation de cette étude, sur fonds propres.

7.1.1. Comité éthique

La première partie de cette thèse, désignée sous le nom d'étude vertébrale, est une étude observationnelle transversale conduite conformément aux principes de la Déclaration d'Helsinki et à la législation française en vigueur. Elle a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes EST-I (numéro SI : 23.01034.000184) et enregistrée sur ClinicalTrials.gov sous la référence NCM06320288.

Le protocole expérimental, désigné sous le nom d'étude Activ-Tronc, a été conduit conformément aux principes de la Déclaration d'Helsinki et à la législation française en vigueur. Il a été approuvé le 11 avril 2024 par le Comité de Protection des Personnes EST-I (numéro SI : 24.00651.000276) et enregistré sur ClinicalTrials.gov sous la référence NCM06438432.

L'anonymisation et la confidentialité des participants ont été garanties par l'attribution d'une référence alphanumérique unique. Cette référence a été utilisée pour identifier le participant dans l'ensemble des fichiers contenant les données à analyser.

7.1.2. Recrutement des enfants PC et DT

Pour les deux études, les participants ont été recrutés et évalués au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation de l'Enfance (CMPRE) de Flavigny-sur-Moselle, en Lorraine, France. Lors d'une première consultation médicale avec un médecin travaillant en collaboration avec le CMPRE, si l'enfant était éligible, ses parents étaient informés de l'étude, recevaient un formulaire d'information et de consentement, et étaient orientés vers le CMPRE pour une évaluation de leurs capacités motrices ainsi qu'une consultation médicale.

Dans le cadre de l'étude Activ-Tronc, qui comporte en plus une intervention, le kinésithérapeute en charge de l'enfant était informé de l'étude et invité à y collaborer. Lors d'une seconde consultation médicale avec l'investigateur principal au CMPRE, la participation à l'étude était proposée à l'enfant, sous réserve de confirmation de son éligibilité et d'obtention du consentement écrit du kinésithérapeute et des parents. L'attribution au groupe thérapeutique, contenue dans une enveloppe scellée, était ensuite révélée par l'investigateur principal. Les évaluations des capacités motrices réalisées ce jour-là constituaient l'évaluation de référence (M0).

Pour les enfants à DT, dans les deux cas, le recrutement a été effectué par voie d'annonce électronique présentant l'étude et accompagnée du formulaire d'information et de consentement.

7.1.3. Schéma de l'étude « Vertébrale »

L'étude vertébrale est une étude observationnelle transversale : les enfants PC et les enfants DT ont été évalués une seule fois. Le diagramme de flux des inclusions est présenté en Figure 12. Les inclusions des enfants à DT se poursuivent.

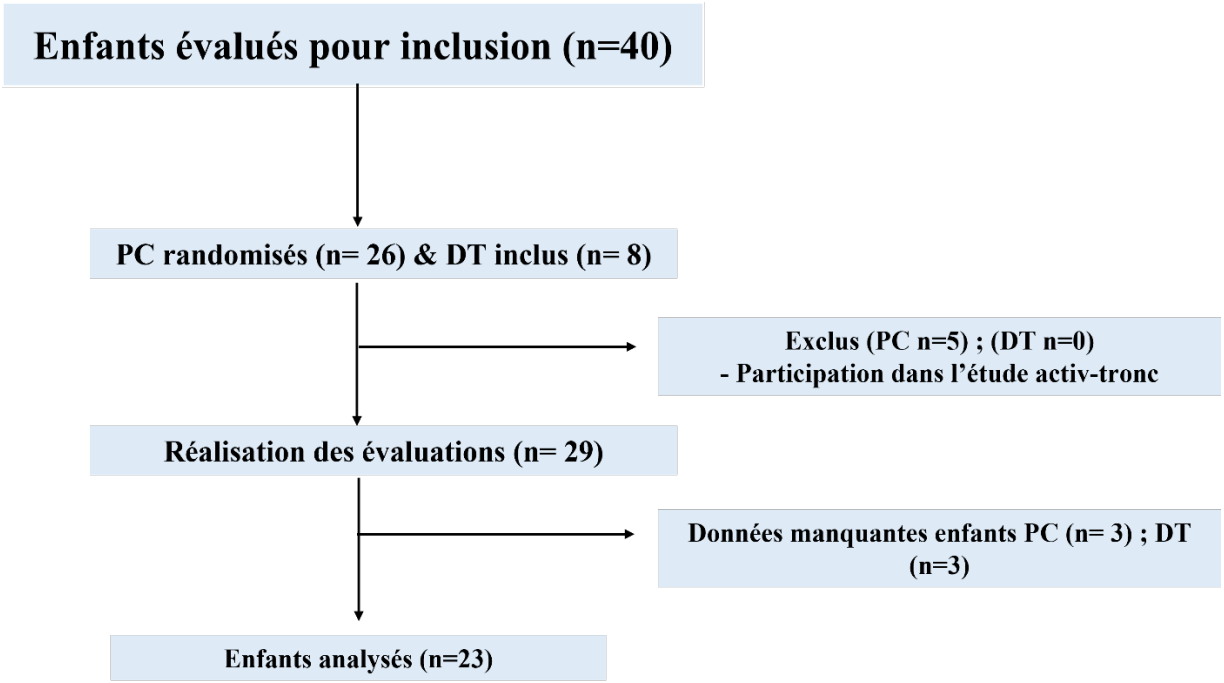


Figure 12: Diagramme de flux des inclusions de l'étude Vertébrale

7.1.4. Schéma de l'étude « Activ-Tronc »

Le protocole de l'étude Activ-Tronc est un essai monocentrique, ouvert, randomisé à démarrage différé de la RAIT. Il comporte deux groupes d'enfants atteints de PC évalués avant l'intervention (M0), en cours d'intervention (M3, M6) et à la fin du suivi (M12). Un groupe contrôle d'enfants à DT a été évalué une seule fois, en parallèle de l'évaluation initiale (M0) des enfants PC, réalisée juste après l'inclusion. Les enfants PC ont été suivis pendant 12 mois, avec des évaluations programmées à 3 mois (M3), 6 mois (M6) et 12 mois (M12) après M0.

Les enfants ont été répartis aléatoirement en deux groupes. Dans le premier groupe (RH-RAIT), la RH a été poursuivie durant les trois premiers mois, puis remplacée par la RAIT pour les neuf mois suivants. Dans le second groupe (RAIT-RAIT), les enfants ont bénéficié de la RAIT pendant toute la durée de l'étude. Le schéma du protocole est présenté en Figure 13.

Le diagramme de flux CONSORT (Boutron et al., 2017) à mi-parcours dans les inclusions est représenté dans le cadre de la thèse en Figure 14. Sur les quarante enfants évalués pour inclusion, cinq ont été exclus (quatre PC et un DT), ce qui a conduit à dix-huit enfants PC randomisés et dix-sept enfants à DT inclus comme groupe contrôle. Un enfant du groupe RH-RAIT a été perdu de vue à M12 (changement de la prise en charge proposé par son médecin traitant) ; ses évaluations à M0, M3 et M6 ont été conservées dans l'analyse. Le groupe DT (n = 17) a été évalué uniquement à M0.

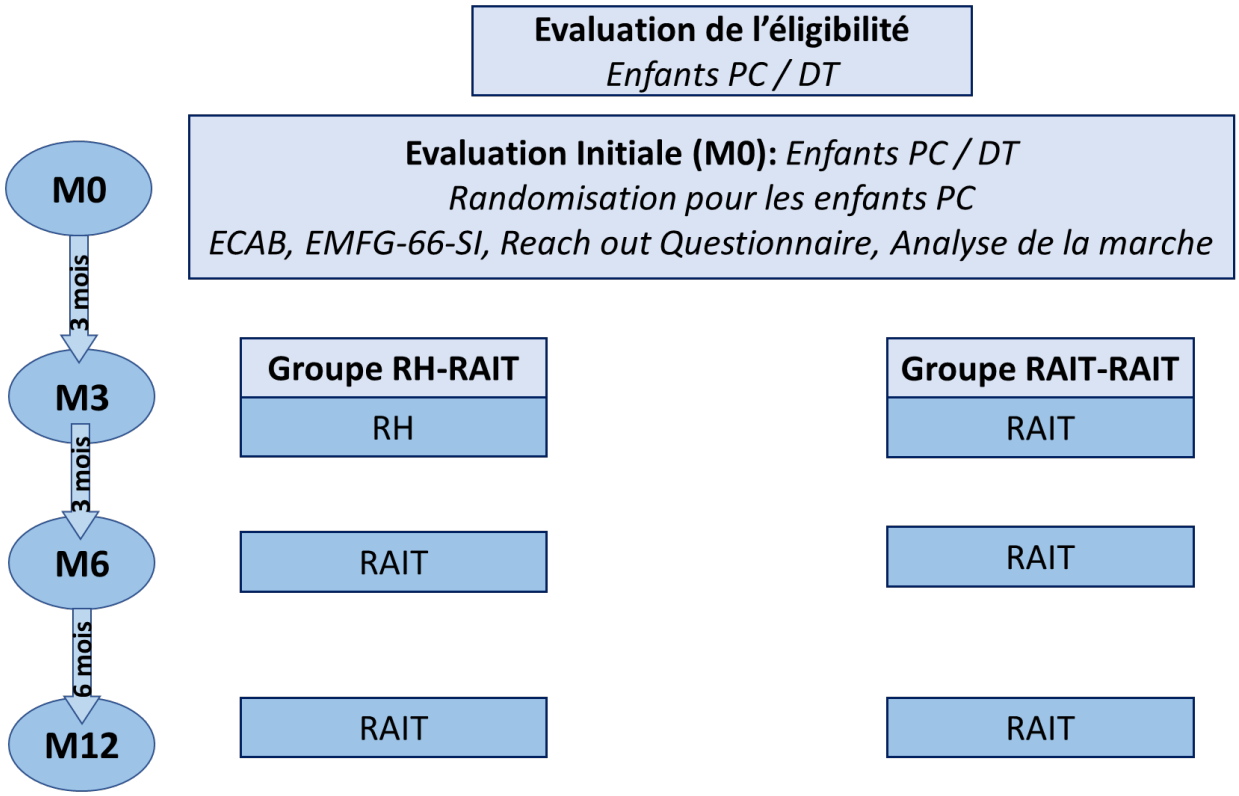


Figure 13: Schéma du protocole d'essai randomisé à démarrage différé innovant, en ouvert. Les enfants PC sont répartis aléatoirement dans le groupe Rééducation Habituelle (RH) – Rééducation par Activités Impliquant le Tronc (RAIT) ou dans le groupe RAIT – RAIT. Dans le groupe RH – RAIT, la RH est appliquée pendant 3 mois, puis la RAIT est mise en œuvre pour les 9 mois suivants. Dans le groupe RAIT – RAIT, la RAIT est appliquée sur l'ensemble des 12 mois. Les enfants PC sont évalués avant le début du programme de rééducation (à M0), puis à 3 mois (M3), 6 mois (M6) et 12 mois (M12) de rééducation. Un groupe d'enfants au développement typique (DT) est évalué une seule fois à des fins de comparaison avec les enfants atteints de PC à M0.

ECAB : Évaluation Clinique Précoce de l'Équilibre (Early Assessment Clinical Balance) — EMFG-66-SI : Version par Ensemble d'Items de la Mesure de la Fonction Motrice Globale 66 (Item Set version of the Gross Motor Function Measurement 66).

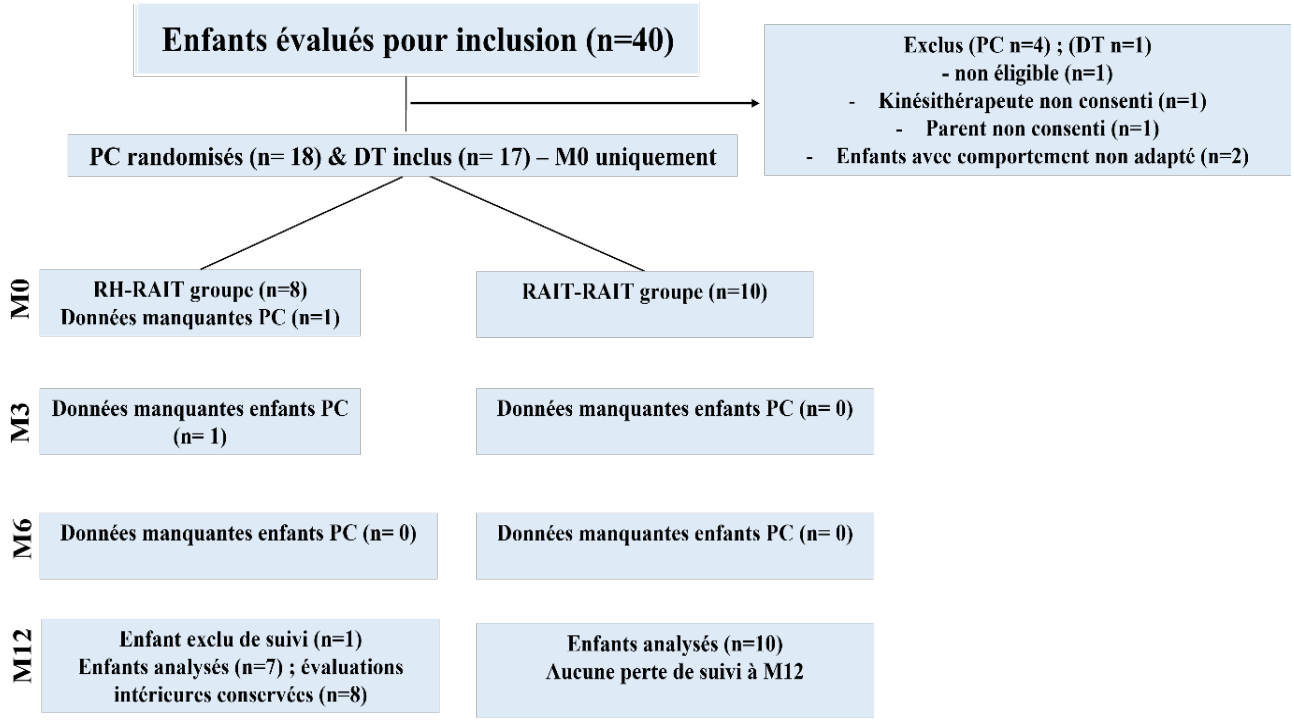


Figure 14: Diagramme de flux CONSORT des participants. PC : Paralysie Cérébrale ; DT : Développement Typique ; RH : Rééducation Habituelle ; RAIT : Rééducation par Activités Impliquant le Tronc ; M0, M3, M6, M12 : temps de mesure à l'inclusion, 3, 6 et 12 mois.

7.1.5. Critères d'inclusions et d'exclusions des participants

Les deux études partagent les critères généraux relatifs à la PC (diagnostic de PC, niveau GMFCS I-II, marche autonome ou avec aide occasionnelle). Le niveau GMFCS retenu est I-II pour l'étude Activ-Tronc et I-III pour l'étude Vertébrale. Elles diffèrent toutefois par la tranche d'âge des enfants inclus. L'étude Vertébrale inclut des enfants âgés de 6 ans à 18 ans, afin de couvrir l'ensemble de la période développementale du contrôle du tronc. L'étude Activ-Tronc restreint l'inclusion aux enfants de 18 mois à 5 ans et 6 mois, conformément à son objectif d'évaluer les effets d'une rééducation précoce et intensive du tronc.

7.1.6. Enfants atteints de PC

Les principaux critères d'inclusion des enfants atteints de PC ont été les suivants : âge compris entre 18 mois et 5 ans et 6 mois ; capacité à marcher sans aide sur 7 mètres (niveau I ou II du GMFCS) ; amplitude de dorsiflexion de cheville d'au moins 5° genou en extension (mesurée au goniomètre, moyenne de trois essais) ; présence d'une spasticité du soléaire définie par une échelle de Tardieu Modifiée R2-R1 ≥ 10° genou fléchi.

Les principaux critères d'exclusion ont été les suivants : injections de toxine botulique aux membres inférieurs dans les 6 mois précédant l'étude ; chirurgie des membres inférieurs dans les 12 mois précédant l'étude ; toute modification de la prise en charge kinésithérapeutique ou orthopédique

dans les 2 mois précédents ; flexion minimale de hanche supérieure à 20° ; douleur aux membres inférieurs en position debout ou à la marche ; incapacité à suivre des consignes simples en une étape ou troubles comportementaux sévères empêchant la réalisation des évaluations, selon le jugement du clinicien évaluateur.

7.1.7. Enfants au DT

Les enfants à DT devaient être capables de marcher de manière autonome à 18 mois, disposer d'un niveau cognitif et d'une coopération suffisante pour réaliser les évaluations, et ne présenter aucun antécédent de maladie neurologique ou orthopédique, ni de chirurgie des membres inférieurs, ni de douleur.

7.2. Evaluations

Pour les deux études, des évaluations instrumentales de la marche ainsi que du contrôle axial et de la fonction motrice globale ont été faites. Toutefois, certaines adaptations ont été nécessaires en fonction des spécificités de chaque étude, notamment concernant le choix des outils d'évaluation clinique.

L'étude vertébrale pouvant inclure des enfants sur une tranche d'âge plus large (6 ans à 18 ans), le contrôle du tronc y a été évalué par la Trunk Control Measurement Scale (TCMS), validée pour des populations dont les capacités posturales ont atteint un niveau de maturation suffisant (Heyrman et al., 2011). Dans l'étude Activ-Tronc, qui inclut des enfants plus jeunes (18 mois à 5 ans et demi), l'Évaluation Clinique Précoce de l'Équilibre (Early Clinical Assessment of Balance, ECAB) a été préférée (McCoy et al., 2014), étant développée et validée chez les jeunes enfants. Bien que mesurant des construits proches, ces deux outils répondent à des contraintes d'âge différentes et ont été retenus sur ce critère.

Deux outils complémentaires ont été utilisés dans l'étude Activ-Tronc seulement : (a) le Reach Out Questionnaire (Ma et al., 2023), qui évalue la fonction du membre supérieur ainsi que l'activité et la participation ; (b) le score visuel d'Édimbourg, qui évalue la qualité de la marche (Read et al., 2003).

Ces outils sont présentés dans le sous-chapitre 4.4 consacré à l'évaluation de la fonction motrice globale par scores cliniques. À l'exception de ces scores cliniques, l'ensemble des évaluations instrumentales et cliniques est commun aux deux études. Plus précisément :

7.2.1. Analyse de la marche

L'analyse de la marche a reposé sur deux approches instrumentales : (a) l'enregistrement des accélérations du tronc par des centrales inertielles (IMU), permettant le calcul des paramètres de dynamique du tronc pendant la marche ; (b) l'évaluation visuelle du patron cinématique par le score d'Édimbourg, à partir d'enregistrements vidéo (Read et al., 2003). Des IMU ont aussi été placés sur le dos de chaque pied afin d'être exploités ultérieurement pour préciser l'angle de progression du pied en cas de marche digitigrade. Ces IMU sur les pieds vont servir pour la synchronisation des signaux des IMU et du tapis Zeno. Un tapis équipé de capteurs de pression (Zeno Walkway, Figure 15 a été utilisé en complément, principalement pour les paramètres spatio-temporels. Les données de trajectoire du centre de pression issues de ce dispositif constituent une perspective d'analyse complémentaire qui dépasse le cadre de cette thèse et ne sont pas présentées ici.

7.2.1.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU

Les accélérations du tronc ont été mesurées au moyen de centrales inertielles (IMU ; système mTesM3, mHealth Technologies Srl, Bologne, Italie ; L'utilisation de centrale inertielles pour l'évaluation posturale du tronc durant la marche chez l'adulte et l'enfant a été validée par la littérature scientifique (Saether et al., 2014).

Dans ce travail, le terme décélération désigne la diminution de la vitesse d'un segment dans une direction donnée, c'est-à-dire une accélération de sens opposé à celui de sa vitesse. Le critère de jugement principal de l'étude est le pic de la décélération antérieure du sternum lors de la phase d'acceptation du poids. Une valeur plus négative traduit un freinage plus marqué de la progression vers l'avant du tronc supérieur, supposé refléter un contrôle postural insuffisant du tronc (Pierret et al., 2023). Le pic de décélération vers le bas du sacrum (proxy du CdM, positionné en regard de L5) constitue un critère de jugement secondaire ; une valeur plus élevée traduit un freinage plus marqué du déplacement vers le bas du CdM, supposé refléter un déficit d'équilibre et de contrôle du tronc (Brenière & Bril, 1998; Pierret et al., 2023). Les normes d'accélération du sternum et du sacrum, indépendantes de la direction, ont également été incluses : elles reflètent l'intensité totale du mouvement segmentaire lors de l'acceptation du poids, une valeur élevée témoignant d'une capacité d'absorption des chocs réduite.

Traitement du signal :

Les signaux d'accélération et de vitesse angulaire ont été filtrés par un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 4 (fonction filtfilt de Matlab) afin de supprimer les composantes haute fréquence sans introduire de déphasage. Pour le sternum et le sacrum, une fréquence de coupure de 10 Hz a été retenue pour les accélérations comme pour les gyroscopes, valeur qui couvre le contenu utile des

accélérations du tronc lors de la marche et qui inclut les pics d'accélération survenant entre 5 et 8 Hz lors de la phase d'acceptation du poids (Kavanagh et al., 2006). Pour les capteurs des pieds, une fréquence de coupure de 6 Hz a été appliquée aux accélérations, valeur adaptée à la dynamique du pied lors de la marche, et de 10 Hz aux signaux gyroscopiques, afin de préserver la nuance des transitions oscillation et appui utilisées pour la détection des cycles.

L'offset résiduel de chaque signal a ensuite été supprimé par soustraction de la moyenne du signal sur l'ensemble de la durée d'enregistrement, axe par axe. Cette opération a permis d'éliminer les biais résiduels de calibration des capteurs ainsi que la composante gravitaire moyenne non strictement alignée avec l'axe vertical.

Les quatre capteurs ayant des fréquences d'acquisition différentes (100 Hz pour le sternum et le sacrum, 200 Hz pour les pieds) et pouvant comporter des longueurs d'enregistrement légèrement différentes, un rééchantillonnage par interpolation linéaire a été appliqué pour ramener les quatre signaux à une longueur commune correspondant à celle du signal le plus court.

Les contacts initiaux ont été identifiés sur le signal gyroscopique selon l'axe antéro-postérieur du pied, qui présente un motif caractéristique au moment du contact talonnier. La superposition de l'accélération verticale du pied a servi d'aide visuelle complémentaire pour faciliter l'identification. Une prévisualisation interactive des cycles obtenus a précédé leur validation définitive. Cette procédure semi-automatique a garanti la qualité de la segmentation tout en préservant un contrôle visuel sur les événements détectés.

Chaque cycle de marche a été défini comme l'intervalle entre deux contacts initiaux consécutifs du même pied. Les cycles invalides (durée inférieure à deux échantillons ou indices hors plage) ont été automatiquement exclus. Chaque cycle valide a ensuite été normalisé temporellement par interpolation linéaire à 101 points, représentant 0 à 100 % de la durée du cycle. Cette normalisation a permis l'alignement et le moyennage des cycles d'un même sujet, ainsi que la comparaison entre sujets indépendamment de la durée absolue de chaque cycle. Pour chaque cycle normalisé, la norme d'accélération a été calculée à chaque instant comme la racine carrée de la somme des carrés des trois composantes axiales. Cette norme, indépendante de l'orientation des axes, représente l'intensité instantanée du mouvement et constitue la base de calcul des variables de pic d'accélération du tronc et du sacrum.

Pour chaque sujet et chaque côté analysé, les cycles validés ont été concaténés, puis une courbe moyenne et un écart-type associé ont été calculés instant par instant sur les 101 points de la normalisation temporelle. Cette procédure a été appliquée aux trois composantes axiales du tronc et

du sacrum, ainsi qu'à leurs normes respectives. Les éventuelles valeurs manquantes ont été ignorées dans le calcul de la moyenne et de l'écart-type.

Les paramètres dynamiques retenus pour les analyses statistiques ont été extraits sur les 35 premiers pour cent de la courbe moyenne du cycle, intervalle correspondant à la phase d'acceptation du poids. Quatre variables principales ont été calculées pour chaque sujet. La variable MinSternumX correspond à la valeur minimale (la plus négative) de la composante antéro-postérieure de l'accélération du sternum sur cette fenêtre, et représente le pic de décélération antérieure du tronc supérieur ; une valeur plus négative reflète un freinage plus important. La variable MaxSacrumZ correspond à la valeur maximale de la composante verticale de l'accélération du sacrum sur la même fenêtre, et représente le pic de décélération vers le bas du CdM, le sacrum servant de proxy du CdM. Les deux dernières variables, PicSternumNorme et PicSacrumNorme, correspondent aux valeurs maximales de la norme d'accélération du sternum et du sacrum sur la même fenêtre, et représentent l'intensité globale du mouvement de chacun de ces segments lors de l'acceptation du poids, indépendamment de l'orientation des axes.

L'ensemble du traitement a été implémenté dans un script personnalisé sous Matlab R2022b (MathWorks, Inc., Natick, MA, États-Unis), en utilisant les fonctions natives pour le filtrage (butter, filtfilt), l'interpolation linéaire (interp1) et les statistiques de cycle (mean, std, max, min).

7.2.1.2. Variables de marche issues du ZENO

Les enfants PC sont supposés présenter une cadence – définie comme le nombre de pas effectués par minute – plus élevée que les enfants à DT. À l'inverse, la longueur de pas, définie comme la distance entre le contact au sol d'un pied et celui du pied controlatéral au cours d'un cycle de marche, est attendue diminuée chez les enfants PC comparativement aux enfants à DT (Bulea et al., 2017). La largeur du pas est attendue augmentée chez les enfants PC. Cette variable reflète en effet une stratégie de réduction du risque de chute lors d'une marche instable et est généralement élevée chez les enfants atteints de PC (Kurz et al., 2012).

L'eGVI est attendu augmenté chez les enfants PC. Il s'agit d'un score composite reposant sur neuf paramètres spatio-temporels qui quantifient l'écart entre la variabilité observée chez le patient et celle d'un groupe de référence asymptomatique (Gouelle et al., 2018). Reflétant l'instabilité de la marche et le risque de chute, ce score est généralement élevé chez les enfants atteints de PC en raison de leurs troubles de l'équilibre.

Le pattern de marche lié aux troubles de l'équilibre et à la marche sur la pointe des pieds a été obtenu grâce au système d'analyse de la marche Zeno Walkway® équipé de capteurs de pression

répartis sur sa surface (427 cm × 122 cm, fréquence d'échantillonnage de 120 Hz). Ces capteurs détectent les pressions plantaires durant la marche, permettant d'évaluer les empreintes d'appui, la trajectoire du CdP et les paramètres temporo-spatiaux, traités par le logiciel PKMAS (ProtoKinetics Movement Analysis Software). Les enfants ont été invités à marcher pieds nus en aller-retour sur une piste de 7 mètres à plusieurs reprises, à vitesse spontanée. Des séries de cycles de marche successifs, durant lesquels l'enfant n'est pas distrait et marche dans l'axe du tapis, sont sélectionnées afin d'obtenir un total de plus de 17 cycles de marche par côté. Le Zeno Walkway (ProtoKinetics LLC, Havertown, PA, États-Unis ; surface active de 1,22 × 4,27 m, 18 432 capteurs, 120 Hz) est validé pour l'analyse temporo-spatiale chez les enfants âgés de 2 à 18 ans, avec une excellente fiabilité (ICC > 0,90) (McDonough et al., 2001).

Toutes ces variables sont censées s'améliorer suite à l'exposition à la RAIT.

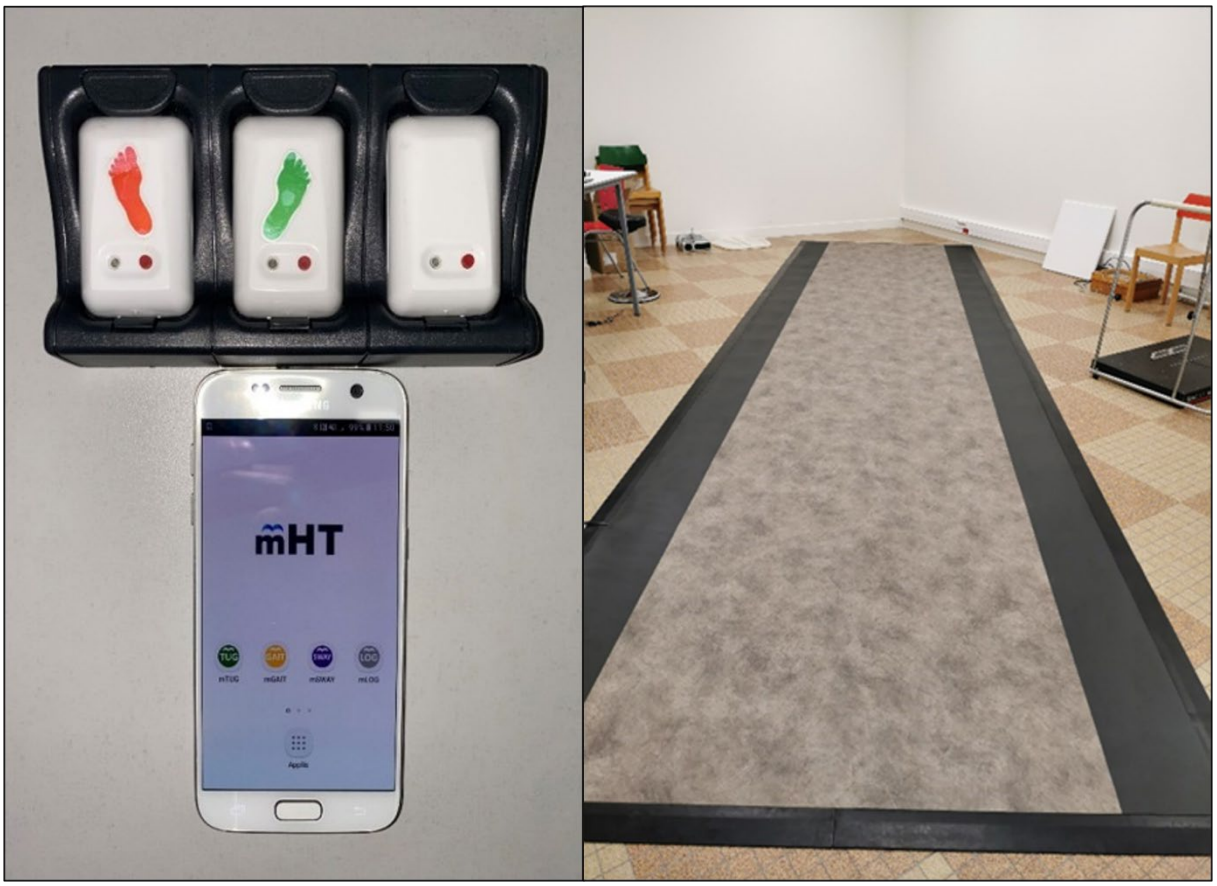


Figure 15: Dispositifs d'évaluation instrumentale de la marche utilisés dans l'étude. A gauche : IMU, positionnées au niveau du sternum, de L5 et des pieds, permettant l'enregistrement des accélérations du tronc lors de la marche. A droite : tapis d'analyse de la marche ZENO, équipé de capteurs de pression permettant l'acquisition des PST et de la trajectoire de pression lors de la marche.

7.2.1.3. Évaluation visuelle du pattern cinématique de la marche

Le score visuel de la marche d'Edimbourg, fondé sur l'enregistrement vidéo en vues frontale et latérale, est attendu augmenté chez les enfants PC, du fait d'un patron de marche pathologique souvent caractérisé par une marche sur la pointe des pieds, qualitativement différent de celui des enfants à DT (Read et al., 2003). À noter qu'un score plus élevé reflète un patron plus pathologique, et qu'un score qui se rapproche de zéro correspond à un patron de marche normal.(Read et al., 2003)

7.2.2. Évaluation de la fonction motrice globale par scores cliniques

La fonction motrice globale a été évaluée par la version « série d'items » de l'EMFG-66-SI, attendue réduite chez les enfants PC et améliorée après RAIT. L'EMFG-66-SI partage la validité psychométrique de la version standard EMFG-66-SI, mais sélectionne 15 à 39 items à partir de la réussite à trois items pivots, ce qui réduit la durée de passation à 20 à 30 minutes contre 60 à 80 minutes pour la version complète (Russell et al., 2000). Cette économie de temps en fait un outil particulièrement adapté aux jeunes enfants de cette étude.

Le score clinique TCMS (Heyrman et al., 2011) permet une évaluation statique et dynamique du contrôle du tronc à partir de la position assise, donc chez les enfants classés GMFCS I-III. Elle évalue la capacité du tronc à être une base de support stable, condition indispensable au contrôle postural et à la réalisation de mouvements fonctionnels des membres. L'échelle est composée de 15 items répartis en 3 sous-échelles. Plus particulièrement, nous distinguons : a) L'Equilibre Statique Assis, évalue le contrôle statique du tronc lors de mouvements des membres inférieurs et supérieurs ; (b) le Contrôle Sélectif du Tronc évalue la capacité à dissocier les mouvements du tronc de ceux des autres segments corporels, en testant la réalisation de mouvements sélectifs sans stratégie compensatoire ; (c) les Mouvements d'Atteinte Dynamique évaluent la performance lors de mouvements d'atteinte des membres supérieurs nécessitant un déplacement au-delà du polygone de sustentation. Le score total du TCMS varie de 0 à 58. Un score de 58 correspond à la meilleure performance possible.

L'ECAB est une échelle clinique de 13 items qui évalue la stabilité posturale (capacité d'équilibre), à travers deux sous-échelles : l'une dédiée au contrôle postural de la tête et du tronc, l'autre au contrôle postural en position assise et debout. Cette échelle est validée avec une haute fiabilité pour les enfants, pour les différents niveaux du GMFCS (LaForme Fiss et al., 2019; McCoy et al., 2014). Le score optimal est de 100.

Les scores à ces trois échelles sont attendus moins bons chez les enfants atteints de PC en comparaison aux DT, et améliorés après la RAIT.

7.2.3. Évaluation de la fonction du membre supérieur, de l'activité et de la participation : Reach Out Questionnaire

La fonction du membre supérieur, l'activité et la participation ont été évaluées au moyen du Reach Out Questionnaire. Rempli par les parents, ce questionnaire fournit une vision globale du fonctionnement lorsqu'un membre supérieur est atteint, en explorant les limitations d'activité, la participation aux activités, les attitudes dans différents environnements et la satisfaction, en cohérence avec les domaines de la CIF (Ma et al., 2023) . En considérant le tronc comme support central des activités motrices, la RAIT devrait produire une amélioration de la fonction de la main et du membre supérieur ainsi que de la participation chez les enfants présentant une atteinte du membre supérieur. Un score plus proche de zéro reflète un fonctionnement plus favorable.

Cette combinaison d'évaluations (neuromusculaire, contrôle postural axial et global, fonction motrice globale, marche, comportements d'atteinte et de préhension, participation) a permis d'apprécier les effets de la RAIT sur l'ensemble des domaines de la CIF.

7.3. Gestion des données

L'étude a été conduite conformément aux dispositions de la loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, modifiée par la loi n° 2018-493 du 20 juin 2018 relative à la protection des données personnelles, et au Règlement européen n° 2016/679 (RGPD). La méthodologie de référence pour le traitement des données personnelles dans le cadre de la recherche biomédicale appliquée dans cette étude est la MR-001.

Les données médicales concernant les enfants, ainsi que les données nécessaires à l'étude, ont été collectées et transmises sous la responsabilité du Promoteur de la recherche et de son Délégué à la Protection des Données. Les données recueillies au cours de cette étude pourront être utilisées pour des publications dans des revues scientifiques, et pourront être réutilisées pour d'autres recherches dans le domaine du contrôle du tronc et des troubles de la marche dans la paralysie cérébrale.

7.3.1. Traitement des données et contrôle qualité

Les signaux issus des centrales inertielles ont été traités par un script MATLAB personnalisé (version R2022b). Le cycle de marche a été identifié sur le signal de l'IMU positionnée au pied : un pic d'accélération verticale supérieur à 2 $m \cdot s^{-2}$ définissait un contact initial. Trois critères de qualité ont été appliqués pour la sélection des passages valides. (a) Nombre minimal de cycles : au moins 17 cycles consécutifs par membre, ce seuil étant cohérent avec les recommandations pour l'analyse

spatio-temporelle pédiatrique (Hollman et al., 2010)et avec les exigences du score eGVI (Gouelle et al., 2018) qui requiert un nombre suffisant de pas pour estimer la variabilité. (b) Continuité de la marche : exclusion des passages comportant un arrêt, une accélération de démarrage ou une décélération de fin de tapis, afin de ne conserver que la marche stable en régime établi. (c) Orientation de la tête : l'enfant devait regarder droit devant, la rotation de la tête autour de l'axe vertical ne devant pas excéder 30° de part et d'autre de l'axe sagittal de progression, contrôlée visuellement lors de l'enregistrement par l'évaluateur.

Chapitre 8 : Plan d'analyse statistique

Toutes les analyses ont été conduites sous R (version 4.3.0, R Core Team, 2023) avec les packages lme4 (modèles linéaires mixtes), lmerTest (degrés de liberté de Satterthwaite et valeurs p associées), emmeans (contrastes post hoc sur moyennes marginales estimées) et effectsize (d de Cohen et intervalles de confiance). Les méthodes statistiques utilisées pour les cinq parties de ce travail sont présentées dans le (Tableau 1).

Partie	Comparaison	Test principal	Taille d'effet	Correction	Modèle
1. Vertébrale	PC vs DT (6–18 ans)	Welch ou Mann-Whitney	d de Cohen ou rang bisérial r	—	—
2. Activ-Tronc M0	PC vs DT (Initial)	Welch ou Mann-Whitney	d de Cohen ou rang bisérial r	Bonferroni $\alpha = 0{,}0125$ $\alpha = 0{,}0045$	—
3. RAIT vs RH (M0–M3)	RAIT vs RH sur Δ = M3−M0	Welch ou Mann-Whitney sur Δ	d de Cohen (IC 95 %) ou r	—	—
4. Repro-ductibilité RAIT	RAIT-RAIT vs RH-RAIT	—	—	Satterthwaite (REML)	LMM
5. Longitudinal M0–M12	Groupe × Temps (4 niveaux)	Test F type III (Satterthwaite)	d de Cohen f^2 de Cohen	Bonferroni (emmeans)	LMM

Tableau 1: Vue d'ensemble de la stratégie d'analyse statistique pour chaque partie de l'étude

LMM = Modèle linéaire mixte. REML = Maximum de vraisemblance restreint. Les degrés de liberté sont approchés par la méthode de Satterthwaite (lmerTest). La correction de Bonferroni dans la Partie 2 distingue les variables de dynamique du tronc (4 variables, $\alpha = 0{,}0125$) des variables fonctionnelles (11 variables, $\alpha = 0{,}0045$).

Les statistiques descriptives des enfants atteints de PC **(étude Activ-Tronc n= 20 / étude Vertébrale n= 18)** et des enfants à DT **(étude Activ-Tronc n=17/ Etude Vertébrale n=5),** sont présentées dans le Tableau 2.

Groupe	Age	Poids (kg)	Taille (cm)	GMFCS
PC_activ-tronc	3,45±1,25	14,3±3,25	97±10,5	I-II
DT_activ-tronc	3,35±1,5	16,2±4	101,4±16,2	NA
PC_vertebral	8±4	27,5±12,5	118±33,5	I-III
DT_vertebral	6±2,5	NA	NA	NA

Tableau 2: Statistiques descriptives des deux études (Activ-Tronc et vertébrale) pour les enfants atteints de PC et les enfants à DT

Pour chaque variable, la normalité de la distribution est vérifiée dans chaque groupe par le test de Shapiro-Wilk. En cas de distribution normale le t-test de Welch est utilisé, celui-ci étant recommandé par défaut en supposant l'inégalité des variances (Delacre et al., 2017). Si au moins un groupe présente une distribution non normale ($p \leq 0,05$), le test non paramétrique de Mann-Whitney est utilisé en alternative.

La taille d'effet associée était le d de Cohen, interprété selon les seuils (faible : $d \geq 0,2$; modéré : $d \geq 0,5$; grand : $d \geq 0,8$). Lorsqu'au moins un des deux groupes ne respectait pas la normalité ($p \leq 0,05$), le test non paramétrique de Mann-Whitney a été choisi, avec le rang bisérial r comme taille d'effet (faible : $r \geq 0,3$; modérée à grande : $r \geq 0,5$).

Les corrélations entre variables ont été calculées par la méthode de Pearson lorsque la distribution était normale ($p > 0,05$), et par la méthode de Spearman dans le cas contraire ($p \leq 0,05$). La force des corrélations a été interprétée selon les mêmes seuils que dans l'analyse principale (cf. § Analyses de corrélation). Pour chaque groupe et chaque variable, les statistiques descriptives suivantes ont été calculées : moyenne, écart-type.

8.1. Calcul a priori de la taille d'échantillon

La taille d'échantillon a été estimée a priori sur le critère de jugement principal, à savoir la décélération antéro-postérieure du sternum lors de la phase d'acceptation du poids (MinSternumX), conformément à l'hypothèse H2 prévoyant une réduction d'au moins 30 % de la valeur initiale après trois mois de RAIT (Zografou et al., 2026). Sur la base des valeurs rapportées chez de jeunes enfants atteints de PC (Pierret et al., 2023), une valeur initiale moyenne du MinSternumX d'environ −3,0 $m \cdot s^{-2}$ (écart-type = 1,2 $m \cdot s^{-2}$) a été retenue. Une réduction relative de 30 % correspond à une différence absolue attendue entre les deux groupes de l'ordre de 0,9 $m \cdot s^{-2}$ à M3, soit une taille d'effet

standardisée de d ≈ 0,75, considérée comme un effet modéré à grand. Sous ces hypothèses, le test de comparaison entre deux moyennes indépendantes (test t bilatéral, variances supposées inégales) nécessite n = 23 enfants par groupe, soit un total de 46 enfants randomisés. En anticipant un taux d'attrition de 15 % sur 12 mois, la cible d'inclusion a été fixée à 25 enfants par groupe, soit n = 50 enfants atteints de PC au total, accompagnés d'un groupe contrôle d'enfants à DT d'environ 20 enfants pour la phase de caractérisation initiale. L'effectif effectivement inclus dans le présent travail (n = 18 enfants PC randomisés) est inférieur à cette cible, en raison des difficultés d'inclusion attendues pour cette tranche d'âge spécifique. Les analyses présentées doivent donc être considérées comme préliminaires, et les éventuels résultats non significatifs doivent être interprétés avec prudence. Les inclusions se poursuivent conformément au protocole publié (Zografou et al., 2026) avec pour objectif d'atteindre la taille requise pour confirmer ou infirmer les hypothèses formulées.

8.2. Partie 1 : Etude Vertébrale : Comparaison des enfants PC/DT de 6 ans à 18 ans

Question de recherche : Le contrôle dynamique axial et du CdM diffère-t-il entre enfants avec PC et enfants à DT sur l'ensemble de la période développementale (6–18 ans) ?

Des tests de comparaison entre groupes indépendants ont été appliqués pour comparer les enfants PC et les enfants à DT. La stratégie de base (Welch ou Mann-Whitney, d de Cohen ou rang bisérial r) est utilisée directement. Les corrélations entre variables sont calculées selon la règle commune (Pearson si normalité, Spearman si non normal).

8.3. Partie 2 : Etude Activ-Tronc : Caractériser les troubles moteurs initiaux en comparaison des enfants à DT de 18 mois à 5 ans et demi

Question de recherche : Caractériser les troubles moteurs initiaux (M0) des jeunes enfants (18 mois – 5 ans et demi) avec PC par comparaison à un groupe d'enfants à DT, et tester les corrélations entre contrôle du tronc, dynamique du tronc à la marche, et variabilité afin de tester l'hypothèse d'un impact déterminant du déficit axial dans l'organisation des troubles moteurs.

En raison du nombre de comparaisons multiples, le seuil de significativité est ajusté par correction de Bonferroni selon deux groupes de variables :

•Variables de dynamique du tronc (4 variables : MinSternumX, MaxSacrumZ, PicSternumNorme, PicSacrumNorme) → $\alpha = 0{,}0125$ (0,05 / 4).

•Variables fonctionnelles (11 variables) → $\alpha = 0{,}0045$ (0,05 / 11).

Le reste de l'analyse (test de Welch ou Mann-Whitney, tailles d'effet, corrélations, statistiques descriptives) suit la stratégie commune, mentionnée dans le chapitre 8 (Plan Statistique).

8.4. Partie 3 : Etude Activ-Tronc : Évaluer les effets de la RAIT vs la RH, appliquée pendant 3 mois

Question de recherche : Trois mois de RAIT améliorent-ils davantage le contrôle dynamique du tronc, les paramètres de marche, le contrôle postural, la fonction motrice et la participation, comparativement à la RH, chez de jeunes enfants avec PC (18 mois–5 ans 6 mois, GMFCS I–II) ?

Pour isoler l'effet de l'intervention, l'analyse porte non pas sur les valeurs brutes, mais sur la différence intra-individuelle $\Delta = M3 - M0$, calculée chez chaque enfant disposant des deux mesures. Ces différences sont ensuite comparées entre les deux groupes (RAIT vs RH) selon la stratégie commune décrite dans le chapitre 8. La taille d'effet associée est le d de Cohen avec intervalle de confiance à 95 % (distribution normale) ou le rang bisérial r (distribution non normale).

8.5. Partie 4 : Etude Activ-Tronc – Reproductibilité de la RAIT : RAIT-RAIT vs RH-RAIT

Question de recherche : L'effet de trois mois de RAIT est-il reproductible, que l'intervention soit administrée en premier lieu (groupe RAIT-RAIT, M0–M3) ou après la RH (groupe RH-RAIT, M3–M6) ?

Cette partie sort du cadre des tests de comparaison simple. Un LMM est ajusté pour aligner les deux groupes sur leur première exposition à la RAIT. Le temps est recodé en deux modalités, « avant RAIT » et « après RAIT » de superposer M0–M3 (groupe RAIT-RAIT) et M3–M6 (groupe RH-RAIT).

Structure du modèle : variable ~ temps_recodé × groupe + (1 | participant)

- Effets fixes : temps recodé, groupe, interaction temps × groupe.
- Effet aléatoire : intercept par participant (mesures répétées).
- Estimation : REML. Degrés de liberté : approximation de Satterthwaite (lmerTest). Normalité des résidus vérifiée par le test de Shapiro-Wilk.

8.6. Partie 5 : Etude Activ-Tronc : Effets longitudinaux de la RAIT sur la dynamique du tronc lors de l'acceptation du poids

Question de recherche : Quels sont les effets longitudinaux de la RAIT sur la dynamique du tronc lors de l'acceptation du poids, de M0 à M12 ?

Le temps est traité comme un facteur à quatre niveaux (M0, M3, M6, M12). Le modèle de LMM est ajusté : variable ~ groupe × temps + (1 | participant).

Tests et comparaisons : a) Effets fixes (groupe, temps, interaction groupe × temps) : test F de type III, approximation de Satterthwaite ; b) Comparaisons par paires inter-groupes (à chaque temps) et intra-groupes (au cours du temps) : moyennes marginales estimées (emmeans), avec correction de Bonferroni ; c) Tailles d'effet : d de Cohen pour chaque contraste par paires ; f^2 de Cohen pour chaque effet fixe global.

8.7. Analyses de corrélation

Au sein du groupe PC à M0, les relations entre les variables de dynamique du tronc, les mesures d'instabilité de la marche et les scores cliniques ont été examinées par le coefficient de corrélation de Pearson, ou par la corrélation de rang de Spearman lorsque l'hypothèse de normalité n'était pas satisfaite. Les coefficients ont été rapportés avec leur intervalle de confiance à 95 % et leur valeur p. La force des corrélations a été interprétée selon les seuils suivants : négligeable ($|r| < 0,3$), faible ($|r| \geq 0,3$), modérée ($|r| \geq 0,5$) et forte ($|r| \geq 0,7$).

8.8. Données manquantes

Les données manquantes ont été gérées dans le cadre du LMM, par maximum de vraisemblance restreint (REML), sous l'hypothèse que les données manquantes sont aléatoires (Missing At Random, MAR). Cette approche permet d'exploiter l'ensemble des données disponibles à chaque temps de mesure sans exclure les participants à profils incomplets, contrairement aux analyses par suppression listwise. Les données manquantes de cette étude relèvent de deux origines principales : des absences ponctuelles liées à la non-coopération de l'enfant lors de la séance de mesure ; et des sorties d'étude (drop-out).

Chapitre 9 : Présentation des résultats par parties de l'étude

9.1. Partie 1 – Etude Vertébrale : comparaison des enfants PC/DT de 6 ans à 18 ans

Dans cette première partie, 18 enfants atteints de PC (GMFCS I–III ; âge moyen 9,6 ± 3,3 ans) et 5 enfants à DT (âge moyen 7 ± 2,1 ans) ont participé. Pour certaines variables, notamment l'**EMFG-66-SI** des données manquantes limitent la puissance statistique.

9.1.1. Variables dynamiques du tronc issues des IMU

Aucune différence significative n'est observée entre les enfants PC et DT pour l'ensemble des variables de dynamique du tronc (Figure 16). Ces résultats doivent être interprétés avec prudence compte tenu du faible effectif du groupe DT (n = 5). Les valeurs sont rapportées dans le Tableau 3.

Variable	Moyenne±PC	Moyenne±DT	Test utilisé	P_value	Significatif
Min Sternum X	-2,54±0,98	-2,45±0,73	t-test Welch	0,8281	**Non**
Max Sacrum Z	2,85±1,06	2,28±1,32	t-test Welch	0,4163	**Non**
Pic Sternum Norme	4,29±1,47	3,4±0,93	t-test Welch	0,1433	**Non**
Pic Sacrum Norme	5,34±1,54	4,08±1,5	t-test Welch	0,1506	**Non**

Tableau 3: Représentation des valeurs brutes des variables dynamiques du tronc des enfants PC & DT exprimées en $m \cdot s^{-2}$.

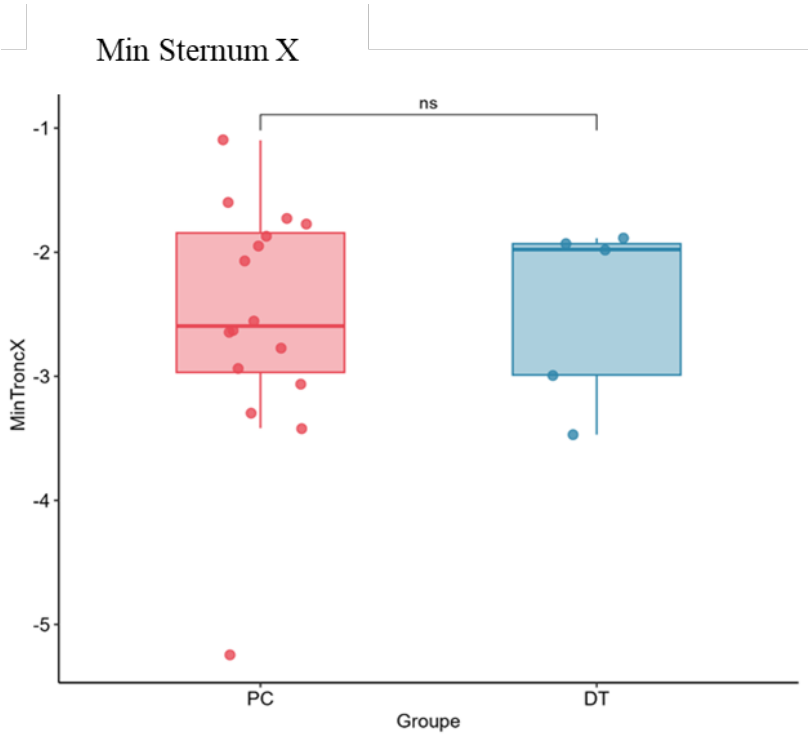


Figure 16. Décélération antérieure du sternum au cours de la phase d'acceptation du poids. Les enfants atteints de PC sont représentés en rouge, les enfants à DT en bleu.16

9.1.2. Evaluation de la fonction motrice globale par scores cliniques

TCMS : différence significative entre les groupes (PC : 44 ± 8 vs DT : 53 ± 4 ; $p < 0,01$; d de Cohen = −1,48), confirmant un déficit du contrôle postural chez les enfants PC malgré le faible effectif du groupe DT (Figure 17).

EMFG-66-SI : PC : 81,6 ± 13 vs DT : 100 ± 0, analyse non interprétable (n = 2 enfants DT).

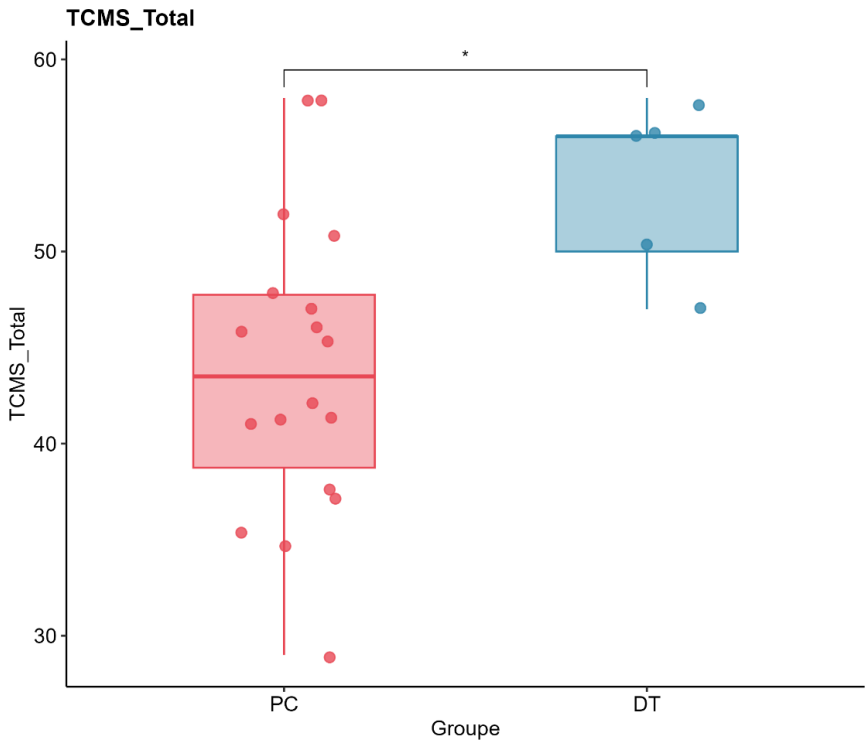


Figure 17: Comparaison du score TCMS entre les enfants atteints de PC et les enfants à DT

9.1.3. Analyse corrélationnelle des variables de marche dynamiques et des variables fonctionnelles

Une seule corrélation résiste à la correction de Bonferroni : TCMS / EMFG-66-SI ($r = 0,808$; $p < 0,001$; p Bonferroni = 0,001) : plus le contrôle du tronc est bon, meilleure est la fonction motrice globale.

Trois corrélations atteignent le seuil brut mais ne survivent pas à la correction : TCMS/PicSternumNorme($r=-0,54$), PicSternumNorme/PicSacrumNorme ($r=0,61$), MaxSacrumZ/PicSacrumNorme ($r = 0,53$).

9.2. Partie 2 – Etude Activ-Tronc : Caractérisation des troubles moteurs initiaux (M0) : PC vs DT

Populations : 19 enfants PC (GMFCS I–II, âge moy. 3,6 ± 1,3 ans) et 17 enfants DT (âge moyenne : 3,35 ± 1,3 ans) pour les IMU ; 20 PC et 17 DT pour les paramètres spatio-temporels.

Résultats en résumé :

- Les 4 variables IMU distinguent très fortement PC et DT – tailles d'effet grandes (r = 0,63 à 0,93), toutes résistantes à Bonferroni.
- Les scores cliniques (Édimbourg, EMFG-66-SI, ECAB, Reach Out) différencient également les groupes de façon significative.
- Largeur de cycle : seul paramètre spatio-temporel significatif après correction (d = 1,30).
- Aucune corrélation dynamique/fonctionnel ne résiste à Bonferroni dans le groupe PC. Dans le groupe DT, les 3 variables IMU inter-corrèlent fortement.

9.2.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU

Les quatre variables distinguent très significativement les deux groupes avec des tailles d'effet grandes. Concernant la variable principale (MinSternumX) les enfants PC présentent une valeur près du double de celle des enfants DT (-3,034 vs -1,769 $m \cdot s^{-2}$), témoignant d'une perturbation majeure du contrôle du tronc lors de l'acceptation du poids (Figure 18) & (Figure 19). Les valeurs exactes de chaque variable sont présentées dans le Tableau 4.

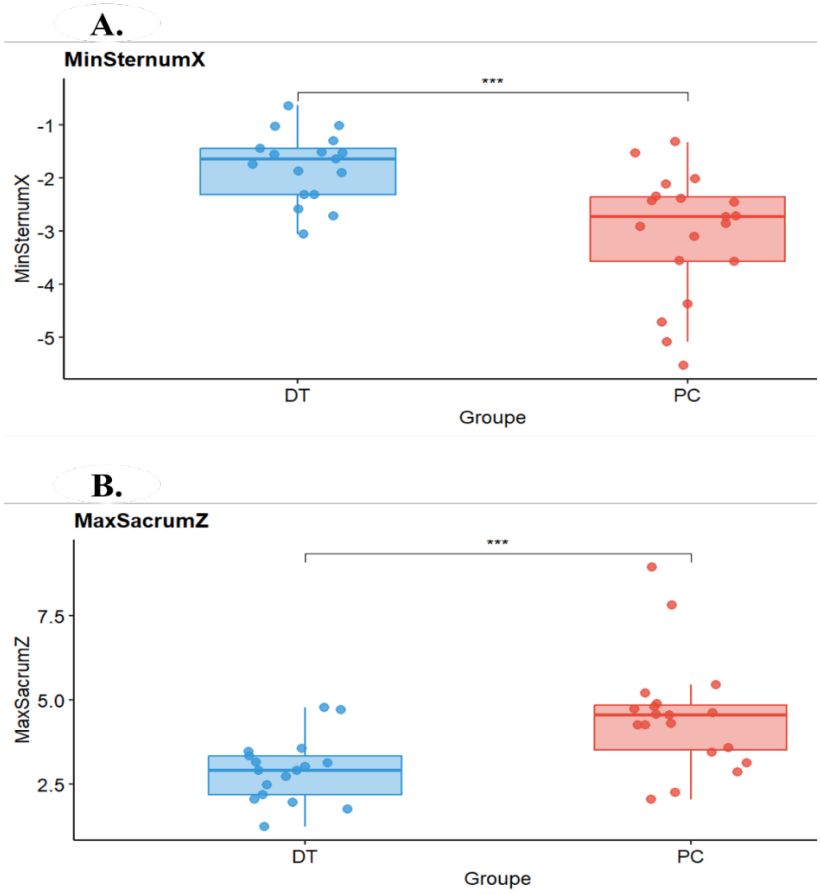


Figure 18: Pic de décélération antérieure du sternum exprimées en m·s⁻² vers l'avant (A) et pic de décélération du sacrum vers le bas (B). Les enfants PC sont représentés en rouge et les enfants DT en bleu.

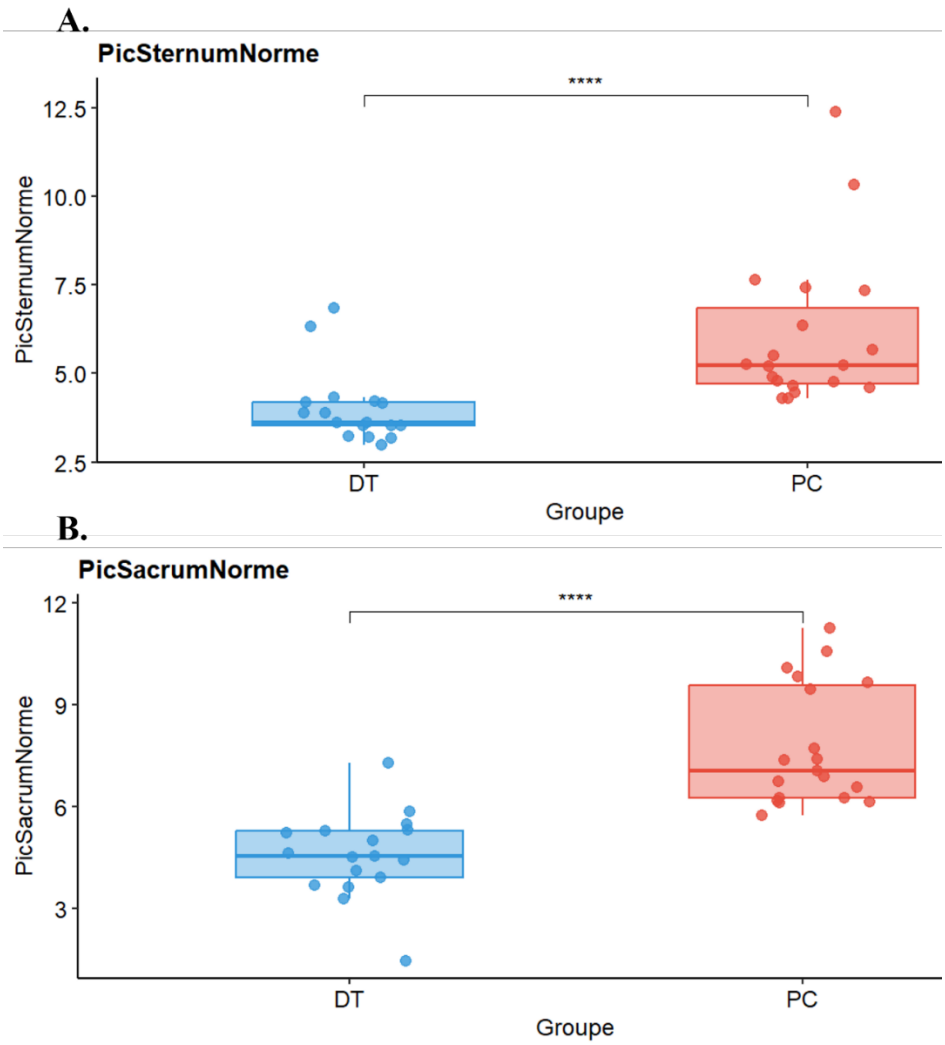


Figure 19: Pic de décélération de la norme du sternum m·s⁻² (A) et pic de décélération de la norme du sacrum (B). Les enfants PC sont représentés en rouge et les enfants DT en bleu.

Variable	PC moy±SD	DT moy±SD	p	p Bonf.	Taille effet	Significatif*
MinSternumX	-3,03±1,16	-1,76±0,64	< 0,001	0,003	d = 1,32	**OUI**
MaxSacrumZ	4,5±1,67	2,89±0,64	0,001	0,011	r = 0,63	**OUI**
PicSternumNorme	6,05±2,16	4,01±1,05	< 0,001	< 0,001	r = 0,82	**OUI**
PicSacrumNorme	7,75±1,77	4,58±1,25	< 0,001	< 0,001	r = 0,93	**OUI**

Tableau 4: Statistiques descriptives des variables dynamiques exprimées en m·s⁻² pour les groupes PC et DT. Les valeurs représentent la moyenne ± 1 écart-type. Seuil ajusté Bonferroni : α = 0,0125 pour les 4 variables dynamiques.

9.2.2. Paramètres spatiotemporels, scores cliniques et fonctionnels

Dans cette section, 20 enfants atteints de PC (GMFCS I-II ; âge moyen 3,5 ± 1,2 ans) et 17 enfants à DT (âge moyen 3,35 ± 1,3 ans) ont été analysés.

Les différences les plus marquées concernent le score ECAB (74 vs 99/100) (Figure 20) et la fonction motrice globale (66,5 vs 87,4/100) et le score d'Édimbourg (9 vs 2), qui reflètent un déficit du contrôle de l'équilibre et de la fonction motrice globale et un schéma de marche plus pathologique chez les enfants PC (Figure 20). La largeur de cycle normalisée par le bassin est plus augmentée chez les enfants PC (Figure 21), reflétant la mise en place d'une compensation devant une instabilité posturale. Le tableau suivant regroupe l'ensemble des variables et des scores fonctionnels (Tableau 5).

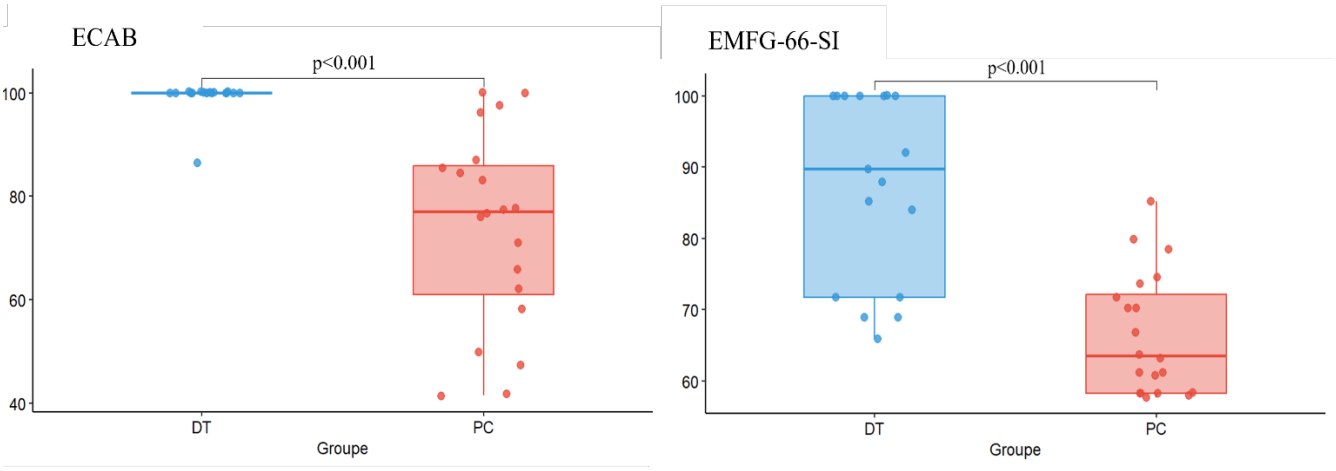


Figure 20: Représentation du score ECAB & de l'EMFG-66-SI. En rouge les enfants PC et en bleu les enfants DT.

Score	PC moy±SD	DT moy±SD	p	p Bonf.	r	Significatif*
Score Édimbourg	9±5	2±1	< 0,001	< 0,001	0,931	**OUI**
EMFG-66-SI	66,5±8,5	87,5±13,2	< 0,001	< 0,001	0,779	**OUI**
ECAB	74±18,8	99±3,2	< 0,001	< 0,001	0,876	**OUI**
Reach Out Quest.	20,2±14,1	5,2±4,8	< 0,001	< 0,001	0,781	**OUI**
Cadence (pas/min)	156 p/min	149 p/min	> 0,05	—	—	**Non**
Longueur de pas (cm)	31,9±6,6 cm	37,9±8,9 cm	< 0,05	0,3	d=0,78	**Non**
Largeur du cycle (cm)	0,73±0,22	0,5±0,1	< 0,001	0,007	d=1,30	**OUI**
eGVI	141±7,7	136±9,2	> 0,05	—	—	**Non**

Tableau 5: Statistiques descriptives des variables spatiotemporels & fonctionnelles pour les groupes PC et DT. Les valeurs représentent la moyenne, l'écart-type (SD). Seuil ajusté Bonferroni : α = 0,0045 pour les 11 variables fonctionnelles (8 présentées dans le tableau).

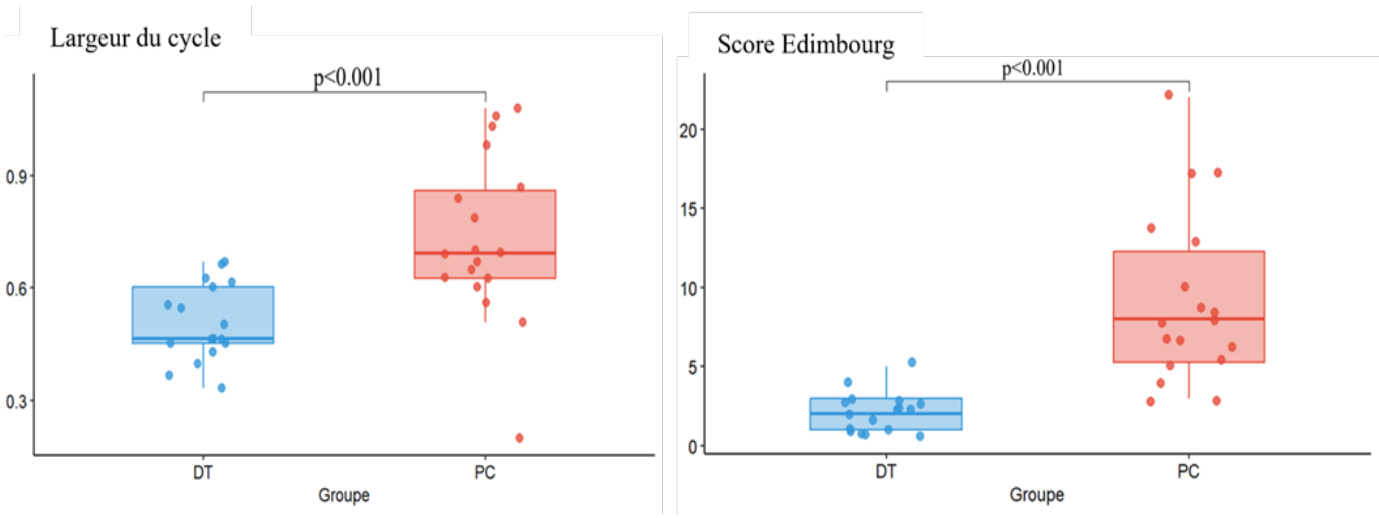


Figure 21: Largeur de cycle de marche normalisée par la largeur du bassin et Score Edimbourg (enfants atteints de PC en rouge, enfants à DT en bleu).

9.2.3. Analyse corrélationnelle des variables de marche dynamiques et des variables fonctionnelles

Groupe PC

Il n'y aucune corrélation entre variables dynamiques, entre les variables dynamiques et les scores fonctionnels. La seule corrélation robuste est entre deux variables fonctionnelles : EMFG-66-SI / ECAB (rho = 0,955 ; p Bonferroni < 0,001), traduisant la cohérence interne des mesures de fonction motrice (Figure 22).

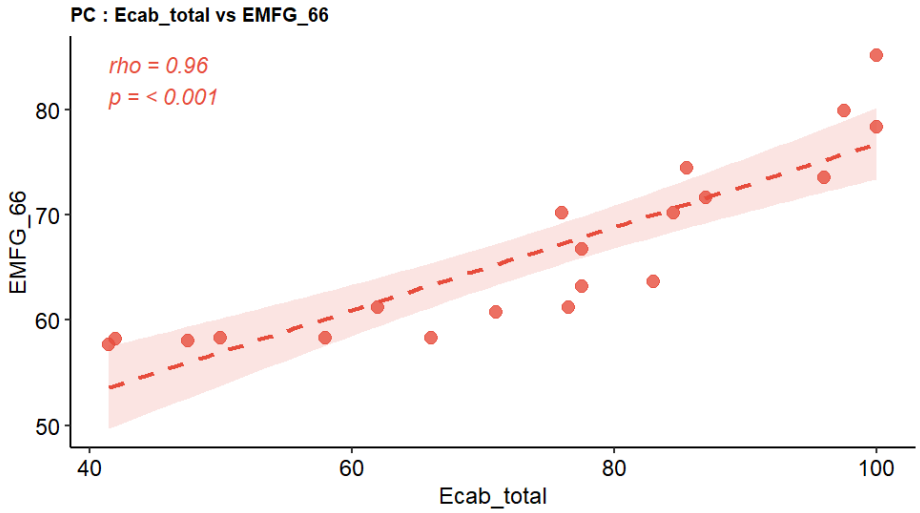


Figure 22: Corrélation positive entre l'ECAB et l'EMFG-66-SI.

Groupe DT

Chez les enfants, les corrélations entre variables dynamiques sont fortes et résistent à la correction de Bonferroni : PicSternumNorme et PicSacrumNorme (rho = 0,900 ; p Bonferroni < 0,001), et le freinage vertical du sacrum est lui-même corrélé aux normes d'accélération du sternum et du sacrum (rho = 0,760 et rho = 0,797, respectivement).

L'âge corrèle fortement avec l'EMFG-66-SI (rho = 0,82 ; p Bonf. = 0,004), effet absent chez les enfants PC, ce qui pourrait illustrer la rupture du développement moteur attendu.

9.3. Partie 3 – Etude Activ-Tronc : Comparer les effets de la RAIT et de la RH sur 3 mois

Seize enfants ont des données par les IMU (7 RAIT-RAIT, 9 RH-RAIT) et 17 enfants pour les scores fonctionnels et spatio-temporels.

Les résultats les plus remarquables mettent en évidence que :

- Aucune variable ne montre de différence significative entre RAIT et RH à 3 mois. La largeur de cycle présente une tendance en faveur du groupe RAIT (d = 0,82) sans atteindre le seuil (p = 0,109).
- Les deux groupes progressent de façon similaire sur les scores fonctionnels (EMFG-66-SI, ECAB).

9.3.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU

L'ensemble de ces résultats indique qu'à trois mois, les changements sur les variables de dynamique du tronc sont comparables entre le groupe RAIT-RAIT et le groupe RH-RAIT.

Variable	Δ RAIT-RAIT (moy. ± SD)	Δ RH-RAIT (moy. ± SD)	Test sur Δ (p)	Taille d'effet	Significatif*
MinSternumX (m·s⁻²)	+0,31 ± 1,05	+0,12 ± 1,53	Welch test ; p = 0,770	d = 0,14	**Non**
MaxSacrumZ (m·s⁻²)	−0,20 ± 1,09	+0,28 ± 1,02	Mann-Whitney U ; p = 0,606	r = 0,17	**Non**
Norme Sternum (m·s⁻²)	−0,04 ± 1,43	−1,18 ± 2,73	Welch test ; p = 0,303	d = 0,50	**Non**

Variable	Δ RAIT-RAIT (moy. ± SD)	Δ RH-RAIT (moy. ± SD)	Test sur Δ (p)	Taille d'effet	Significatif*
Norme Sacrum (m·s⁻²)	−0,36 ± 2,56	−0,33 ± 1,77	Welch test ; p = 0,980	d = −0,01	**Non**

Tableau 6: Comparaison inter-groupes de l'évolution (Δ=M3 – M0) des accélérations du tronc. Pour MinSternumX, un Δ positif indique une réduction du freinage vers l'avant, donc une amélioration du contrôle postural. Pour MaxSacrumZ, un Δ négatif indique une augmentation du freinage vers le bas, donc une détérioration du contrôle postural. Pour les normes, un Δ négatif signifie une diminution de l'intensité de l'accélération.

9.3.2. Paramètres spatiotemporels, scores cliniques et fonctionnels

Aucune différence inter-groupes n'est observée sur l'ensemble des variables analysées. La tendance observée sur la largeur de cycle (d = 0,82) mérite cependant d'être notée : bien que non significative, une taille d'effet de cet ordre dans un échantillon aussi restreint suggère qu'un effet cliniquement pertinent ne peut être exclu.

Variable	Δ RAIT moy±SD	Δ RH moy±SD	p	Taille effet	Significatif*.
Cadence (pas/min)	-7,4±15,4	-0,4±21,4	0,450	d=-0,37	**Non**
Longueur de pas (cm)	+2,47±2,53	+2,86±4,49	0,541	r=-0,19	**Non**
Largeur cycle	+0,02±0,10	-0,07±0,12	0,109	d=0,82	**Tendance**
eGVI	-1,44±6,54	-0,24±6,48	0,709	d=-0,19	**Non**
Score Édimbourg	-0,50±3,25	-0,22±1,30	0,826	d=-0,11	**Non**
EMFG-66-SI	+4,59±2,49	+3,23±4,15	0,433	d=0,38	**Non**
ECAB	+8,75±10,05	+6,33±8,04	0,596	d=0,27	**Non**
Reach Out Q.	-0,46±4,94	-0,09±16,11	0,949	d=-0,03	**Non**

Tableau 7: Comparaison inter-groupes de l'évolution (Δ=M3 – M0) des paramètres spatiotemporels et des scores fonctionnels

9.4. Partie 4 – Etude Activ-Tronc : Reproductibilité de la RAIT : RAIT-RAIT vs RH-RAIT

Pour cette analyse, 16 enfants atteints de PC (GMFCS I-II) ont été répartis en deux groupes : 7 enfants (âge moyen 3,3 ± 1,25 ans) ont été attribués au groupe RAIT-RAIT, recevant la RAIT durant deux périodes consécutives (M0–M3 puis M3–M6) ; 9 enfants (âge moyen 3,8 ± 1,1 ans) ont été inclus dans le groupe RH-RAIT, recevant la RH durant les trois premiers mois (M0–M3) puis la RAIT durant les trois suivants (M3–M6).

L'ensemble des résultats mettent en évidence qu':

- Aucun effet significatif (temps, groupe, interaction) pour les 4 variables IMU.
- Aucune interaction temps × groupe significative pour les paramètres spatio-temporels.
- Effet du temps significatif pour l'ECAB ($p = 0,002$) et l'EMFG-66-SI ($p < 0,001$) – amélioration fonctionnelle dans les deux groupes lors de l'exposition à la RAIT.

Cependant, la reproductibilité ne peut pas être formellement démontrée faute d'un effet significatif du temps sur les variables IMU dans les deux groupes.

9.4.1. Variables de la dynamique du tronc issues des IMU / LMM

L'interaction temps × groupe n'était significative pour aucune des quatre variables (toutes valeurs de $p > 0,50$), indiquant que les deux groupes évoluent de façon parallèle lors de leur première exposition à la RAIT (Figure 23). Les quatre variables dynamiques sont représentées dans les tableaux ci – dessous (Tableau 8 ; Tableau 9).

Variable	p Temps	Significatif*	p Groupe	Significatif*	p Interaction (temps × groupe)	Significatif*
MinSternumX	0,11	**Non**	0,64	**Non**	0,67	**Non**
MaxSacrumZ	0,34	**Non**	0,08	**Non**	0,86	**Non**
Norme Sternum	0,43	**Non**	0,15	**Non**	0,5	**Non**
Norme Sacrum	0,33	**Non**	0,22	**Non**	0,76	**Non**

Tableau 8: Comparaison des variables d'accélération du tronc (minSternumX, maxSacrumZ, PicSternumNorme, PicSacrumNorme) entre les groupes RAIT-RAIT et RH-RAIT lors de leur première exposition à la RAIT, afin de tester la reproductibilité de l'effet indépendamment du moment d'administration de l'intervention.

Phase	Variable	Moy. SD_RAIT-RAIT	Moy. ±SD_RH-RAIT
DEBUT	**MinSternumX**	-3,145±1,28	-3,069±0,58
DEBUT	**MaxSacrumZ**	5,647±1,97	4,182±1,14
DEBUT	**PicSternumNorme**	6,095±2,09	5,156±0,94
DEBUT	**PicSacrumNorme**	8,463±2,01	7,406±1,61

Phase	Variable	Moy. SD_RAIT-RAIT	Moy. ±SD_RH-RAIT
FIN	**MinSternumX**	-2,832±1,19	-2,543±0,58
FIN	**MaxSacrumZ**	5,437±2,33	3,878±1,25
FIN	**PicSternumNorme**	6,057±2,45	4,705±0,71

FIN	**PicSacrumNorme**	8,101±3,14	6,738±1,77

Tableau 9: Valeurs brutes (moyenne ± écart-type ; SD) des variables d'accélération du tronc avant et après la première exposition à la RAIT, pour le groupe RAIT-RAIT (M0 → M3) et le groupe RH-RAIT (M3 → M6).

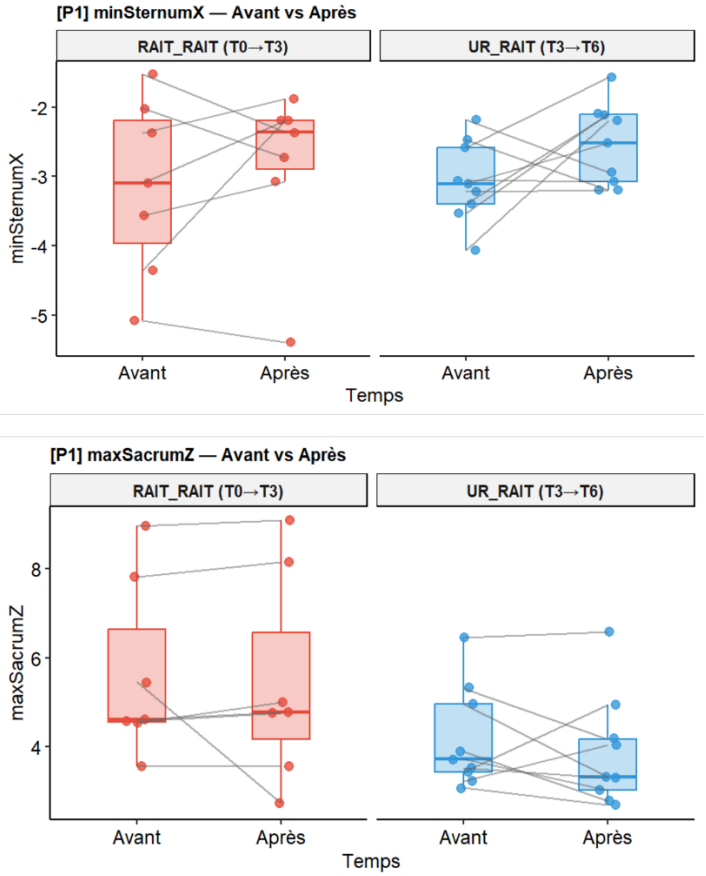


Figure 23: Evolution de deux groupes dans le temps, concernant la décélération du sternum vers l'avant et du sacrum vers le bas.

9.4.2. Paramètres spatio-temporels, scores cliniques et fonctionnels / LMM

Les deux groupes évoluent de façon parallèle mais non significative sur les variables de dynamique du tronc. L'amélioration fonctionnelle (ECAB, EMFG-66-SI) observée lors des périodes d'exposition à la RAIT dans les deux groupes constitue un signal clinique encourageant, sans pouvoir conclure formellement à la reproductibilité faute de puissance statistique suffisante.

Variable	P_temps	Significatif*	P_groupe	Significatif*	P_interaction (temps × groupe)	Significatif*
Cadence	0,09	Non	0,03	**OUI ***	0,798	**Non**
Largeur du cycle	0,577	Non	0,743	**Non**	0,143	**Non**
EGVI	0,293	Non	0,522	**Non**	0,062	**Non**

Variable	P_temps	Significatif*	P_groupe	Significatif*	P_interaction (temps × groupe)	Significatif*
Score d'Édimbourg	0,624	Non	0,197	**Non**	0,754	**Non**
ECAB total	0,002	**OUI ****	0,07	**Non**	0,7	**Non**
EMFG-66-SI	<0,001	**OUI *****	0,020	**OUI ***	0,832	**Non**

Tableau 10: Valeurs p du LMM (effets du temps, du groupe et de leur interaction) pour les variables spatio-temporelles de marche et les scores fonctionnels, testant la reproductibilité de l'effet du RAIT indépendamment du moment d'administration (RAIT-RAIT : M0→M3 ; RH-RAIT : M3→M6).

9.5. Partie 5 – Etude Activ-Tronc : Effets longitudinaux de la RAIT sur la dynamique du tronc lors de l'acceptation du poids

Dans cette quatrième partie, 6 enfants du groupe RAIT-RAIT et 7 enfants du groupe RH-RAIT ont complété les 12 mois de l'intervention.

L'ensemble des résultats met en évidence :

- Pour la variable MinSternumX, amélioration significative dans le groupe RAIT (−2,12 m·s^{-2} entre M0 et M12 ; p = 0,005), mais non significative dans le groupe RH. Pas d'interaction groupe × temps.
- Pour les variables d'EMFG-66-SI et d'ECAB, amélioration significative dans les deux groupes (effet du temps p < 0,001), sans différence inter-groupes.
- Pour la cadence de marche, diminution significative dans les deux groupes (effet du temps p = 0,001).
- Prudence générale : n = 5 à 7 par groupe à M12, risque élevé d'erreur de type II.

9.5.1. Analyse des variables de la dynamique du tronc issues des IMU

Le LMM ne met en évidence aucune interaction significative entre le groupe et le temps pour les quatre variables dynamiques étudiées. **Concernant la variable principale, minSternumX** (Figure 23), le groupe RAIT présente à M12 une valeur moyenne de −1,41 m·s^{-2}, contre −2,36 m·s^{-2} pour le groupe RH. L'effectif limité compris entre 5 et 7 enfants par groupe selon la variable considérée, constitue une limite importante à la puissance statistique de l'analyse. Afin d'en faciliter la lecture, les statistiques descriptives ainsi que les valeurs brutes correspondantes sont présentées dans les tableaux suivants (Tableau 11 ; Tableau 12).

Variable	Effet	P_value	Significatif*
MinSternumX	Groupe	0,2559	**NS**
MinSternumX	Temps	0,0018	**** (p<0.01)**
MinSternumX	Groupe×temps	0,3881	**NS**
MaxSacrumZ	Groupe	0,1469	**NS**
MaxSacrumZ	Temps	0,2439	**NS**
MaxSacrumZ	Groupe×temps	0,6175	**NS**
NormeSternum	Groupe	0,4957	**NS**
NormeSternum	Temps	0,0369	** (p<0.05)**
NormeSternum	Groupe×temps	0,6305	**NS**
NormeSacrum	Groupe	0,186	**NS**
NormeSacrum	Temps	0,1538	**NS**
NormeSacrum	Groupe×temps	0,9509	**NS**

*Tableau 11: Résultats du LMM (test F, degrés de liberté de Satterthwaite, lmerTest)) pour les variables d'accélération du tronc – minSternumX, maxSacrumZ, NormeSternum et NormeSacrum – entre les groupes RAIT et RH sur l'ensemble du protocole (M0–M3–M6–M12). L'effet groupe teste les différences de niveaux globaux entre RAIT et RH ; l'effet temps teste l'évolution au fil des mesures, tous groupes confondus ; l'interaction groupe × temps teste si les deux groupes évoluent différemment dans le temps. *Seuils de significativité : NS = non significatif (p ≥ 0,05) ; * p < 0,05 ; ** p < 0,01 ; *** p < 0,001.*

Variable / Groupe	N	Moyenne ± SD à M0	Moyenne ± SD à M12	Significatif
MinSternumX				
RH	9	−3,19 ± 1,20	−2,36 ± 0,83	**NS**
RAIT	5	−3,14 ± 1,28	−1,41 ± 0,38	**OUI* P=0,0046**
MaxSacrumZ				
RH	7	3,90 ± 1,02	3,63 ± 1,09	**NS**
RAIT	5	5,63 ± 1,98	4,64 ± 3,16	**NS**
NormeSternum				
RH	7	6,33 ± 2,61	4,30 ± 0,67	**NS**
RAIT	5	6,10 ± 2,10	4,99 ± 1,37	**NS**

NormeSacrum				
RH	7	7,30 ± 1,54	5,71 ± 1,14	**NS**
RAIT	5	8,46 ± 2,02	8,13 ± 3,80	**NS**

Tableau 12: Synthèse descriptive des deltas bruts (Δ = M12 − M0) pour les quatre variables d'accélération du tronc (minSternumX, maxSacrumZ, NormeSternum, NormeSacrum) dans les groupes RH et RAIT. Valeurs présentées à titre descriptif uniquement, sans test statistique associé (= significatif).*

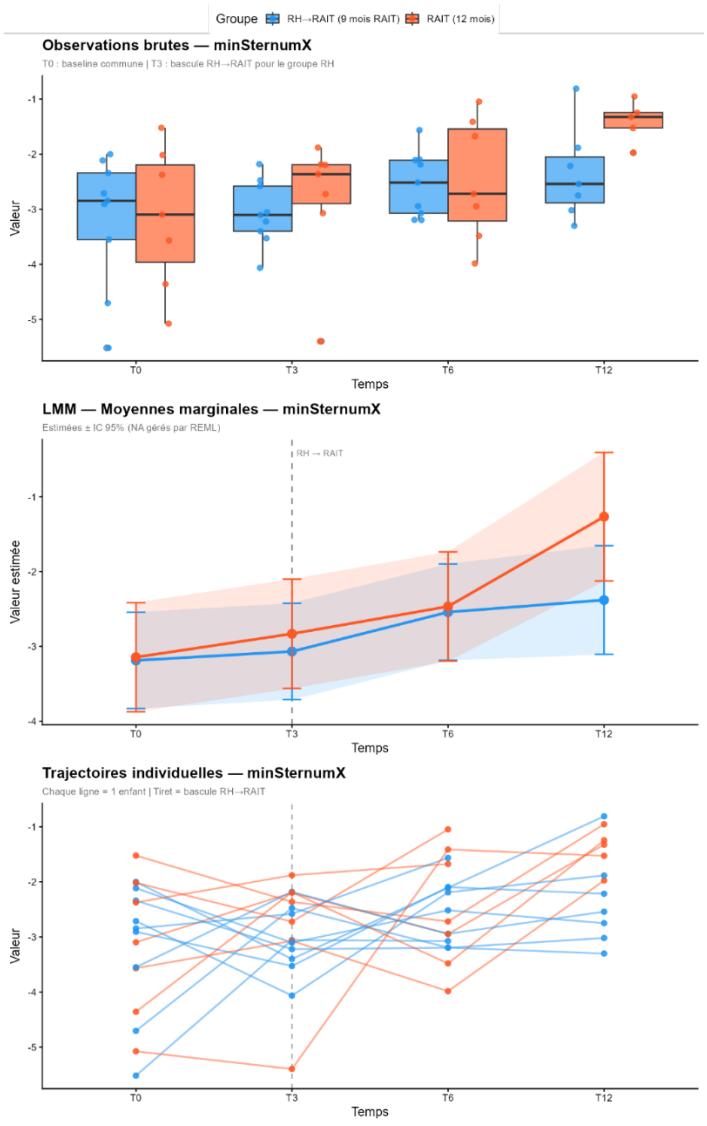


Figure 24: Évolution de la variable MinSternumX entre M0 et M12 pour les groupes RH (bleu) et RAIT (orange). Graphique supérieur : boîtes de distribution par groupe et par temps de mesure. Graphique central : moyennes marginales estimées par le LMM. Graphique inférieur : trajectoires individuelles.

:

9.5.2. Paramètres spatio-temporels

L'analyse par LMM, conduite sur l'ensemble du protocole M0–M12 pour les sept variables de marche et fonctionnelles, met en évidence un effet significatif **du temps** pour, l'EMFG-66-SI (p

< 0,001) (Figure 25), l'ECAB total (p < 0,001) (Figure 26) et la cadence (p = 0,001), traduisant une évolution globale de ces trois variables au cours du suivi, indépendamment du groupe d'appartenance. Aucun effet **de groupe** significatif n'est observé pour l'ensemble des variables analysées. Concernant **l'interaction temps × groupe**, seule l'EGVI atteint la significativité (p = 0,020), suggérant une trajectoire d'évolution différente entre les groupes RH et RAIT pour cette variable. Pour l'ensemble des autres variables, l'absence d'interaction significative est compatible avec une évolution parallèle entre les deux groupes au cours du protocole. Les résultats détaillés intra-groupe sont présentés dans le Tableau 13.

Variable / Groupe	Moy ± SD M0	Moy ± SD M12	Significatif*
eGVI			
RH	139,3 ± 7,14	136,122 ± 6,6	**NS**
RAIT	145 ± 7,7	147,623± 8,9	**NS**
Longueur Pas (cm)			
RH	32,19 ± 5,65	33,55 ± 4,97	**NS**
RAIT	30,98 ± 8,6	34,01 ± 6,38	**NS**
Largeur de cycle			
RH	0,776 ± 0,191	0,664 ± 0,11	**NS**
RAIT	0,638 ± 0,216	0,635 ± 0,214	**NS**
Cadence (pas/min)			
RH	149,2 ± 21,8	142 ± 11,049	**NS**
RAIT	169,233 ± 27,967	129,76 ± 21,18	**OUI***
Edimbourg			
RH	7,33 ± 4	6,14 ± 2,19	**NS**
RAIT	10,37 ± 5,92	10,67 ± 6,15	**NS**
ECAB			
RH	76,94 ± 17,95	90,00 ± 14,65	**OUI***

RAIT	68,18 ± 15,55	89,08 ± 11,23	**OUI***
EMFG-66-SI			
RH	68,75 ± 9,7	78,11 ± 9,06	**OUI***
RAIT	62,55 ± 5,11	72,48 ± 7,03	**OUI***
ReachOut			
RH	17,95 ± 11,67	16,46 ± 9,1	**NS**
RAIT	17,87 ± 7,74	13,79 ± 9,63	**NS**

Tableau 13: Tests t appariés (intra-groupe) comparant les valeurs à M0 et à M12 pour les groupes RH et RAIT, sur les paramètres spatio-temporels de marche (cadence, longueur de pas, largeur du cycle, EGVI, score d'Édimbourg) et les scores fonctionnels (ECAB total, EMFG-66-SI, ReachOut).

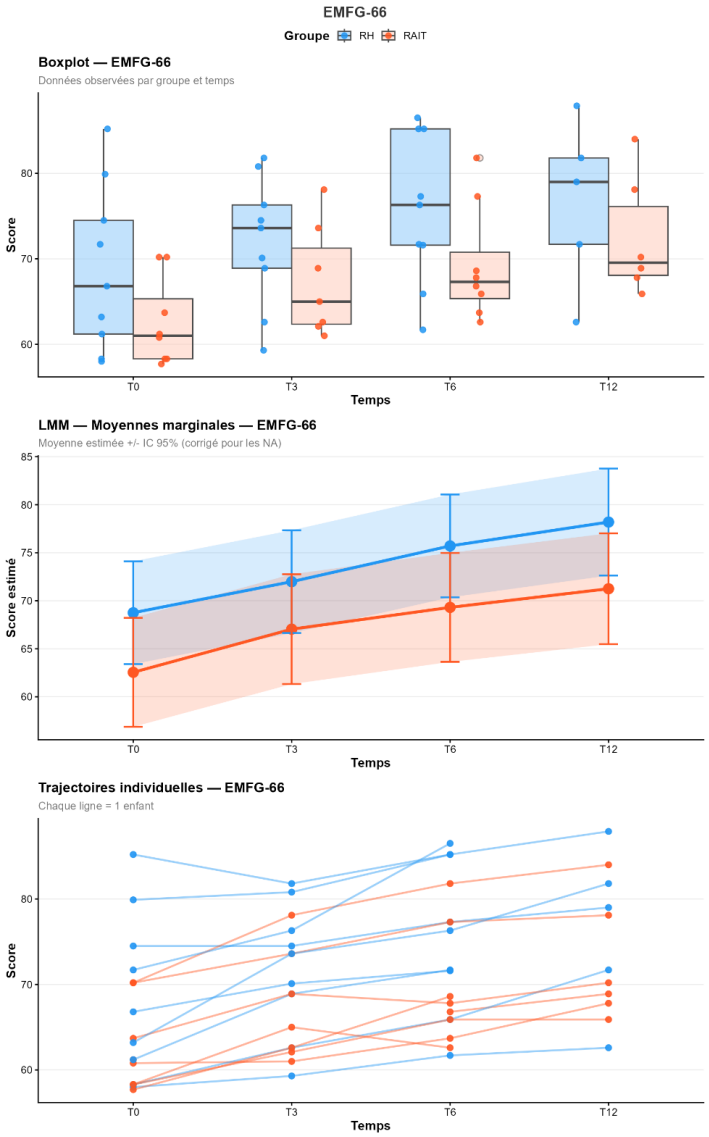


Figure 25: Évolution du score EMFG-66-SI pour les groupes RH (bleu) et RAIT (orange) entre M0 et M12. Graphique supérieur : données observées par groupe et par temps. Graphique inférieur : moyennes marginales estimées par le LMM.

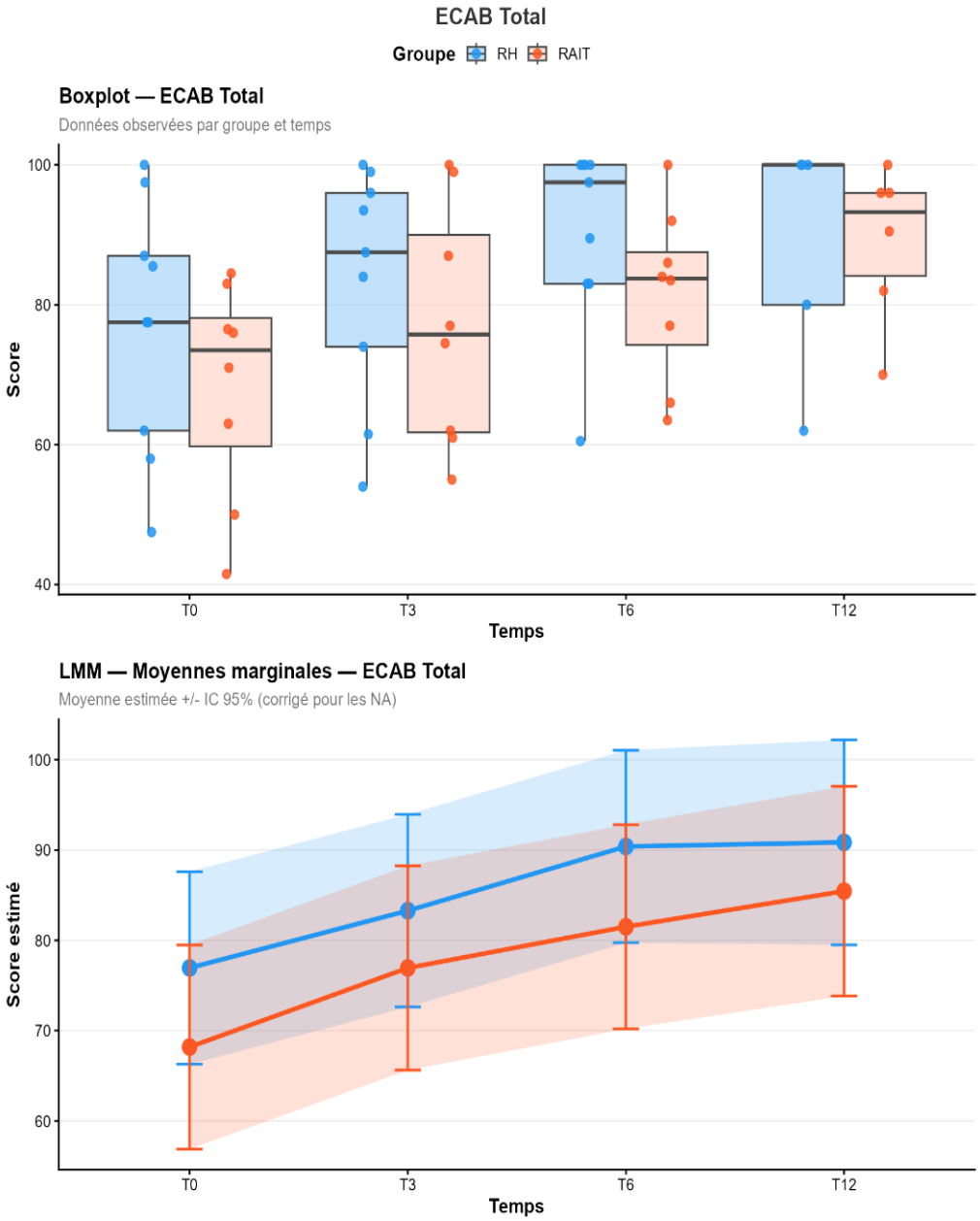


Figure 26: Évolution du score ECAB total pour les groupes RH (bleu) et RAIT (orange) entre M0 et M12. Graphique supérieur : données observées par groupe et par temps. Graphique inférieur : moyennes marginales estimées par le LMM.

Chapitre 10 : Discussion générale

10.1. Préambule

Cette thèse poursuivait deux objectifs complémentaires. Le premier consistait à caractériser les troubles moteurs des enfants atteints de PC par comparaison aux enfants à DT. Le second consistait à tester les effets cumulés d'une intervention rééducative ciblant spécifiquement le tronc, la RAIT dans une population peu étudiée jusqu'ici : les jeunes enfants atteints de PC, âgés de 18 mois à 5 ans et 6 mois, classés GMFCS I et II. Ces deux objectifs ont été abordés à travers deux

études complémentaires, l'étude Vertébrale (observationnelle transversale, 6 ans à 18 ans) et l'étude Activ-Tronc (essai randomisé à démarrage différé de la RAIT, 18 mois à 5 ans et demi).

La présente discussion est organisée en cinq sections thématiques. La première aborde la caractérisation différentielle des troubles moteurs entre enfants atteints de PC et enfants à DT, en mobilisant les concepts d'ajustements posturaux anticipateurs et de stratégies adaptatives décrites par la littérature. La deuxième analyse les effets de la RAIT en comparaison de la RH sur les trois premiers mois, seule période durant laquelle les deux groupes reçoivent des interventions distinctes. La troisième section discute les mécanismes neuromoteurs susceptibles de sous-tendre l'effet de la RAIT, en s'appuyant sur deux cadres théoriques majeurs (la théorie de la sélection des groupes neuronaux et la théorie des modèles internes). La quatrième section examine la question de la reproductibilité de l'effet de la RAIT. La cinquième section discute les effets longitudinaux observés sur douze mois, telle que mise à l'épreuve par l'étude en démarrage différé innovante. La discussion se termine par une brève conclusion. Les limites méthodologiques sont évoquées ponctuellement au fil du texte lorsque la lecture d'un résultat l'exige ; elles font l'objet d'une synthèse dédiée dans la section suivante.

10.2. Caractérisation différentielle des troubles moteurs

10.2.1. Comparaison des enfants PC/DT de 6 ans à 18 ans

La première partie de l'étude, portant sur 18 enfants atteints de PC et 5 enfants à DT âgés de 6 à 18 ans, donne un résultat paradoxal. L'absence de différence significative sur les quatre variables dynamiques du tronc (MinSternumX, MaxSacrumZ, PicSternumNorme, PicSacrumNorme) contraste avec la différence significative et de grande taille observée sur le score TCMS (44 ± 8 vs 53 ± 4 ; $d = -1{,}476$; $p < 0{,}01$), ainsi qu'avec la forte corrélation entre contrôle axial et fonction motrice globale (TCMS / EMFG-66-SI : $r = 0{,}808$; p Bonferroni = 0,001).

Ce paradoxe s'explique probablement par deux facteurs. Le premier, probablement le plus important est méthodologique : le groupe DT ne comporte que 5 enfants, ce qui limite la puissance statistique pour détecter des différences sur les variables dynamiques, dont la variance inter-individuelle est élevée dans cette tranche d'âge. Des inclusions complémentaires d'enfants à DT sont poursuivies pour compléter l'étude. Le second est interprétatif : les enfants inclus dans l'étude Vertébrale sont âgés de 6 à 18 ans et présentent des niveaux GMFCS I à III, soit une population hétérogène sur le plan fonctionnel, dans laquelle les stratégies compensatoires développées au fil des années pourraient avoir partiellement atténué les paramètres dynamiques bruts. Les enfants atteints de PC plus âgés et ambulants pourraient développer des adaptations biomécaniques durables

– élargissement du polygone de sustentation, marche digitigrade stabilisée, rigidification du tronc – qui réduiraient les décélérations excessives du tronc tout en ayant un schéma dynamique anormal avec un coût musculaire et énergétique accru non mesuré dans cette étude.

Le résultat le plus solide de cette partie reste la corrélation TCMS / EMFG-66-SI (r = 0,808 ; p Bonferroni = 0,001), qui résiste à la correction la plus conservatrice malgré un effectif réduit. Cette robustesse tient à la taille d'effet très élevée de la relation : le contrôle axial du tronc, évalué cliniquement par le TCMS, est un déterminant majeur de la fonction motrice globale sur l'ensemble de la période développementale de 6 à 18 ans, en cohérence avec ce que Curtis et al. (2015) avaient établi sur des échantillons plus larges. Ce résultat, répliqué ici à une tranche d'âge plus jeune et sur un outil différent de celui utilisé par Curtis et al., renforce la robustesse de la relation tronc–fonction motrice globale comme invariant de la PC ambulante, indépendamment de l'âge et de l'outil d'évaluation axiale utilisé.

10.2.2. Augmentation des décélérations axiales lors de l'acceptation du poids

Dans l'étude Activ-Tronc, les jeunes enfants atteints de PC présentent à M0, comparativement aux enfants à DT, une décélération antérieure du sternum (MinSternumX) significativement plus marquée ainsi qu'une décélération vers le bas du sacrum (MaxSacrumZ) significativement augmentée, en confirmant l'H1. Les normes d'accélération du sternum et du sacrum sont également plus élevées, traduisant une intensité d'accélération globale du tronc et du CdM supérieur. Ces différences restent significatives après correction de Bonferroni, avec des tailles d'effet grandes pour les quatre variables, ce qui confère une robustesse statistique notable à ce constat malgré l'effectif limité.

L'interprétation mécanistique de ces résultats pourrait s'inscrire dans le cadre des APAs décrits par Massion (1992, 1998). Selon ce cadre, le tronc n'est pas un segment passif transmettant les forces des membres inférieurs vers la tête, mais un acteur actif du contrôle postural, capable d'anticiper les contraintes mécaniques de la marche par une activation préprogrammée de sa musculature axiale. Cette anticipation s'organise autour de deux fonctions complémentaires : la stabilisation du bloc tête-bras-tronc lors des phases de transfert de poids, et l'atténuation des oscillations transmises par les membres inférieurs vers la tête, en particulier lors du contact initial. Le tronc opère ainsi comme un filtre mécanique et neuromusculaire réglé par anticipation (Cappozzo, 1983; Heyrman et al., 2014). Chez les enfants atteints de PC, le déficit du contrôle axial pourrait compromettre ces mécanismes anticipateurs. La décélération antérieure du sternum observée à M0, lue dans ce cadre, ne traduirait pas seulement un déficit de contrôle du tronc en lui-même mais aussi être le résultat d'une stratégie de compensation que ces enfants déploient pour

pallier ce déficit : un freinage réactif amplifié de la progression vers l'avant du tronc supérieur lors de l'acceptation du poids, provoqué par un freinage précoce de l'inclinaison antérieure du tibia sous l'action des triceps suraux selon l'hypothèse proposée par Pierret et al. (2023). En effet, en faveur de cette hypothèse, en début d'appui au cours de la marche, le pic de décélération antérieure du sternum était fortement corrélé au pic de puissance négative de cheville, dont l'action de freinage de l'inclinaison antérieure du tibia s'accompagne mécaniquement d'un freinage antérieur et vertical du tronc chez l'enfant atteint de PC (Pierret et al., 2023).

Le pic de décélération vers le bas du sacrum (MaxSacrumZ) prolonge cette lecture sur l'axe vertical. Le sacrum, positionné près de L5, sert de proxy approximatif du (CdM). Son freinage vertical accru chez les enfants atteints de PC reflète un besoin de compenser le déplacement vertical du CdM lors de la mise en charge, en lien direct avec un contrôle insuffisant du tronc et de l'équilibre (Brenière & Bril, 1998). Les normes d'accélération du sternum et du sacrum, qui agrègent l'intensité totale du mouvement segmentaire indépendamment de sa direction, confirment cette lecture en montrant que l'intensité globale de la sollicitation mécanique axiale est augmentée chez les enfants atteints de PC. La capacité d'absorption des chocs au niveau du tronc est ainsi compromise.

10.2.3. Dynamique axiale : une plus grande variabilité chez les enfants PC

Chez les enfants à DT, les corrélations entre variables dynamiques sont fortes et significatives : PicSternumNorme et PicSacrumNorme covarient de manière quasi linéaire (rho = 0,900 ; p Bonferroni < 0,001), et le pic de décélération vers le bas du sacrum est lui-même corrélé aux normes d'accélération du sternum et du sacrum. A l'inverse, chez les enfants atteints de PC, aucune corrélation entre variables dynamiques n'est significative (la corrélation entre PicSternumNorme et PicSacrumNorme, la plus grande, n'atteint que rho = 0,554 et ne survit pas à la correction de Bonferroni). Il est à noter que les coefficients de variation des 3 variables corrélées chez les enfants à DT sont plus similaires (0,22 à 0,27) que celles entre les 2 variables présentant la meilleure corrélation entre elles chez les enfants PC (0,36 et 0,23). La plus grande variabilité de 3 variables dynamiques sur 4 chez les enfants PC (coefficient de variation entre 0,35 et 0,37) pourrait contribuer à l'absence de corrélation significative entre les variables dynamiques.

Dans le cadre des systèmes dynamiques proposé par Thelen (1998), la plus grande variabilité de certaines variables dynamiques du tronc chez les enfants PC pourrait être interprétée comme le signe d'une instabilité des coordinations posturales : les configurations posturales dynamiques y seraient plus variables et moins prévisibles, le système moteur de l'enfant explorerait un répertoire de solutions adaptatives, parfois efficaces mais coûteuses.

La forte corrélation significative observée entre les décélérations du sacrum et du sternum chez les enfants à DT, âgés de 3,4 ± 1,5 ans, pourrait en partie être liée à l'existence d'une stratégie posturale axiale en bloc, probablement présente chez les plus jeunes d'entre eux (Assaiante et al., 2005). Chez les enfants avec PC, un comportement postural axial en bloc prolongé a été décrit par Heyrman et al. (2014), en particulier chez les enfants présentant une diplégie spastique, mais la plus grande variabilité des variables dynamiques pourrait empêcher d'objectiver une décélération corrélée entre le sternum et le sacrum.

10.2.4. Stratégies adaptatives spatio-temporelles

Au-delà du tronc, les enfants atteints de PC mobilisent des stratégies adaptatives détectables au niveau des paramètres spatio-temporels du cycle de marche. Ils présentent à M0 une largeur de cycle significativement augmentée (0,73 ± 0,22 contre 0,5 ± 0,1 chez les enfants à DT, après normalisation par la largeur du bassin ; d de Cohen = 1,30 ; résistant à la correction de Bonferroni), ce qui traduit un élargissement du polygone de sustentation face à l'instabilité dynamique. Cette stratégie est classiquement décrite dans la PC (Kurz et al., 2012) et représente l'une des modalités les plus universelles d'adaptation à un contrôle postural précaire. Elle s'accompagne, sans que les différences atteignent la significativité après correction de Bonferroni, d'une longueur de pas plus courte (31,9 ± 6,6 cm contre 37,9 ± 8,9 cm ; d = 0,78) et d'une cadence légèrement plus élevée (156 vs 149 pas/min). Ces résultats convergent avec celui rapporté par Summa et al. (2016) chez de jeunes enfants atteints de PC, qui décrivaient une longueur de pas réduite associée à une fréquence de pas augmentée à vitesse de marche comparable. Pris ensemble, ces ajustements spatio-temporels permettent aux enfants atteints de PC de maintenir une vitesse de progression fonctionnelle malgré une organisation locomotrice moins efficace, ce qui correspond à une adaptation compensatoire au sens dynamique.

Le score visuel d'Édimbourg confirme cette altération du patron de marche sur une dimension qualitative plus globale. Les enfants atteints de PC présentent un score de 9 ± 5 contre 2 ± 1 chez les enfants à DT (p Bonferroni < 0,001 ; r = 0,931), reflétant la fréquence élevée d'un patron de marche digitigrade dans cette population (Armand et al., 2006; Beyaert et al., 2020). La marche avec appuis précoces sur les avants-pieds, fréquente dans la PC spastique légère, pourrait être une stratégie compensatoire, dont Beyaert et al. (2020) ont récemment montré qu'elle pourrait jouer un rôle fonctionnel de stabilisation chez certains enfants, plutôt que d'être un simple symptôme de spasticité. Cette persistance d'une marche digitigrade installée dès le jeune âge a des implications pratiques fortes pour la rééducation, sur lesquelles nous reviendrons en discutant les effets longitudinaux.

10.2.5. Le tronc comme déterminant de la fonction motrice globale

Le résultat le plus robuste de la phase de caractérisation, toutes études confondues, est la corrélation forte entre le contrôle du tronc et la fonction motrice globale. Dans l'étude Vertébrale, la corrélation entre le score TCMS et le score EMFG-66-SI atteint r = 0,808 (p Bonferroni = 0,001) ; dans la 2ème partie de l'étude Activ-Tronc, la corrélation entre l'ECAB et l'EMFG-66-SI atteint rho = 0,955 (p Bonferroni < 0,001). Ces deux corrélations résistent à la correction la plus conservatrice et convergent à deux tranches d'âge différentes, sur deux outils d'évaluation du contrôle axiale différents et sur deux échantillons indépendants. Elles confirment ce que Curtis, Butler et al. (2015) avaient rapporté chez des enfants atteints de PC plus âgés : le contrôle axial du tronc constitue un déterminant central des capacités motrices globales dans cette population, et probablement l'un des plus structurants à un niveau hiérarchique élevé de l'organisation motrice.

Cette convergence justifie une intervention spécifique sur le tronc. Le tronc constitue la base mécanique à partir de laquelle s'organisent les mouvements des membres et qui rend possible la dissociation entre segments proximaux et distaux. Un déficit de contrôle axial serait susceptible de compromettre simultanément l'équilibre, la fonction motrice globale, et plus en aval, la participation aux activités de la vie quotidienne (Chiarello et al., 2016). Les scores ECAB (74 ± 18,8 vs 99 ± 3,2 ; r = 0,876) et Reach Out Questionnaire (différence très significative ; r = 0,781) sont en faveur de cette répercussion en cascade : un déficit axial primaire entraînerait des limitations fonctionnelles globales, qui à leur tour restreindraient la participation et la fonction du membre supérieur. C'est précisément cette organisation hiérarchique qui justifie le ciblage thérapeutique du tronc dans la RAIT : agir sur la base de la chaîne posturale pour maximiser les répercussions en aval.

10.3. Comparer les effets de la RAIT et de la RH sur 3 mois

La comparaison inter-groupes à trois mois constitue le test de l'hypothèse principale de cette thèse (H2) : la RAIT devait réduire d'au moins 30 % les troubles moteurs initiaux – en particulier la décélération antérieure du sternum (MinSternumX) – par rapport à la RH, dès les trois premiers mois d'exposition. Au total, sur aucune des variables testées – les quatre variables de dynamique du tronc, les paramètres spatio-temporels, les scores fonctionnels – la RAIT ne se distingue significativement de la RH à trois mois. En particulier, le critère de jugement principal MinSternumX n'évolue pas différemment dans les deux groupes entre M0 et M3. Donc, l'hypothèse centrale de l'étude n'est pas confirmée sur l'échantillon préliminaire disponible (16 enfants pour la dynamique du tronc, 17 pour les scores fonctionnels et spatio-temporels).

Ces résultats préliminaires amènent à considérer divers points :

a. Faible effectif de cette étude : Sept à neuf enfants par groupe confèrent une puissance statiquement limitée, rendant difficile la détection de différences réelles. L'étude a été conçue pour inclure 50 enfants atteints de PC randomisés (25 par groupe), afin de détecter avec une puissance de 80 % une réduction relative de 30 % du MinSternumX. L'effectif analysé à trois mois ne dépasse pas 16 à 17 enfants, soit environ un tiers de la cible. L'absence de significativité ne saurait donc être interprétée comme une preuve d'inefficacité de la RAIT.
b. La trajectoire longitudinale du MinSternumX, significative sur l'ensemble du suivi M0–M12 ($p = 0,0046$) avec une réduction progressive dépassant 65 % à douze mois, indique que l'effet de la RAIT sur la dynamique du tronc se construit sur une durée supérieure à trois mois, en cohérence avec une plasticité dépendante de l'activité qui se cumule dans le temps.
c. Des paramètres biomécaniques peu discriminants : Les paramètres dynamiques du sternum et du sacrum ne permettent pas de différencier les deux groupes à ce stade. Les deltas observés sont faibles et il y a une variabilité inter-individuelle importante. Cette variabilité, habituellement observée dans les populations d'enfants paralysés cérébraux, constitue un défi majeur et met l'accent sur l'importance d'études plus « larges » en échantillon.
d. Une hétérogénéité des pratiques de RH : Chez certains des kinésithérapeutes interrogés sur leurs pratiques avant l'inclusion de chaque enfant, une partie de leur RH comporte des activités utilisées dans la RAIT, telles que la position à 4 pattes, la posture en décubitus ventral avec appui sur les avant-bras ou sur les mains. Cette proximité potentielle entre certains principes des deux interventions pourrait avoir contribué à réduire les différences observées entre les groupes. Par ailleurs, malgré des contrôles systématiques programmés du contenu des séances chez le kinésithérapeute et à domicile sur des feuilles de surveillance, le remplissage de ces feuilles est très irrégulier et une application stricte et homogène du protocole dans chacun des deux groupes ne peut être garantie, ce qui constitue une limite importante dans cette étude. Ainsi la question du contenu et du temps cumulé réel exercé de ce contenu pour les 2 approches thérapeutiques se pose.
e. D'autre part, le contenu de la RAIT était en principe à exercer environ 20 à 30 minutes par jour, 6 jours sur 7, ce qui reste modéré par rapport avec l'activité motrice spontanée globalement assez importante durant les diverses activités de la vie quotidienne de ces enfants marchant de façon autonome et ayant une faible sévérité motrice fonctionnelle (GMFCS de niveau I et II). Il n'aurait pas été raisonnable de proposer une durée journalière plus élevée de RAIT, pour des considérations pratiques de réalisation, bien que cela soit conceptuellement logique par rapport à la durée importante des activités spontanées de l'enfant comportant vraisemblablement des compensations à corriger.

10.4. Mécanismes de la RAIT et plasticité dépendante de l'activité

10.4.1. Justification théorique de l'intervention précoce et prolongée

Si la caractérisation à M0 établit que le déficit axial constitue un déterminant central des troubles moteurs dans la PC, elle ne suffit pas à justifier l'intervention rééducative ciblée que constitue la RAIT. Trois questions doivent être abordées séparément : **pourquoi le tronc, pourquoi tôt, pourquoi longtemps ?** La première a été traitée dans la section précédente : le tronc occupe une position hiérarchique élevée dans l'organisation posturale, et tout gain à ce niveau a le potentiel de se répercuter en aval. Les deux autres questions, qui justifient le caractère précoce et prolongé de l'intervention, s'éclairent à la lumière de deux cadres théoriques complémentaires, la théorie de la sélection des groupes neuronaux et la théorie des modèles internes.

10.4.2. Théorie de la sélection des groupes neuronaux : variabilité, sélection et fenêtres critiques

La théorie de la sélection des groupes neuronaux (NGST), développée initialement par Edelman (1993) puis appliquée au développement moteur par Hadders-Algra (2000, 2004, 2005), constitue le cadre théorique le plus fécond pour analyser le développement moteur typique et atypique. Selon la NGST, le développement moteur ne procède pas par déploiement d'un programme génétique précâblé, mais par un processus en deux temps : d'abord, une période de variabilité primaire durant laquelle le système nerveux explore un large répertoire de patrons moteurs sans sélection préférentielle ; ensuite, sous l'effet de l'expérience motrice répétée et des feedbacks sensoriels, une phase de sélection durant laquelle les patrons les plus efficaces sont renforcés et stabilisés, tandis que les autres sont progressivement abandonnés. Cette phase de sélection débouche sur une variabilité secondaire, plus organisée et adaptative, qui caractérise la motricité mature.

Dans la PC, cette dynamique sélective est précocement perturbée. La lésion cérébrale précoce pourrait limiter la variabilité primaire ou désorganise la sélection ultérieure, conduisant à une fixation prématurée sur des coordinations sous-optimales (Hadders-Algra, 2005). Le déficit axial et les stratégies compensatoires décrites en M0, marche digitigrade en particulier, peuvent être lus comme des patrons primaires, issus d'un contrôle primaire de l'équilibre sélectionnés par défaut dans un répertoire appauvri. C'est ce que la fenêtre temporelle ciblée par notre étude (18 mois à 5 ans et demi) cherche à exploiter : avant que les coordinations compensatoires ne soient durablement stabilisées, et avant que les répercussions orthopédiques de ces compensations ne deviennent irréversibles, il existe une fenêtre d'opportunité durant laquelle l'enrichissement de l'expérience motrice par une intervention ciblée peut réorienter la sélection vers des coordinations plus efficaces.

La RAIT, par la répétition d'activités sollicitant fortement le tronc dans des contextes posturaux variés et peu contraignant pour le contrôle de l'équilibre (posture à 4 pattes, posture en sirène avec appui sur un membre supérieur, posture en décubitus ventral avec appui sur les mains ou les avant-bras, transferts entre différentes postures sécurisées, etc.), exerce précisément cette fonction d'enrichissement de la variabilité primaire et de guidage de la sélection neuronale, tout en favorisant un contrôle facilité de l'équilibre.

Cette lecture justifie également le caractère prolongé de l'intervention. La sélection neuronale, dans le cadre de la NGST, repose sur la répétition et la stabilisation progressive des patrons retenus. Un enrichissement bref ne saurait suffire : il faut une exposition prolongée, sur plusieurs mois, pour permettre la consolidation des nouvelles coordinations et leur intégration au répertoire moteur de l'enfant. Le choix d'une intervention sur 9 à 12 mois, avec une fréquence quasi-quotidienne incluant les auto-exercices à domicile, s'inscrit directement dans cette logique. La trajectoire d'amélioration progressive observée sur l'EMFG-66-SI et l'ECAB dans les deux groupes au cours du suivi, ainsi que la diminution progressive du MinSternumX dans le groupe RAIT, sont cohérentes avec ce processus de sélection prolongée.

10.4.3. Modèles internes : la RAIT comme entraînement à la prédiction sensorimotrice

Le second cadre théorique mobilisé est celui des modèles internes développé par Wolpert et Ghahramani (2000), et appliqué au développement de l'enfant notamment par Cignetti et al. (2013). Selon ce cadre, le SNC construit deux types de modèles internes pour piloter l'action : des modèles directs, qui prédisent les conséquences sensorielles d'une commande motrice donnée ; et des modèles inverses, qui calculent la commande motrice nécessaire pour atteindre un état sensoriel désiré. Le contrôle moteur efficace repose sur la précision de ces modèles et sur leur mise à jour permanente par comparaison entre prédictions et retours sensoriels effectifs. Les ajustements posturaux anticipateurs, en particulier ceux qui mobilisent le tronc, sont des manifestations directes du modèle direct du système postural : ils représentent la commande préprogrammée qu'envoie le système nerveux central avant qu'une perturbation prévisible (comme l'impact du pied lors de la marche) ne survienne.

Dans la PC, plusieurs travaux suggèrent que les modèles internes du tronc sont imprécis ou désajustés (Cignetti et al., 2013). L'enfant n'arrive pas à prédire correctement les conséquences mécaniques d'une commande posturale, ou n'arrive pas à calculer la commande adéquate pour atteindre une stabilisation cible. Le freinage antérieur accru du sternum observé à M0 peut être lu, dans ce cadre, comme le signe d'une stratégie réactive qui se substitue à une stratégie anticipatoire défaillante : ne pouvant anticiper finement la perturbation de l'acceptation du poids, l'enfant atteint

de PC compense par un freinage massif réactif. La RAIT, par la répétition d'activités impliquant le tronc dans des contextes posturaux variés avec des déstabilisations et prévisibles, fonctionne dans ce cadre comme un entraînement à la mise à jour des modèles internes. Par exemple, chez un jeune enfant hémiplégique droit, une posture en sirène avec appui sur le membre supérieur droit sera exploitée pour que ce dernier et le tronc participent au contrôle de l'équilibre lors d'un geste volontaire impliquant le membre supérieur gauche vers la droite. Chaque mouvement réussi enrichit le modèle direct par un nouvel exemple de prédiction confirmée ou corrigée ; chaque difficulté rencontrée affine le modèle inverse par un ajustement des commandes nécessaires à la tâche. Un des objectifs est de mettre en place des modèles internes dans lesquels la contribution du tronc et des membres déficitaires au contrôle de l'équilibre est renforcée, en situations statique et dynamique.

10.4.4. Spécificité de la RAIT au sein des interventions ciblant l'enfant atteint de PC

La RAIT s'inscrit dans un paysage thérapeutique où plusieurs approches concourent à améliorer les capacités motrices des enfants atteints de PC. Parmi les plus documentées figurent les approches bimanuelles intensives associées à une rééducation des membres inférieurs (HABIT-ILE ; (Bleyenheuft et al., 2015; Carton De Tournai et al., 2024) les approches inspirées du Pilates (Adıguzel & Elbasan, 2022), les rééducations robotisées (Abidin et al., 2024), et les approches traditionnelles de traitement neurodéveloppemental (NDT), telles que Bobath. (Ungureanu et al., 2022). Ces approches mobilisent divers mécanismes d'action dont certaines peuvent se chevaucher. Dans l'approche HABIT-ILE, par exemple, la rééducation intensive et bimanuelle pour la rééducation d'un membre supérieur se fait principalement par des activités des membres supérieurs en chaîne ouverte. Les approches Pilates modulent le contrôle postural et la flexibilité par des exercices à dominante respiratoire et de stabilité. Les approches robotisées agissent par guidage moteur passif ou assisté en chaîne ouverte pour le membre supérieur ou en gérant le contrôle de l'équilibre de l'enfant pour un contrôle robotisé de la marche impliquant les membres inférieurs. Dans l'approche de Bobath, la diminution du comportement moteur spastique via un contrôle postural de l'enfant par le thérapeute est une composante importante.

La spécificité de la RAIT tient à l'exploitation de postures intermédiaires impliquant fortement le tronc (posture à 4 pattes, posture en sirène avec appui sur un membre supérieur, posture en décubitus ventral avec appui sur les mains ou les avant-bras, transferts entre différentes postures sécurisées, etc.) dans lesquelles le contrôle axial est systématiquement sollicité comme variable critique. L'enfant réalise seul.e, autant que faire se peut, des activités à partir de ces postures intermédiaires afin de gérer seul.e son équilibre dynamique. Les membres supérieurs sont le plus souvent en appui au sol, en chaîne fermée, afin de forcer leur implication et celle du tronc dans

l’équilibre dynamique, tout en faisant évoluer très progressivement la difficulté d’auto stabilisation. Cette spécificité présente deux avantages théoriques. Premièrement, elle agit à un niveau hiérarchique élevé de l'organisation posturale, ce qui maximise les chances de répercussions en aval, sur les membres supérieurs comme sur la marche, en cohérence avec le modèle de hiérarchisation posturale du tronc (Curtis, Butler, et al., 2015; Pierret et al., 2023). Deuxièmement, elle est peu exigeante en ressources matérielles, peut être adaptée à différents environnements (séance avec le kinésithérapeute, auto-exercices guidés à domicile), et s'intègre naturellement aux activités quotidiennes de l'enfant. Ce dernier point la distingue notamment des approches robotisées, plus coûteuses et dépendantes d'un plateau technique. Notre étude apporte un premier élément de faisabilité de cette intégration : malgré les difficultés inhérentes aux études longitudinales chez les jeunes enfants, le protocole a pu être déployé sur 12 mois par des kinésithérapeutes libéraux formés, avec un suivi maintenu pour la grande majorité des participants.

10.5. Reproductibilité de l'effet de la RAIT

10.5.1. Aspect méthodologique

La reproductibilité d’un effet thérapeutique peut se vérifier s’il se manifeste de manière comparable dans des conditions de mesure différentes, et notamment à des moments différents pour des populations comparables.

Cette étude est un essai randomisé avec démarrage différé du traitement innovant, la RAIT, mis en place afin d’étudier l’effet cumulé de 12 mois versus 9 mois de ce traitement (objectif traité au point 10.6). La reproductibilité de l’effet de la RAIT, 3ème partie de l'étude Activ-Tronc, a comparé l'effet d'une première exposition à la RAIT entre M0 et M3 dans le groupe RAIT-RAIT, et entre M3 et M6 dans le groupe RH-RAIT, ce dernier ayant reçu la RH durant les trois premiers mois. Le test direct de reproductibilité repose sur l'interaction temps recodé × groupe dans un LMM : une absence d'interaction significative, combinée à une amélioration significative dans chacun des deux groupes, soutient l'hypothèse de reproductibilité ; une interaction significative la mettrait en cause.

10.5.2. Reproductibilité sur la dynamique du tronc et les paramètres spatio-temporels

Les résultats observés pour la dynamique du tronc et les paramètres spatio-temporels ne permettent pas de trancher formellement : aucune variable ne montre d'effet temps significatif lors du traitement initial de 3 mois par la RAIT dans chaque groupe, ce qui signifie que l’hypothèse d’un effet à reproduire ne peut pas être vérifiée statistiquement sur ces dimensions. Cette absence d'effet aux trois mois peut s'interpréter de deux manières non exclusives. D'une part, c'est la lecture la plus

probable au regard des effectifs de la variabilité intra-individuelle, la puissance statistique disponible est insuffisante pour détecter des effets quantitativement modestes. D'autre part, l'effet de la RAIT sur les variables dynamiques pourrait nécessiter un temps d'exposition supérieur à trois mois pour devenir détectable, en cohérence avec la trajectoire progressive observée jusqu'à M12 et avec la logique de sélection neuronale prolongée discutée plus haut.

10.6. Effets cumulés sur douze mois (M0-M12)

10.6.1. MinSternumX : Evolution longitudinale intra – groupe et éléments en faveur de H4.

Sur le plan des effets longitudinaux (H4), le résultat le plus important concerne l'évolution longitudinale du MinSternumX dans le groupe RAIT-RAIT. Sur l'ensemble du suivi M0-M12, le LMM met en évidence un effet temps significatif ($p = 0,0046$), avec un Δ moyen de $-2,12$ m·s^{-2}, la moyenne passant de $-3,14$ m·s^{-2} à M0 à $-1,4$ m·s^{-2} à M12.

Cette confirmation appelle plusieurs commentaires. Premièrement, il s'agit d'un résultat cliniquement pertinent : le MinSternumX se rapproche, dans le groupe RAIT-RAIT à M12, des valeurs caractéristiques des enfants à DT ($-1,769$ m·s^{-2} à M0 dans notre échantillon de référence), ce qui suggère une normalisation partielle de la dynamique du tronc plutôt qu'une amélioration relative limitée. Deuxièmement, l'interaction groupe × temps n'atteint pas la significativité ($p = 0,388$), ce qui signifie que l'effet cumulé de la RAIT pendant 12 mois n'est pas significativement supérieur à celui de la RH pendant 3 mois suivie de RAIT pendant 9 mois.

Troisièmement, il était projeté des réductions progressives des troubles moteurs initiaux de l'ordre de 40 % à 6 mois et 50 % à 12 mois, conformément à la logique d'une plasticité dépendante de l'activité qui se cumule dans le temps. La trajectoire observée pour MinSternumX, avec une réduction passant graduellement de 0 à 65 %, dépasse également cette projection et conforte l'hypothèse d'un effet cumulatif pour cette variable principale. La projection d'une réduction de 50 % à 12 mois était spéculative pour se rapprocher de valeurs normales, sans avoir de références dans la littérature. La cohérence quantitative entre trajectoire projetée et observée donne du crédit au modèle théorique sous-jacent. Cette convergence est précisément ce que la NGST et les modèles internes prédisent : la consolidation des coordinations sélectionnées, et la mise à jour progressive des modèles internes, prennent du temps et donnent lieu à des gains qui s'amplifient progressivement.

10.6.2. Autres variables dynamiques et paramètres spatio-temporels

Les autres variables dynamiques du tronc (MaxSacrumZ, PicSternumNorme, PicSacrumNorme) montrent des tendances à l'amélioration dans le groupe RAIT, sans atteindre la significativité statistique. Pour la PicSternumNorme, le LMM met néanmoins en évidence un effet temps significatif tous groupes confondus ($p = 0,03$), suggérant une diminution globale de l'intensité de la décélération globale du sternum au cours du suivi, sans que les comparaisons post-hoc Bonferroni atteignent le seuil. La diminution est progressive et distribuée sur l'ensemble du suivi, sans qu'il y ait une réduction significative entre deux temps précis. En d'autres termes, le LMM met en évidence une évolution sur l'ensemble des douze mois, sans permettre de localiser le moment où le moment où ce changement est plus marqué. Pour les autres variables dynamiques, les Δ observés (de l'ordre de -1 à -2 $m \cdot s^{-2}$) apparaissent quantitativement notables mais ne sont pas significatives, probablement liés à la combinaison d'une variance inter-individuelle élevée et d'un effectif réduit.

Sur les paramètres spatio-temporels, le groupe RAIT-RAIT présente une diminution significative de la cadence entre M0 et M12, accompagnée d'une augmentation non significative de la longueur de pas. Cette évolution couplée, bien que limitée à l'effet intra-groupe (l'interaction groupe × temps n'est pas significative), est conforme à la maturation locomotrice typique : les jeunes enfants commencent par marcher avec une cadence élevée et des pas courts (compensation de la difficulté à charger le membre porteur), puis évoluent progressivement vers une cadence plus faible et des pas plus longs, traduisant un meilleur contrôle de l'équilibre dynamique. Que cette évolution soit observée également dans le groupe RH (mais sans atteindre la significativité), suggère qu'une part importante de ce gain reflète la maturation locomotrice naturelle plutôt qu'un effet spécifique de la RAIT. La RAIT pourrait néanmoins accélérer ou faciliter cette maturation, hypothèse compatible avec la significativité atteinte uniquement dans le groupe ayant bénéficié de la RAIT pendant les 12 mois complets.

10.6.3. Édimbourg : la persistance du patron digitigrade installé

L'absence d'évolution significative du score visuel d'Édimbourg, dans les deux groupes et sur l'ensemble du suivi, constitue l'un des résultats les plus instructifs cliniquement. Il indique que la qualité globale du schéma de marche, telle qu'évaluée visuellement, ne se modifie pas sur 12 mois dans les 2 groupes. Ce résultat suggère que les déviations cinématiques observables à l'œil, dont la marche digitigrade fait typiquement partie dans cette population, persistent malgré les progrès sur la dynamique du tronc et la fonction motrice globale. Cette dissociation est riche d'enseignements. Elle suggère que les déviations cinématiques visibles à la marche, dont la marche digitigrade fait typiquement partie dans cette population, persistent malgré les progrès sur le contrôle axial et la

fonction motrice globale, fonctionnant comme des attracteurs forts au sens des systèmes dynamiques.

Ces résultats sont cohérents avec le résultat de Beyaert et al. (2020), qui suggéraient que la marche digitigrade chez certains enfants atteints de PC pourrait jouer un rôle fonctionnel de compensation de l'équilibre dynamique, et non être un simple symptôme passif de spasticité. Si cette lecture est correcte, améliorer le contrôle postural du tronc pourrait ne pas suffire sur le plan dynamique à abandonner la marche digitigrade : tant que cette stratégie reste fonctionnellement utile dans le répertoire de l'enfant, en particulier dans des situations dynamiques de la vie quotidienne plus menaçantes que la marche non perturbée sur terrain plat, le système moteur n'a pas de raison forte de l'abandonner. Des auto-activités impliquant fortement le tronc et les membres dans des postures dynamiques progressivement plus difficiles mais contrôlées pourrait contribuer à changer le schéma cinématique de marche. Une intensification quantitative de la RAIT pourrait contribuer à ce changement mais elle reste de réalisation difficile sur le plan pratique et éthique, en l'absence de preuve suffisante dans cette direction. Une direction complémentaire de recherche consisterait à mettre en œuvre la RAIT chez des enfants avec PC encore non marchants afin de réduire voire de prévenir le développement de stratégies dynamiques comme la marche digitigrade. Des essais préliminaires sont en cours dans ce sens afin de mettre en place une étude clinique pour cette catégorie de population.

10.6.4. Scores fonctionnels : amélioration substantielle et concordance entre les deux groupes

Les scores fonctionnels présentent les évolutions les plus encourageantes de l'étude. L'EMFG-66-SI progresse significativement entre M0 et M12 dans les deux groupes. L'ECAB présente une évolution comparable, avec des améliorations significatives à tous les temps de mesure post-baseline dans le groupe RAIT, et une amélioration significative entre M0 et M6 dans le groupe RH (qui se maintient à M12). Le LMM met en évidence un effet temps très significatif dans les deux cas ($p < 0,001$ pour l'EMFG-66-SI, $p < 0,001$ pour l'ECAB), sans interaction groupe × temps.

L'effet du temps sur les trajectoires des deux groupes pour ces deux scores fonctionnels pourrait être dû, en partie, à l'effet cumulé de la RAIT, dans la mesure où le groupe RH a lui-même reçu la RAIT à partir de M3 (et les bénéfices observés à M12 reflètent donc, pour ce groupe, 9 mois de RAIT précédés de 3 mois de RH).

Le Reach Out Questionnaire constitue l'exception notable de cette section : il ne montre pas d'amélioration significative au cours du suivi. Cette insensibilité au changement dans le cadre de

notre étude appelle plusieurs lectures. La première porte sur l'outil lui-même : rempli par les parents, le Reach Out est exposé à une variabilité parasite liée à l'état psychologique du répondant (Ma et al., 2023). Un parent fatigué ou inquiet à un instant donné peut donner des réponses systématiquement plus négatives, indépendamment de l'évolution motrice réelle de l'enfant. Cette source de bruit limite la sensibilité au changement de cet outil par rapport à des évaluations directes par l'examinateur. La deuxième lecture porte sur la temporalité : la fonction du membre supérieur et la participation aux activités de la vie quotidienne pourraient évoluer sur des échelles de temps plus longues que 12 mois, ou nécessiter d'autres interventions plus spécifiquement ciblées (HABIT-ILE, (Bleyenheuft et al., 2015; Carton De Tournai et al., 2024). La troisième lecture porte sur le mécanisme d'action et la nature de ce que mesure le Reach Out. Cet outil évalue non seulement la fonction motrice du membre supérieur, mais aussi la participation aux activités de la vie quotidienne et la satisfaction des parents quant à l'autonomie de leur enfant, une dimension qui pèse directement sur le score et qui explique en partie pourquoi les enfants PC obtiennent 20 points contre 5 chez les enfants à DT à M0. Ce contraste confirme que l'outil est bien sensible aux déficits de cette population dans cette tranche d'âge. L'absence d'amélioration après 12 mois de RAIT ne reflète donc pas une insensibilité de l'outil, mais suggère plutôt deux limites complémentaires. D'une part, la RAIT, si elle sollicite bien le membre supérieur dans un registre d'appui et de stabilisation posturale, n'agit pas directement sur la commande fine distale, qui reste sous la dépendance d'une voie corticospinale structurellement lésée dans la PC spastique. D'autre part, la dimension de participation et d'autonomie perçue par les parents est susceptible d'évoluer lentement et sur des échelles de temps longues : un enfant dont le tronc et l'équilibre progressent ne devient pas nécessairement plus autonome dans ses activités manuelles quotidiennes à court terme si la commande distale reste le facteur contraignant. La récupération fonctionnelle perçue au quotidien sur ces deux dimensions pourrait nécessiter des interventions plus spécifiquement ciblées sur la manipulation et la participation, telles que HABIT-ILE (Araneda et al., 2021; Bleyenheuft et al., 2015) en complément de la RAIT.

Chapitre 11 : Limites de l’étude Activ-Tronc et perspectives

La portée des résultats présentés dans cette thèse doit être considérée à la lumière de plusieurs limites méthodologiques, que l'on peut regrouper en quatre catégories : limites liées au faible nombre d’enfants et au plan expérimental, limites liées à la mesure et au contrôle des biais, limites liées à la population et au contexte d'étude, et limites liées au cadre empirique de comparaison. Chacune de ces catégories est discutée ci-dessous, en précisant la nature de la limite, son impact attendu sur

l'interprétation des résultats, et lorsque cela est pertinent, les voies envisageables pour les lever dans les travaux futurs.

11.1. Limites liées au faible nombre d'enfants et au plan expérimental

11.1.1. Effectif inférieur à la cible pré-calculée

La principale limite de cette étude tient à l'effectif inférieur à la cible pré-calculée a priori. Cette limite est inhérente au fait que l'étude n'est pas terminée alors que la période de doctorat est limitée, ce qui conduit à présenter dans ce travail des résultats intermédiaires. Le calcul d'effectif, dimensionné pour détecter une réduction relative de 30 % du MinSternumX dans le groupe RAIT à M3 (hypothèse H2), conduisait à une cible d'environ 25 enfants atteints de PC par groupe (soit 50 enfants au total), incluant un taux d'attrition anticipé de 15 % sur 12 mois. Or, la population des jeunes enfants atteints de PC GMFCS I-II éligibles pour cette tranche d'âge spécifique (18 mois à 5 ans et 6 mois) est restreinte au niveau d'un seul centre de recrutement, ce qui a conduit à l'inclusion de 18 enfants randomisés au moment de la rédaction du présent manuscrit. L'insuffisance associée de puissance statistique a des conséquences directes sur la lecture des résultats : elle accroît le risque d'erreur de seconde espèce (faux négatifs), elle limite la capacité à détecter une interaction groupe × temps significatifs, et elle conduit à une instabilité des estimations sur les comparaisons par paires post-hoc, particulièrement marquée pour les variables présentant une variance inter-individuelle élevée. Cette limite est partiellement compensée par la taille d'effet observée sur le résultat principal (réduction du MinSternumX sur 12 mois), mais elle ne permet pas de conclure à une supériorité de la RAIT pendant 12 mois versus 9 mois après une période de RH de 3 mois. Les inclusions se poursuivent dans le cadre du protocole publié (Zografou et al., 2026) avec pour objectif d'atteindre la taille requise des populations étudiées.

11.1.2. Limites liées à l'essai en démarrage différé de la RAIT

Le plan expérimental retenu est un essai randomisé à démarrage différé du traitement innovant (RAIT), et non un croisé standard à deux périodes de traitement avec inversion symétrique. A l'issue de l'étude, les deux groupes ont reçu la RAIT, mais sur des durées différentes (12 mois pour le groupe RAIT-RAIT, 9 mois pour le groupe RH-RAIT). L'objectif est de comparer l'effet de la RAIT sur 2 périodes de durée cumulée, 12 mois et 9 mois. Cependant, dans le groupe RH-RAIT, la RAIT est commencée après 3 mois de RH : l'effet entre M3 et M12 est-il un effet propre de la RAIT ou une combinaison de cet effet avec celui des trois premiers mois de RH ? Il est à noter que les 2 groupes d'enfants bénéficient d'une rééducation préalable à l'inclusion, rééducation appelée pour cette raison RH. Si la rééducation préalable à la RAIT est comparable dans les deux groupes,

cela validerait la comparaison de l'effet propre de 2 périodes de RAIT. La similitude entre les RH est cependant difficile à apprécier sur le plan qualitatif et quantitatif. De plus, dans le groupe RH-RAIT, il était demandé au kinésithérapeute de faire faire à l'enfant à domicile une sélection du contenu habituel de sa rééducation pour que la durée hebdomadaire de réalisation de la RH et de la RAIT soit quantitativement comparables, ce qui a été un choix méthodologique pour comparer la RAIT avec la RH pendant les 3 premiers mois de l'étude. Par contre, la quantité de RH hebdomadaire, préalable à la RAIT, est probablement plus élevée dans le groupe RH-RAIT que dans le groupe RAIT-RAIT, ce qui est une limite pour comparer l'effet de 2 durées de la RAIT.

11.1.3. Absence d'aveuglement de l'évaluateur

L'étude a été conduite en ouvert, c'est-à-dire sans aveuglement de l'évaluateur quant à l'attribution des enfants aux deux groupes (RAIT-RAIT ou RH-RAIT). Cette absence d'aveuglement, fréquente dans les essais d'interventions non pharmacologiques comme les programmes de rééducation, où la nature même de l'intervention est difficile à dissimuler, constitue néanmoins une source potentielle de biais d'évaluation. Le risque est particulièrement préoccupant pour les variables comportant une part de jugement humain : les scores cliniques administrés directement par l'évaluateur (TCMS, ECAB, EMFG-66-SI), le score visuel d'Édimbourg coté à partir de vidéos, ou la sélection des cycles de marche valides pour l'analyse IMU. Les variables purement instrumentales (paramètres IMU traités automatiquement par script MATLAB, paramètres spatio-temporels exportés du tapis Zeno) sont moins exposées à ce biais, mais elles ne sont pas totalement à l'abri du moment où la sélection des passages valides reste manuelle. Pour limiter ce biais, plusieurs précautions ont été prises : l'utilisation d'instruments standardisés avec scripts d'analyse pré-écrits, la formation préalable des évaluateurs, et la cotation de l'Édimbourg sur vidéos enregistrées plutôt que sur l'observation directe. Néanmoins, l'absence d'aveuglement complet demeure une limite inhérente au plan expérimental qui justifie une lecture prudente, en particulier sur les scores cliniques sensibles à l'attente positive.

11.2. Limites de réalisation pratique de l'étude

11.2.1. Limites du Reach Out Questionnaire, sensibilité des outils d'évaluation

Le Reach Out Questionnaire est, parmi les outils utilisés, le seul renseigné par les parents de l'enfant. Cette modalité de recueil introduit une source de variabilité parasite difficile à contrôler : la qualité des réponses dépend de l'état psychologique du parent au moment de l'évaluation, de sa disponibilité, de sa connaissance fine des capacités de son enfant, et plus subtilement, de ses attentes vis-à-vis du programme rééducatif. Un parent ayant investi du temps et de l'énergie dans les auto-

exercices à domicile peut être tenté de rapporter une amélioration plus marquée que ce que reflète l'évaluation instrumentale ; à l'inverse, un parent fatigué ou découragé peut systématiquement sous-estimer les progrès. Dans notre étude, le Reach Out Questionnaire n'a montré aucune amélioration significative au cours du suivi, alors même que la fonction motrice globale et l'équilibre progressaient substantiellement. Cette insensibilité au changement peut s'interpréter de plusieurs manières non exclusives : (a) le questionnaire mesure une dimension (fonction du membre supérieur et participation) qui évolue effectivement plus lentement que les dimensions axiales ciblées par la RAIT ; (b) le bruit lié au mode de recueil parental masque les évolutions réelles ;

Les différents outils mobilisés présentent des sensibilités au changement contrastées dans cette tranche d'âge, et cette hétérogénéité de sensibilité influence la lecture globale des résultats. Le MinSternumX et les autres variables IMU se sont révélés sensibles aux effets de l'intervention, en particulier sur le long terme. Les scores ECAB et l'EMFG-66-SI ont également montré des évolutions substantielles. À l'inverse, le score visuel d'Édimbourg et l'eGVI ont montré une stabilité quasi-complète au cours du suivi, malgré les progrès observés sur d'autres dimensions.

Pour l'eGVI, cette insensibilité peut tenir au caractère composite du score (qui agrège la variabilité de neuf paramètres spatio-temporels) et au fait que la variabilité de marche reste constitutivement élevée chez les jeunes enfants à DT eux-mêmes ce qui réduit le rapport signal sur bruit attendu pour détecter un effet d'intervention dans cette tranche d'âge.

Pour le score d'Édimbourg, l'insensibilité reflète probablement la persistance des déviations cinématiques de marche, dont la marche digitigrade fait partie dans cette population, qui constituent des attracteurs forts requérant des interventions complémentaires pour le contrôle dynamique de l'équilibre et peut – être d'autres ciblées sur les membres inférieurs.

11.2.2. Réalisation thérapeutique non quantifiée précisément

La RAIT comporte une composante d'auto-exercices à domicile, guidée par le kinésithérapeute et supervisée par les parents, en complément des séances en présentiel. Cette composante est essentielle à l'intensité totale de la RAIT. Pour assurer son suivi, des feuilles de suivi ont été mises en place et complétées par les parents au fil du temps. Cependant, il demeure très difficile de vérifier avec certitude que les exercices ont été effectués quotidiennement et de manière conforme au protocole prescrit. Cette limite de fidélité à l'intervention introduit une variabilité de réalisation thérapeutique non quantifiée entre enfants : certains ont pu réaliser la RAIT selon le protocole nominal, d'autres probablement beaucoup moins. Cette hétérogénéité de réalisation contribue probablement à la variance inter-individuelle observée et limite l'inférence causale stricte

entre intervention et résultats. En l'état, la fidélité réelle aux auto-exercices à domicile demeure une inconnue structurelle des interventions intensives pédiatriques, que des études futures devront spécifiquement chercher à résoudre.

11.2.3. Particularités du consentement chez le jeune enfant

La conduite de recherches impliquant de jeunes enfants se heurte à une limite intrinsèque : le consentement éclairé ne peut être obtenu que des parents ou tuteurs légaux, et non de l'enfant lui-même. Cette modalité, conforme à la législation en vigueur et aux principes de la Déclaration d'Helsinki, n'en demeure pas moins une limite éthique et méthodologique. Elle implique notamment que la participation effective de l'enfant au programme rééducatif ne soit pas le résultat d'un consentement explicite de sa part, mais d'une décision parentale, qui peut être plus ou moins bien acceptée selon le tempérament et l'humeur de l'enfant. Cette dimension peut influencer la qualité d'engagement aux séances et aux auto-exercices, et donc l'intensité réelle de réalisation de l'intervention. Sur le plan méthodologique, elle accentue les difficultés d'évaluation des items requérant une coopération active de l'enfant, et augmente le risque de données manquantes liées à des refus ponctuels. Cette limite est inhérente à la population étudiée et ne peut être complètement levée ; elle peut être atténuée par des stratégies adaptées de mise en confiance, de jeu, et d'implication ludique de l'enfant dans les évaluations.

11.3. Limites contextuelles de l’étude

11.3.1. Maturation locomotrice confondante

Sur la fenêtre d'âge ciblée (18 mois à 5 ans et 6 mois), le développement moteur typique est lui-même très actif. La marche autonome n'est acquise que vers 12 à 18 mois, la maturité du patron locomoteur n'est atteinte que vers 6 à 7 ans, et de nombreux paramètres spatio-temporels et cinématiques évoluent substantiellement durant cette période. Cette dynamique développementale spontanée se superpose aux effets attendus de l'intervention rééducative, ce qui rend l'attribution causale plus délicate. L'évolution favorable observée sur la cadence et la longueur de pas dans le groupe RAIT, par exemple, est cohérente avec la maturation locomotrice typique attendue dans cette tranche d'âge, et nous ne pouvons pas exclure qu'elle reflète en partie cette maturation plutôt qu'un effet propre de la RAIT. La présence d'un groupe contrôle d'enfants à DT évalués une fois fournit une référence à un point donné, mais pas une trajectoire développementale. Pour mieux distinguer effet d'intervention et effet de maturation, les travaux futurs devraient envisager d'inclure une cohorte de référence d'enfants à DT évaluée longitudinalement aux mêmes

temps de mesure, ou de comparer les trajectoires observées à des normes développementales établies sur de larges échantillons.

11.3.2. Manque de données de référence dans la tranche d'âge ciblée

Enfin, le manque d'études antérieures portant sur une tranche d'âge identique avec des variables comparables limite la portée des conclusions. La littérature sur la dynamique du tronc à la marche chez l'enfant atteint de PC est dominée par des travaux portant sur des enfants plus âgés (Curtis, Butler, et al., 2015; Heyrman et al., 2014; Pierret et al., 2023; Saether et al., 2015). Les rares études portant sur de jeunes enfants utilisent souvent des outils différents (analyse cinématique 3D plutôt qu'IMU, scores cliniques non standardisés) ou se concentrent sur la fonction du membre supérieur (Bleyenheuft et al., 2015; Carton De Tournai et al., 2024). Cette rareté d'études cliniques dans la petite enfance rend la mise en perspective de nos résultats plus délicate qu'elle ne le serait dans un champ plus exploré : nous ne disposons pas de normes développementales solides pour les variables dynamiques dans cette tranche d'âge, ni d'études interventionnelles comparables à confronter directement à nos trajectoires. Cette limite est en partie inhérente au caractère pionnier de l'étude, qui constitue justement l'une de ses contributions, mais elle invite à une interprétation prudente des résultats et à une consolidation par des études convergentes.

11.4. Perspectives

Les résultats préliminaires obtenus dans cette thèse, et les limites qui sont associées aux études correspondantes, ouvrent plusieurs voies de progression pour mieux appréhender la RAIT. Ces perspectives sont regroupées en trois ensembles : des perspectives méthodologiques, développer l'exploration de la dynamique du tronc à la marche et étendre l'utilisation de la RAIT.

11.4.1. Perspectives méthodologiques

11.4.1.1. Cohortes longitudinales de référence chez les enfants à DT

Le manque de données normatives développementales pour les variables de dynamique du tronc dans la tranche 18 mois – 6 ans constitue, comme indiqué en 11.4.1, une limite à l'interprétation des résultats. La constitution de cohortes longitudinales de référence chez les enfants à DT, évaluées aux mêmes temps de mesure (M0, M3, M6, M12) que les enfants atteints de PC, avec les mêmes outils, permettrait de combler ce manque et de disposer d'une trajectoire développementale typique de comparaison. Une telle cohorte pourrait être recrutée dans des structures non hospitalières (crèches, écoles maternelles, consultations pédiatriques de routine), avec un investissement plus modéré que les cohortes cliniques, et avec une rétention attendue plus élevée. La constitution de

cette base normative bénéficierait à l'ensemble du champ de recherche sur le développement moteur et permettrait de distinguer, dans les résultats observés chez les enfants atteints de PC, ce qui relève de la maturation typique attendue et ce qui relève spécifiquement de l'intervention rééducative. Elle aiderait également à interpréter la variabilité observée sur certains paramètres (largeur de cycle, eGVI), en quantifiant le niveau de variabilité attendu chez des enfants à DT de référence.

11.4.1.2. Etude multicentrique en cross-over

Si l'étude ActivTronc, lorsqu'elle sera complétée ne permet pas de montrer une différence d'effet entre 3 mois de RAIT et de RH, possiblement lié à certains contenus de la RH proches de ceux de la RAIT et à la maturation motrice spontanée intercurrente, une nouvelle étude pourrait être mise en place en reprenant la méthode en cross-over utilisée pour l'étude précédente (Pierret et al., 2023) réalisée chez des enfants de 5 à 12 ans. La supériorité très significative de l'effet de la RAIT par rapport à celle de la RH de cette étude précédente, nous avait fait considérer un essai randomisé à démarrage décalé de la RAIT pour l'étude Activ-Tronc en considérant que la supériorité de la RAIT par rapport à celle de la RH y serait probablement montrée, afin d'y étudier en plus l'effet cumulé de la RAIT. Pour l'étude en cross-over, la durée de traitement comparant RH et RAIT pour une première période puis en changeant de traitement pour une deuxième période pourrait être de 3 mois ou de 6 mois en fonction des résultats de l'étude Activ-Tronc lorsqu'elle sera complétée. L'intensité de l'effet supérieur sur MinSternumX de la RAIT par rapport à celui de la RH serait peut-être revue à la baisse, ce qui impliquerait un nombre plus grand de sujets nécessaire. D'autre part, dans le Grand Est, le nombre de kinésithérapeutes connaissant et adoptant la RAIT dans leur pratique quotidienne augmente, ce qui augmente la difficulté de trouver des kinésithérapeutes ne connaissant pas la RAIT pour une étude nouvelle locale monocentrique. Pour ces raisons, nous envisagerions une étude multicentrique, pour faire connaitre cette approche thérapeutique chez de nouveaux kinésithérapeutes, s'ils ou elles sont intéressé.e.s, et pour favoriser un plus grand recrutement en une période de quelques années.

11.4.2. La dynamique du tronc à la marche : une évaluation à développer

Les travaux futurs devraient consolider l'évaluation de la dynamique du tronc à la marche pour quantifier et suivre l'évolution du déficit du contrôle postural dynamique du tronc. Le pic de décélération antérieur du sternum en début d'appui (MinSternumX) apparait comme une variable de choix dont l'utilisation devrait être consolidée par des études complémentaires sur plusieurs points : valider sa reproductibilité test-retest dans des conditions standardisées ; établir des seuils d'amélioration cliniquement pertinents par comparaison à des changements perceptibles sur d'autres dimensions ; tester sa capacité prédictive du devenir fonctionnel à plus long terme ; et explorer ses

corrélats avec d'autres variables instrumentales et par scores cliniques. Si cette consolidation aboutit, le MinSternumX et peut-être d'autres variables dynamiques (MaxSacrumZ, autres) pourraient être explorées de façon routinière, ce qui serait simple à réaliser avec une instrumentation IMU peu coûteuse, et utilisable en clinique pour le suivi individuel d'enfants en rééducation.

11.4.3. Extension de l'utilisation de la RAIT

11.4.3.1. Intervention chez le jeune enfant avec PC non marchant

Compte tenu du rôle fondamental du tronc dans l'acquisition du contrôle postural, et non seulement dans son optimisation une fois la marche acquise, il apparaît particulièrement pertinent d'envisager l'application de la RAIT à une étape plus précoce encore, avant même que l'enfant n'acquière la station debout autonome et la marche. La théorie de la sélection des groupes neuronaux (Hadders-Algra, 2000) prédit qu'une intervention durant la période critique de constitution du répertoire moteur, avant que les coordinations compensatoires ne soient durablement sélectionnées, devrait être encore plus efficace qu'une intervention ultérieure. Les travaux récents sur l'intervention précoce chez le nourrisson à risque ou avec diagnostic précoce de PC (Novak et al., 2017) vont dans ce sens en montrant qu'une action dès les premiers mois de vie modifie la trajectoire neuromotrice et oriente la sélection neuronale vers des patrons plus efficaces. La transposition de la RAIT à cette tranche d'âge nécessite des adaptations substantielles du contenu des activités (activités en position assise ou autres postures sur ballon de Klein ou autres supports, transferts) mais conserve le principe d'un ciblage explicite du tronc comme priorité de l'intervention. L'utilisation de la RAIT pour cette catégorie d'enfants de bas âge avec PC et non marchants est en cours pour obtenir des données préliminaires à la mise en place d'une étude clinique.

11.4.3.2. Extension aux profils GMFCS III-IV

Les critères d'inclusion ont restreint la population aux enfants GMFCS I-II, c'est-à-dire à des enfants atteints de PC marchant sans aide technique. Cette restriction est cohérente avec le critère de jugement principal (dynamique du tronc à la marche), mais elle laisse sans réponse la question de l'effet de la RAIT chez les enfants plus sévèrement affectés (GMFCS III, IV, voire V). Ces enfants présentent souvent des déficits axiaux plus marqués et bénéficieraient potentiellement encore davantage d'un ciblage rééducatif du tronc. Une extension nécessite cependant des adaptations méthodologiques importantes : redéfinition des critères de jugement : pour les GMFCS III-IV non ambulants, des variables de contrôle postural en station assise se substitueraient au MinSternumX à la marche, ; échelles segmentaires comme le SATCo) ou étude des APAs en station assise sur un petit banc avec test de « reaching » antérieur (exploration en cours de mise en place) ; adaptation

des activités de la RAIT à des capacités plus restreintes. Une telle extension pourrait être conduite par cohortes GMFCS séparées, avec des critères de jugement et des objectifs d'amélioration ajustés à chaque profil.

11.4.3.3. Intégration en pratique kinésithérapique libérale

L'une des caractéristiques structurantes de la RAIT est qu'elle ne dépend pas d'un plateau technique lourd : elle repose sur des activités fonctionnelles diversifiées, mobilisables dans la plupart des cabinets de kinésithérapie pédiatrique, et complétées par des auto-exercices à domicile guidés par les parents. Cette caractéristique en fait un candidat prometteur pour un déploiement en pratique libérale, qui constitue le principal lieu de prise en charge rééducative à long terme des enfants atteints de PC en France. L'effet de la RAIT sur le contrôle moteur du tronc et global a été démontré chez des enfants PC de 5 à 12 ans et est en cours d'étude chez des enfants PC dans la petite enfance. Si la RAIT s'avère efficace avec une supériorité par rapport à la RH, le déploiement de son utilisation par les kinésithérapeutes serait utile.

Plusieurs développements seraient nécessaires pour préparer ce déploiement. La création de supports pédagogiques standardisés (manuel illustré, vidéos d'exemples d'activités classées par tranche d'âge et niveau de difficulté, fiches d'auto-exercices à remettre aux parents) faciliterait l'appropriation par les kinésithérapeutes libéraux. Une formation continue spécifique, sous forme de modules courts, permettrait de diffuser les principes et les modalités pratiques de la RAIT au-delà du centre investigateur. Enfin, des études de fidélité d'implémentation en conditions réelles permettraient de vérifier que la RAIT conserve ses effets lorsqu'elle est administrée par des praticiens formés au format libéral, en dehors du cadre de l'essai clinique. Si ces conditions sont réunies, la RAIT pourrait devenir, à moyen terme, une composante de référence du parcours rééducatif des jeunes enfants atteints de PC, intégrée à la prise en charge habituelle plutôt que conçue comme une alternative concurrente.

Conclusion

Cette thèse apporte une double contribution sur la PC du jeune enfant. Sur le versant descriptif, elle suggère le rôle central du contrôle axial du tronc dans l'organisation des troubles moteurs, et caractérise pour la première fois la dynamique du tronc lors de la marche dans une tranche d'âge précoce (18 mois à 5 ans et demi). Les corrélations très fortes significatives entre contrôle axial et fonction motrice globale (TCMS / EMFG-66-SI dans l'étude vertébrale ; ECAB / EMFG-66-SI dans l'étude activ-tronc) établissent un argument solide en faveur d'un ciblage thérapeutique du tronc, et confortent les conclusions formulées par Curtis et al. (2015) et Pierret et al. (2023) sur des populations différentes.

Sur le versant évaluatif, cette thèse documente pour la première fois les effets de la RAIT, dans une cohorte de jeunes enfants atteints de PC, sur un suivi prolongé de douze mois. A ce stade de résultats intermédiaires, les effets d'une RAIT et d'une RH, pendant 3 mois, ne sont pas significativement différents. Entre M0 et M12, il existe une réduction significative du MinSternumX dans le groupe RAIT-RAIT (12 mois de RAIT) mais pas dans le groupe RH-RAIT (9 mois de RAIT), en faveur d'un effet cumulé de la RAIT et une amélioration significative sur l'ECAB et la EMFG-66-SI dans les deux groupes. L'amélioration progressive sur 12 mois observée sur l'ECAB et l'EMFG-66-SI est cohérente avec la trajectoire initialement projetée (gains cumulatifs de l'ordre de 50 % à 12 mois).

Sur le plan mécanistique, ces résultats sont cohérents avec une lecture conjointe de la théorie de la sélection des groupes neuronaux (NGST), qui justifie l'intervention précoce et prolongée par la dynamique de sélection des coordinations efficaces dans le répertoire moteur, et de la théorie des modèles internes, qui rend compte du recalibrage progressif des prédictions sensorimotrices du tronc sous l'effet de la répétition d'activités ciblées. Dans cette théorie, le cerveau apprend à prédire ce que le tronc va faire à chaque pas, et à préparer la stabilisation à l'avance plutôt que de la corriger après coup. Chez les enfants PC, ces prédictions pourraient être mal calibrées, d'où un freinage réactif excessif du sternum lors de l'appui, mesuré par le MinSternumX. En répétant quotidiennement des activités qui sollicitent le tronc dans des contextes variés, la RAIT permet au cerveau de l'enfant de recalibrer progressivement ces prédictions, ce que reflète la diminution progressive du MinSternumX au cours des 12 mois de suivi. L'ensemble de ces résultats, encore incomplets de par la nécessité de compléter les inclusions des 2 études Vertébrale et ActivTronc, soulignent déjà la pertinence d'agir sur le tronc précocement, intensément et durablement, par des activités fonctionnelles diversifiées et intégrées au quotidien de l'enfant. Les limites liées au faible

nombre d'enfants inclus, au plan expérimental, à la réalisation pratique de l'étude et au contexte de la petite enfance sont nombreuses et ont été discutées. L'enjeu potentiel de l'utilisation de la RAIT motive la poursuite d'études avec des perspectives d'adaptation méthodologique, de développement de l'exploration dynamique du tronc à la marche et d'extension de l'utilisation de la RAIT.

BIBLIOGRAPHIE

Abidin, N., Ünlü Akyüz, E., Cankurtaran, D., Karaahmet, Ö. Z., & Tezel, N. (2024). The effect of robotic rehabilitation on posture and trunk control in non-ambulatory cerebral palsy. *Assistive Technology*, *36*(6), 422-428. https://doi.org/10.1080/10400435.2022.2059592

Adıguzel, H., & Elbasan, B. (2022). Effects of modified pilates on trunk, postural control, gait and balance in children with cerebral palsy : A single-blinded randomized controlled study. *Acta Neurologica Belgica*, *122*(4), 903-914. https://doi.org/10.1007/s13760-021-01845-5

Adolph, K. E., & Avolio, A. M. (2000). Walking infants adapt locomotion to changing body dimensions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *26*(3), 1148-1166. https://doi.org/10.1037/0096-1523.26.3.1148

Adolph, K. E., & Franchak, J. M. (2017). The development of motor behavior. *WIREs Cognitive Science*, *8*(1-2), e1430. https://doi.org/10.1002/wcs.1430

Adolph, K. E., Vereijken, B., & Denny, M. A. (1998). Learning to Crawl. *Child Development*, *69*(5), 1299-1312. https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.1998.tb06213.x

Adolph, K. E., Vereijken, B., & Shrout, P. E. (2003). What Changes in Infant Walking and Why. *Child Development*, *74*(2), 475-497. https://doi.org/10.1111/1467-8624.7402011

Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., & Scholle, H.-C. (2007). Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *17*(2), 245-252. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.01.002

Araneda, R., Klöcker, A., Ebner-Karestinos, D., Sogbossi, E. S., Renders, A., Saussez, G., Paradis, J., & Bleyenheuft, Y. (2021). Feasibility and effectiveness of HABIT-ILE in children aged

1 to 4 years with cerebral palsy : A pilot study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *64*(3), 101381. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.006

Armand, S., Watelain, E., Mercier, M., Lensel, G., & Lepoutre, F.-X. (2006). Identification and classification of toe-walkers based on ankle kinematics, using a data-mining method. *Gait & Posture*, *23*(2), 240-248. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.007

Assaiante, C., & Amblard, B. (1995). An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*, *14*(1), 13-43. https://doi.org/10.1016/0167-9457(94)00048-J

Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., & Schmitz, C. (2005). Development of postural control in healthy children : A functional approach. *Neural plasticity*, *12*(2-3), 109-118.

Assaiante, C., Woollacott, M., & Amblard, B. (2000). Development of Postural Adjustment During Gait Initiation : Kinematic and EMG Analysis. *Journal of Motor Behavior*, *32*(3), 211-226. https://doi.org/10.1080/00222890009601373

Attias, M., Bonnefoy-Mazure, A., De Coulon, G., Cheze, L., & Armand, S. (2017). Influence of different degrees of bilateral emulated contractures at the triceps surae on gait kinematics : The difference between gastrocnemius and soleus. *Gait & Posture*, *58*, 176-182. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.118

Attias, M., Bonnefoy-Mazure, A., Lempereur, M., Lascombes, P., De Coulon, G., & Armand, S. (2015). Trunk movements during gait in cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, *30*(1), 28-32. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.11.009

Balzer, J., Marsico, P., Mitteregger, E., van der Linden, M. L., Mercer, T. H., & van Hedel, H. J. A. (2017). Influence of trunk control and lower extremity impairments on gait capacity in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 1-7. https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1380719

Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., Jacobsson, B., & Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005.

Developmental medicine and child neurology, *47*(8), 571-576. https://www.cambridge.org/core/journals/developmental-medicine-and-child-neurology/article/proposed-definition-and-classification-of-cerebral-palsy-april-2005/E74085EC032F818F14A5A1C1C2A30CD0

Bechet, R., Tisserand, R., Bart, A., Fradet, L., & Colloud, F. (2025). Two different roles of the trunk segment during the anticipatory phase of gait initiation. *Multidisciplinary Biomechanics Journal*, *49th congress of the...*(Motion simulation and...), 14472. https://doi.org/10.46298/mbj.14472

Belenkii, V. E., Gurfinkel, V. S., & Paltsev, E. I. (1967). On the control elements of voluntary movements. *Biofizika*.

Berger, W. (1998). Characteristics of locomotor control in children with cerebral palsy. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 579-582. http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S014976349700047X

Berger, W., Quintern, J., & Dietz, V. (1982). Pathophysiology of gait in children with cerebral palsy. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *53*(5), 538-548. https://doi.org/10.1016/0013-4694(82)90066-9

Bernstein, N. (1967). *The coordination and the regulation of movement*. Pergamon.

Bertenthal, B., & Von Hofsten, C. (1998). Eye, Head and Trunk Control : The Foundation for Manual Development1The responsibility was shared equally between the authors.1. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 515-520. https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00038-9

Beyaert, C., Pierret, J., Vasa, R., Paysant, J., & Caudron, S. (2020). Toe walking in children with cerebral palsy : A possible functional role for the plantar flexors. *Journal of Neurophysiology*, *124*(4), Article 4. https://doi.org/10.1152/jn.00717.2019

Bleyenheuft, Y., Arnould, C., Brandao, M. B., Bleyenheuft, C., & Gordon, A. M. (2015). Hand and Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremity (HABIT-ILE) in Children

With Unilateral Spastic Cerebral Palsy : A Randomized Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *29*(7), 645-657. https://doi.org/10.1177/1545968314562109

Bouisset, S., & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience letters*, *22*(3), 263-270.

Boutron, I., Altman, D. G., Moher, D., Schulz, K. F., Ravaud, P., & for the CONSORT NPT Group*. (2017). CONSORT Statement for Randomized Trials of Nonpharmacologic Treatments : A 2017 Update and a CONSORT Extension for Nonpharmacologic Trial Abstracts. *Annals of Internal Medicine*, *167*(1), 40-47. https://doi.org/10.7326/M17-0046

Boyer, E. R., & Patterson, A. (2018). Gait pathology subtypes are not associated with self-reported fall frequency in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *63*, 189-194. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.004

Brégou Bourgeois, A., Mariani, B., Aminian, K., Zambelli, P. Y., & Newman, C. J. (2014). Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait & Posture*, *39*(1), 436-442. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.029

Brenière, Y., & Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research*, *121*(3), 255-262. https://doi.org/10.1007/s002210050458

Brenière, Y., Bril, B., & Fontaine, R. (1989). Analysis of the Transition From Upright Stance to Steady State Locomotion in Children With Under 200 Days of Autonomous Walking. *Journal of Motor Behavior*, *21*(1), 20-37. https://doi.org/10.1080/00222895.1989.10735462

Bril, B., & Brenière, Y. (1992). Postural Requirements and Progression Velocity in Young Walkers. *Journal of Motor Behavior*, *24*(1), 105-116. https://doi.org/10.1080/00222895.1992.9941606

Bril, B., Dupuy, L., Dietrich, G., & Corbetta, D. (2015). Learning to tune the antero-posterior propulsive forces during walking : A necessary skill for mastering upright locomotion in

toddlers. *Experimental Brain Research*, *233*(10), 2903-2912. https://doi.org/10.1007/s00221-015-4378-6

Bril, B., & Ledebt, A. (1994). Les débuts de la marche autonome chez l'enfant. *Journal de Pédiatrie et de Puériculture*, *7*(1), 21-33. https://doi.org/10.1016/S0987-7983(05)80359-7

Brogren, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *43*(08), 534. https://doi.org/10.1017/S0012162201000974

Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1998). Postural Control in Sitting Children with Cerebral Palsy. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 591-596. https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00049-3

Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssherg, H. (1996). POSTURAL CONTROL IN CHILDREN WITH SPASTIC DIPLEGIA : MUSCLE ACTIVITY DURING PERTURBATIONS IN SITTING. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *38*(5), 379-388. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1996.tb15095.x

Bulea, T. C., Stanley, C. J., & Damiano, D. L. (2017). Part 2 : Adaptation of Gait Kinematics in Unilateral Cerebral Palsy Demonstrates Preserved Independent Neural Control of Each Limb. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00050

Burridge, J., Wood, D., Hermens, H., Voerman, G., Johnson, G., Wijck, F. V., Platz, T., Gregoric, M., Hitchcock, R., & Pandyan, A. (2005). Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. *Disability and Rehabilitation*, *27*(1-2), 69-80. https://doi.org/10.1080/09638280400014592

Butler, P. B. (1998). A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, *12*(4), 281-293.

Butler, P. B., Saavedra, S., Sofranac, M., Jarvis, S. E., & Woollacott, M. H. (2010). Refinement, Reliability, and Validity of the Segmental Assessment of Trunk Control. *Pediatric Physical Therapy*, *22*(3), 246-257. https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181e69490

Campos, J. J., Anderson, D. I., Barbu-Roth, M. A., Hubbard, E. M., Hertenstein, M. J., & Witherington, D. (2000). Travel Broadens the Mind. *Infancy*, *1*(2), 149-219. https://doi.org/10.1207/S15327078IN0102_1

Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe : A collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *42*(12), 816-824. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2000.tb00695.x

Cappozzo, A. (1983). The forces and couples in the human trunk during level walking. *Journal of Biomechanics*, *16*(4), 265-277. https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90134-3

Carlberg, E. B., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural Dysfunction in Children With Cerebral Palsy : Some Implications for Therapeutic Guidance. *Neural Plasticity*, *12*(2-3), 221-228. https://doi.org/10.1155/NP.2005.221

Carton De Tournai, A., Herman, E., Ebner-Karestinos, D., Gathy, E., Araneda, R., Renders, A., De Clerck, C., Kilcioğlu, S., Dricot, L., Macq, B., Vandermeeren, Y., & Bleyenheuft, Y. (2024). Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities in Infants With Unilateral Cerebral Palsy : A Randomized Clinical Trial. *JAMA Network Open*, *7*(11), e2445133. https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2024.45133

Chiarello, L. A., Bartlett, D. J., Palisano, R. J., McCoy, S. W., Fiss, A. L., Jeffries, L., & Wilk, P. (2016). Determinants of participation in family and recreational activities of young children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, *38*(25), 2455-2468. https://doi.org/10.3109/09638288.2016.1138548

Cignetti, F., Chabeauti, P.-Y., Sveistrup, H., Vaugoyeau, M., & Assaiante, C. (2013). Updating process of internal models of action as assessed from motor and postural strategies in children. *Neuroscience*, *233*, 127-138. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.12.040

Correa, T. A., Schache, A. G., Graham, H. K., Baker, R., Thomason, P., & Pandy, M. G. (2012). Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait. *Gait & Posture*, *36*(2), 194-200. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.014

Cromwell, R. L., Aadland-Monahan, T. K., Nelson, A. T., Stern-Sylvestre, S. M., & Seder, B. (2001). Sagittal Plane Analysis of Head, Neck, and Trunk Kinematics and Electromyographic Activity During Locomotion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *31*(5), 255-262. https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.5.255

Cromwell, R., Schurter, J., Shelton, S., & Vora, S. (2004). Head stabilization strategies in the sagittal plane during locomotor tasks. *Physiotherapy Research International*, *9*(1), 33-42. https://doi.org/10.1002/pri.298

Curtis, D. J., Butler, P., Saavedra, S., Bencke, J., Kallemose, T., Sonne-Holm, S., & Woollacott, M. (2015). The central role of trunk control in the gross motor function of children with cerebral palsy : A retrospective cross-sectional study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(4), 351-357. https://doi.org/10.1111/dmcn.12641

Curtis, D. J., Hansen, L., Luun, M., Løberg, R., Woollacott, M., Saavedra, S., Sonne-Holm, S., Berggreen, S., & Bencke, J. (2015). Measuring Postural Sway in Sitting : A New Segmental Approach. *Journal of Motor Behavior*, *47*(5), 427-435. https://doi.org/10.1080/00222895.2014.1003782

Curtis, D. J., Woollacott, M., Bencke, J., Lauridsen, H. B., Saavedra, S., Bandholm, T., & Sonne-Holm, S. (2018). The functional effect of segmental trunk and head control training in moderate-to-severe cerebral palsy : A randomized controlled trial. *Developmental Neurorehabilitation*, *21*(2), 91-100. https://doi.org/10.1080/17518423.2016.1265603

Dan, B. (2020). Cerebral palsy is a sensorimotor disorder. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *62*(7), 768-768. https://doi.org/10.1111/dmcn.14542

Degraafpeters, V., Blauwhospers, C., Dirks, T., Bakker, H., Bos, A., & Haddersalgra, M. (2007). Development of postural control in typically developing children and children with cerebral

palsy : Possibilities for intervention? *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *31*(8), 1191-1200. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.008

Delacre, M., Lakens, D., & Leys, C. (2017). Why Psychologists Should by Default Use Welch's t-test Instead of Student's t-test. *International Review of Social Psychology*, *30*(1), 92-101. https://doi.org/10.5334/irsp.82

Dietz, V. (2000). Spastic movement disorder. *Spinal Cord*, *38*(7), 389-393. https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101030

Dobson, F., Morris, M. E., Baker, R., & Graham, H. K. (2007). Gait classification in children with cerebral palsy : A systematic review. *Gait & Posture*, *25*(1), 140-152. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.01.003

Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P. P., & Gauchard, G. C. (2021). The trunk's contribution to postural control under challenging balance conditions. *Gait & Posture*, *84*, 102-107. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.020

Edelman, G. M. (1993). Neural Darwinism : Selection and reentrant signaling in higher brain function. *Neuron*, *10*(2), 115-125. https://doi.org/10.1016/0896-6273(93)90304-A

Forssberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, *57*(3), 480-493. https://doi.org/10.1007/BF00237835

Forssberg, H. (1992). Evolution of Plantigrade Gait : Is There a Neuronal Correlate? *Developmental Medicine & Child Neurology*, *34*(10), 920-925. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1992.tb11391.x

Freedland, R. L., & Bertenthal, B. I. (1994). Developmental Changes in Interlimb Coordination : Transition to Hands-and-Knees Crawling. *Psychological Science*, *5*(1), 26-32. https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.1994.tb00609.x

Gesell, A. (1946). The ontogenesis of infant behavior. In L. Carmichael (Éd.), *Manual of child psychology*. (p. 295-331). John Wiley & Sons Inc. https://doi.org/10.1037/10756-006

Gouelle, A., Leroux, J., Bredin, J., & Mégrot, F. (2016). Changes in Gait Variability From First Steps to Adulthood : Normative Data for the Gait Variability Index. *Journal of Motor Behavior*, *48*(3), 249-255. https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1084986

Gouelle, A., Rennie, L., Clark, D. J., Mégrot, F., & Balasubramanian, C. K. (2018). Addressing limitations of the Gait Variability Index to enhance its applicability : The enhanced GVI (EGVI). *PLOS ONE*, *13*(6), e0198267. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198267

Hadders-Algra, M. (2000). The Neuronal Group Selection Theory : A framework to explain variation in normal motor development. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *42*(8), 566-572. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2000.tb00714.x

Hadders-Algra, M. (2004). General movements : A window for early identification of children at high risk for developmental disorders. *The Journal of pediatrics*, *145*(2), S12-S18.

Hadders-Algra, M. (2005). Development of postural control during the first 18 months of life. *Neural plasticity*, *12*(2-3), 99-108.

Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy : Variation, selection and modulation. *The Journal of physiology*, *493*(1), 273-288.

Haehl, V., Vardaxis, V., & Ulrich, B. (2000). Learning to cruise : Bernstein's theory applied to skill acquisition during infancy. *Human Movement Science*, *19*(5), 685-715. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00034-8

Heyrman, L., Desloovere, K., Molenaers, G., Verheyden, G., Klingels, K., Monbaliu, E., & Feys, H. (2013). Clinical characteristics of impaired trunk control in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(1), 327-334. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.08.015

Heyrman, L., Feys, H., Molenaers, G., Jaspers, E., Monari, D., Nieuwenhuys, A., & Desloovere, K. (2014). Altered trunk movements during gait in children with spastic diplegia :

Compensatory or underlying trunk control deficit? *Research in Developmental Disabilities*, *35*(9), 2044-2052. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.04.031

Heyrman, L., Molenaers, G., Desloovere, K., Verheyden, G., De Cat, J., Monbaliu, E., & Feys, H. (2011). A clinical tool to measure trunk control in children with cerebral palsy : The Trunk Control Measurement Scale. *Research in Developmental Disabilities*, *32*(6), 2624-2635. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.06.012

Hirschfeld, H., & Forssberg, H. (1994). Epigenetic development of postural responses for sitting during infancy. *Experimental Brain Research*, *97*(3). https://doi.org/10.1007/BF00241546

Hodges, P. W., Cresswell, A. G., Daggfeldt, K., & Thorstensson, A. (2000). Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait & Posture*, *11*(2), 92-101. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00055-7

Hoffmann, T. C., Glasziou, P. P., Boutron, I., Milne, R., Perera, R., Moher, D., Altman, D. G., Barbour, V., Macdonald, H., Johnston, M., Lamb, S. E., Dixon-Woods, M., McCulloch, P., Wyatt, J. C., Chan, A.-W., & Michie, S. (2014). Better reporting of interventions : Template for intervention description and replication (TIDieR) checklist and guide. *BMJ*, *348*(mar07 3), g1687-g1687. https://doi.org/10.1136/bmj.g1687

Hollman, J. H., Childs, K. B., McNeil, M. L., Mueller, A. C., Quilter, C. M., & Youdas, J. W. (2010). Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait & Posture*, *32*(1), 23-28. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.017

Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O., & Do, M.-C. (2013). The Functional Role of the Triceps Surae Muscle during Human Locomotion. *PLoS ONE*, *8*(1), e52943. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052943

Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O., & Do, M.-C. (2014). By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. *Physiological Reports*, *2*(2), e00229. https://doi.org/10.1002/phy2.229

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium : What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(suppl_2), ii7-ii11. https://doi.org/10.1093/ageing/afl077

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements : Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, *55*(6), 1369-1381.

Imai, T., Moore, S. T., Raphan, T., & Cohen, B. (2001). Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning. *Experimental Brain Research*, *136*(1), 1-18. https://doi.org/10.1007/s002210000533

Jeffries, L., Fiss, A., McCoy, S. W., & Bartlett, D. J. (2016). Description of Primary and Secondary Impairments in Young Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy*, *28*(1), 7-14. https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000221

Jensen, R. K. (1986). Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *Journal of biomechanics*, *19*(5), 359-368.

Jover, M., Schmitz, C., Bosdure, E., Chabrol, B., & Assaiante, C. (2005). *Développement de l'anticipation posturale chez l'enfant sain et pathologique : Revue de travaux*.

Kara, O. K., Gursen, C., Cetin, S. Y., Tascioglu, E. N., Muftuoglu, S., & Damiano, D. L. (2023). The effects of power exercises on body structure and function, activity and participation in children with cerebral palsy : An ICF-based systematic review. *Disability and Rehabilitation*, *45*(22), 3705-3718. https://doi.org/10.1080/09638288.2022.2138575

Karthikbabu, S., Nayak, A., Vijayakumar, K., Misri, Z. K., Suresh, B. V., Ganesan, S., & Joshua, A. M. (2011). Comparison of physio ball and plinth trunk exercises regimens on trunk control and functional balance in patients with acute stroke : A pilot randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, *25*(8), 709-719.

Katz-Leurer, M., Rotem, H., Keren, O., & Meyer, S. (2009). Balance abilities and gait characteristics in post-traumatic brain injury, cerebral palsy and typically developed children.

Developmental Neurorehabilitation, *12*(2), 100-105. https://doi.org/10.1080/17518420902800928

Kavanagh, J., Barrett, R., & Morrison, S. (2006). The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Experimental Brain Research*, *172*(4), 454-463. https://doi.org/10.1007/s00221-006-0353-6

Kiernan, D. (2021). The relationship of trunk kinematics and kinetics with lower limb pathology during gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*, *86*, 33-37. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.032

Kim, C. J., & Son, S. M. (2014). Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters between Children with Normal Development and Children with Diplegic Cerebral Palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(9), 1317-1319. https://doi.org/10.1589/jpts.26.1317

King, G. A., Law, M., King, S., Hurley, P., Hanna, S., Kertoy, M., & Rosenbaum, P. (2007). Measuring children's participation in recreation and leisure activities : Construct validation of the CAPE and PAC. *Child: Care, Health and Development*, *33*(1), 28-39. https://doi.org/10.1111/j.1365-2214.2006.00613.x

Krägeloh-Mann, I., & Cans, C. (2009). Cerebral palsy update. *Brain and Development*, *31*(7), 537-544. https://doi.org/10.1016/j.braindev.2009.03.009

Kretch, K. S., Franchak, J. M., & Adolph, K. E. (2014). Crawling and Walking Infants See the World Differently. *Child Development*, *85*(4), 1503-1518. https://doi.org/10.1111/cdev.12206

Kurz, M. J., Arpin, D. J., & Corr, B. (2012). Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children. *Gait & Posture*, *36*(3), 600-604. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.029

Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., Willett, S. L., & Stergiou, N. (2013). Sitting Postural Control in Infants With Typical Development, Motor Delay, or Cerebral Palsy: *Pediatric Physical Therapy*, *25*(1), 46-51. https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318277f157

LaForme Fiss, A., McCoy, S. W., Bartlett, D., Avery, L., Hanna, S. E., & On Track Study Team. (2019). Developmental Trajectories for the Early Clinical Assessment of Balance by Gross Motor Function Classification System Level for Children With Cerebral Palsy. *Physical Therapy*, *99*(2), 217-228. https://doi.org/10.1093/ptj/pzy132

Leardini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., & Benedetti, M. G. (2011). Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, *26*(6), 562-571. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015

Ledebt, A. (2000). Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behavior and Development*, *23*(1), 79-89. https://doi.org/10.1016/S0163-6383(00)00027-8

Ledebt, A., & Bril, B. (2000). Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *Developmental Psychobiology*, *36*(4), 311-324. https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2302(200005)36:4%3C311::AID-DEV6%3E3.0.CO;2-V

Ledebt, A., Bril, B., & Brenière, Y. (1998). The build-up of anticipatory behaviour. *Experimental Brain Research*, *120*(1), 9-17. https://doi.org/10.1007/s002210050372

Leighton, A. H., & Lohmann, C. (2016). The Wiring of Developing Sensory Circuits—From Patterned Spontaneous Activity to Synaptic Plasticity Mechanisms. *Frontiers in Neural Circuits*, *10*. https://doi.org/10.3389/fncir.2016.00071

Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P., & Barbier, F. (2009). Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clinical Biomechanics*, *24*(2), 190-195. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.10.005

Liu, W.-Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory Postural Adjustments in Children with Cerebral Palsy and Children with Typical Development. *Pediatric Physical Therapy*, *19*(3), 188-195. https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31812574a9

Loram, I. D., Kelly, S. M., & Lakie, M. (2001). Human balancing of an inverted pendulum : Is sway size controlled by ankle impedance? *The Journal of Physiology*, *532*(3), 879-891. https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0879e.x

Lorentzen, J., Willerslev-Olsen, M., Hüche Larsen, H., Farmer, S. F., & Nielsen, J. B. (2019). Maturation of feedforward toe walking motor program is impaired in children with cerebral palsy. *Brain*, *142*(3), 526-541. https://doi.org/10.1093/brain/awz002

Lorentzen, J., Willerslev-Olsen, M., Hüche Larsen, H., Svane, C., Forman, C., Frisk, R., Farmer, S. F., Kersting, U., & Nielsen, J. B. (2018). Feedforward neural control of toe walking in humans. *The Journal of Physiology*, *596*(11), 2159-2172. https://doi.org/10.1113/JP275539

Ma, Y., Aslam, R., & Jester, A. (2023). Development and validation of a WHO ICF compliant hand and upper limb assessment tool for children : The Reach Out questionnaire. *Journal of Hand Therapy*, *36*(4), 1000-1006. https://doi.org/10.1016/j.jht.2023.03.005

Malina, R. M. (2004). Motor Development during Infancy and Early Childhood : Overview and Suggested Directions for Research. *International Journal of Sport and Health Science*, *2*, 50-66. https://doi.org/10.5432/ijshs.2.50

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium : Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, *38*(1), 35-56. https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C

Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, *4*(6), 877-887. https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6

Massion, J. (1998). Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 465-472. https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00031-6

Massion, J., Amblard, B., Assaiante, C., Mouchnino, L., & Vernazza, S. (1998). Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. *Brain research reviews*, *28*(1), 83-91.

Mazzaro, N., Nielsen, J. F., Grey, M. J., & Sinkjaer, T. (2007). Decreased Contribution From Afferent Feedback to the Soleus Muscle During Walking in Patients With Spastic Stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, *16*(4), 135-144. https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2007.01.003

McCollum, G., & Leen, T. K. (1989). Form and Exploration of Mechanical Stability Limits in Erect Stance. *Journal of Motor Behavior*, *21*(3), 225-244. https://doi.org/10.1080/00222895.1989.10735479

McCoy, S. W., Bartlett, D. J., Yocum, A., Jeffries, L., Fiss, A. L., Chiarello, L., & Palisano, R. J. (2014). Development and validity of the early clinical assessment of balance for young children with cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*, *17*(6), 375-383. https://doi.org/10.3109/17518423.2013.827755

McDonough, A. L., Batavia, M., Chen, F. C., Kwon, S., & Ziai, J. (2001). The validity and reliability of the GAITRite system's measurements : A preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*(3), 419-425. https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19778

Morgan, C., Fetters, L., Adde, L., Badawi, N., Bancale, A., Boyd, R. N., Chorna, O., Cioni, G., Damiano, D. L., Darrah, J., De Vries, L. S., Dusing, S., Einspieler, C., Eliasson, A.-C., Ferriero, D., Fehlings, D., Forssberg, H., Gordon, A. M., Greaves, S., … Novak, I. (2021). Early Intervention for Children Aged 0 to 2 Years With or at High Risk of Cerebral Palsy : International Clinical Practice Guideline Based on Systematic Reviews. *JAMA Pediatrics*, *175*(8), 846. https://doi.org/10.1001/jamapediatrics.2021.0878

Morgan, C., Novak, I., Dale, R. C., Guzzetta, A., & Badawi, N. (2016). Single blind randomised controlled trial of GAME (Goals □ Activity □ Motor Enrichment) in infants at high risk of cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *55*, 256-267. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2016.04.005

Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*, *18*(3), 134-142. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00070-X

Nashner, L. M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, *30*(1). https://doi.org/10.1007/BF00237855

Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements : A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, *8*(1), 135-150. https://doi.org/10.1017/S0140525X00020008

Nashner, L. M., Shumway-Cook, A., & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy : Deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research*, *49*(3), 393-409. http://link.springer.com/article/10.1007/BF00238781

Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, *34*(11), 1387-1398. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00105-1

Nielsen, J. B., Christensen, M. S., Farmer, S. F., & Lorentzen, J. (2020). Spastic movement disorder : Should we forget hyperexcitable stretch reflexes and start talking about inappropriate prediction of sensory consequences of movement? *Experimental Brain Research*, *238*(7-8), 1627-1636. https://doi.org/10.1007/s00221-020-05792-0

Novak, I., Morgan, C., Adde, L., Blackman, J., Boyd, R. N., Brunstrom-Hernandez, J., Cioni, G., Damiano, D., Darrah, J., Eliasson, A.-C., De Vries, L. S., Einspieler, C., Fahey, M., Fehlings, D., Ferriero, D. M., Fetters, L., Fiori, S., Forssberg, H., Gordon, A. M., … Badawi, N. (2017). Early, Accurate Diagnosis and Early Intervention in Cerebral Palsy : Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA Pediatrics*, *171*(9), 897. https://doi.org/10.1001/jamapediatrics.2017.1689

Numanoglu Akbas, A., & Kerem Gunel, M. (2019). Effects of Trunk Training on Trunk, Upper and Lower Limb Motor Functions in Children with Spastic Cerebral Palsy : A Stratified Randomized Controlled Trial. *Konuralp Tıp Dergisi*, *11*(2), 253-259. https://doi.org/10.18521/ktd.453532

Organization, W. H. (2001). *International Classification of Functioning Disability and Health (ICF)*. World Health Organization.

Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). An update on the prevalence of cerebral palsy : A systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *55*(6), 509-519. https://doi.org/10.1111/dmcn.12080

Õunpuu, S., Gorton, G., Bagley, A., Sison-Williamson, M., Hassani, S., Johnson, B., & Oeffinger, D. (2015). Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by G ross M otor F unction C lassification S ystem level in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(10), 955-962. https://doi.org/10.1111/dmcn.12766

Paillard, J. (1971). Les déterminants moteurs de l'organisation de l'espace. *Cahiers de psychologie*, *14*(4), 261-316.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *39*(4), 214-223. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x

Pérennou, D. (2012). Physiologie et physiopathologie du contrôle postural. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, *28*(3), 120-132. https://doi.org/10.1007/s11659-012-0316-1

Perry, J. (1992). *Gait analysis : Normal and pathological function*. SLACK Incorporated.

Perry, J., Burnfield, J. M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (2003). Toe walking : Muscular demands at the ankle and knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(1), 7-16. https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50057

Pierret, J., Beyaert, C., Paysant, J., & Caudron, S. (2020). How do children aged 6 to 11 stabilize themselves on an unstable sitting device? The progressive development of axial segment control. *Human Movement Science*, *71*, 102624. https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102624

Pierret, J., Beyaert, C., Vasa, R., Rumilly, E., Paysant, J., & Caudron, S. (2023). Rehabilitation of Postural Control and Gait in Children with Cerebral Palsy : The Beneficial Effects of Trunk-

Focused Postural Activities. *Developmental Neurorehabilitation*, 1-13. https://doi.org/10.1080/17518423.2023.2193269

Pierret, J., Caudron, S., Paysant, J., & Beyaert, C. (2021). Impaired postural control of axial segments in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *86*, 266-272. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.03.012

Pin, T. W., Butler, P. B., Cheung, H.-M., & Shum, S. L.-F. (2019). Relationship between segmental trunk control and gross motor development in typically developing infants aged from 4 to 12 months : A pilot study. *BMC Pediatrics*, *19*(1), 425. https://doi.org/10.1186/s12887-019-1791-1

Pirpiris, M., Gates, P. E., McCarthy, J. J., D'Astous, J., Tylkowksi, C., Sanders, J. O., Dorey, F. J., Ostendorff, S., Robles, G., Caron, C., & Otsuka, N. Y. (2006). Function and Well-Being in Ambulatory Children With Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *26*(1), 119-124. https://doi.org/10.1097/01.bpo.0000191553.26574.27

Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., & Vitte, E. (1991). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. *Experimental brain research*, *85*(1), 208-217.

Prosser, L. A., Atkinson, H. L., Alfano, J. M., Leff, M., Kessler, S. K., Gouelle, A., & Ichord, R. B. (2022). Normalizing step-to-step variability to age in children and adolescents with hemiplegia. *Gait & Posture*, *98*, 6-8. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.08.009

Rachwani, J., Santamaria, V., Ai, X., Goldstone, H., Kanneth, J., Karim, N., Schulteis, J., & Agrawal, S. (2023). Dynamic sitting in infants : Limits of stability. *Gait & Posture*, *102*, 210-215. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.04.004

Rastgar Koutenaei, F., Noorizadeh Dehkordi, S., Amini, M., & ShahAli, S. (2023). Effect of Swiss Ball Stabilization Training on Trunk Control, Abdominal Muscle Thickness, Balance, and Motor Skills of Children With Spastic Cerebral Palsy : A Randomized, Superiority Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *104*(11), 1755-1766. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2023.05.011

Read, H. S., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., Prescott, R. J., & Robb, J. E. (2003). Edinburgh Visual Gait Score for Use in Cerebral Palsy: *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *23*(3), 296-301. https://doi.org/10.1097/01241398-200305000-00005

Reid, L. B., Rose, S. E., & Boyd, R. N. (2015). Rehabilitation and neuroplasticity in children with unilateral cerebral palsy. *Nature Reviews Neurology*, *11*(7), 390-400. https://doi.org/10.1038/nrneurol.2015.97

Righetto Greco, A. L., Sato, N. T. D. S., Cazotti, A. M., & Tudella, E. (2020). Is Segmental Trunk Control Related to Gross Motor Performance in Healthy Preterm and Full-Term Infants? *Journal of Motor Behavior*, *52*(6), 666-675. https://doi.org/10.1080/00222895.2019.1673694

Rival, C., Ceyte, H., & Olivier, I. (2005). Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters*, *376*(2), 133-136. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.042

Rochat, P., & Goubet, N. (1995). Development of sitting and reaching in 5- to 6-month-old infants. *Infant Behavior and Development*, *18*(1), 53-68. https://doi.org/10.1016/0163-6383(95)90007-1

Rodda, J., & Graham, H. K. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia : A basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology*, *8*(s5), 98-108. https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x

Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P., & Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, *86-B*(2), 251-258. https://doi.org/10.1302/0301-620X.86B2.13878

Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B., & Jacobsson, B. (2006). A report : The definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *49*, 8-14. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x

Russell, D. J., Avery, L. M., Rosenbaum, P. L., Raina, P. S., Walter, S. D., & Palisano, R. J. (2000). Improved Scaling of the Gross Motor Function Measure for Children With Cerebral Palsy : Evidence of Reliability and Validity. *Physical Therapy*, *80*(9), 873-885. https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.873

Russell, D. J., Avery, L. M., Walter, S. D., Hanna, S. E., Bartlett, D. J., Rosenbaum, P. L., Palisano, R. J., & Gorter, J. W. (2010). Development and validation of item sets to improve efficiency of administration of the 66-item Gross Motor Function Measure in children with cerebral palsy : Validation of GMFM-66 Item Sets. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *52*(2), e48-e54. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03481.x

Saavedra, S. L., Van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2012). Learning about gravity : Segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *Journal of Neurophysiology*, *108*(8), 2215-2229. https://doi.org/10.1152/jn.01193.2011

Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015). Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *96*(6), 1088-1097. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016

Saether, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Brændvik, S., Lydersen, S., & Vik, T. (2014). Gait characteristics in children and adolescents with cerebral palsy assessed with a trunk-worn accelerometer. *Research in Developmental Disabilities*, *35*(7), 1773-1781. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.02.011

Saether, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Braendvik, S., Lydersen, S., & Vik, T. (2015). The relationship between trunk control in sitting and during gait in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(4), 344-350. https://doi.org/10.1111/dmcn.12628

Santamaria, V., Luna, T., Khan, M., & Agrawal, S. (2020). The robotic Trunk-Support-Trainer (TruST) to measure and increase postural workspace during sitting in people with spinal

cord injury. *Spinal Cord Series and Cases*, *6*(1), 1. https://doi.org/10.1038/s41394-019-0245-1

Selinger, J. C., O'Connor, S. M., Wong, J. D., & Donelan, J. M. (2015). Humans Can Continuously Optimize Energetic Cost during Walking. *Current Biology*, *25*(18), 2452-2456. https://doi.org/10.1016/j.cub.2015.08.016

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control : Translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.

Speedtsberg, M., Harsted, S., Hestbæk, L., Lauridsen, H. H., Bencke, J., & Holsgaard-Larsen, A. (2021). Early identification of toe walking gait in preschool children—Development and application of a quasi-automated video screening procedure. *Clinical Biomechanics*, *84*, 105321. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105321

Summa, A., Vannozzi, G., Bergamini, E., Iosa, M., Morelli, D., & Cappozzo, A. (2016). Multilevel Upper Body Movement Control during Gait in Children with Cerebral Palsy. *PLOS ONE*, *11*(3), e0151792. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151792

Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait and Posture*.

Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*, *62*(3), 336-353.

Szopa, A., & Domagalska-Szopa, M. (2015). Postural stability in children with hemiplegia estimated for three postural conditions : Standing, sitting and kneeling. *Research in Developmental Disabilities*, *39*, 67-75. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2015.01.001

Talgeri, A. J., Nayak, A., Karnad, S. D., Jain, P., Tedla, J. S., Reddy, R. S., & Sangadala, D. R. (2023). Effect of Trunk Targeted Interventions on Functional Outcomes in Children with Cerebral Palsy- A Systematic Review. *Developmental Neurorehabilitation*, *26*(3), 193-205. https://doi.org/10.1080/17518423.2023.2193265

Tang, S. F. T., Chen, C. P. C., Chen, M. J. L., Chen, W.-P., Leong, C.-P., & Chu, N.-K. (2004). Transmetatarsal Amputation Prosthesis with Carbon-Fiber Plate : Enhanced Gait Function.

American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, *83*(2), 124-130. https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000107483.39213.24

Thelen, E. (1983). Learning to Walk is Still an "Old" Problem : A Reply to Zelazo (1983). *Journal of Motor Behavior*, *15*(2), 139-161. https://doi.org/10.1080/00222895.1983.10735293

Thelen, E., & Cooke, D. W. (1987). RELATIONSHIP BETWEEN NEWBORN STEPPING AND LATER WALKING : A NEW INTERPRETATION. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *29*(3), 380-393. https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1987.tb02492.x

Thelen, E., Fisher, D. M., & Ridley-Johnson, R. (1984). The relationship between physical growth and a newborn reflex. *Infant Behavior and Development*, *7*(4), 479-493. https://doi.org/10.1016/S0163-6383(84)80007-7

Thorstensson, A. L. F., Nilsson, J., Carlson, H., & ZOMLEFER, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, *121*(1), 9-22.

Ungureanu, A., Rusu, L., Rusu, M. R., & Marin, M. I. (2022). Balance Rehabilitation Approach by Bobath and Vojta Methods in Cerebral Palsy : A Pilot Study. *Children*, *9*(10), 1481. https://doi.org/10.3390/children9101481

Van der Fits, I. B. M., Otten, E., Klip, A. W. J., Van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1999). The development of postural adjustments during reaching in 6-to 18-month-old infants evidence for two transitions. *Experimental Brain Research*, *126*(4), 517-528.

Vereijken, B., & Adolph, K. (1999). *Transitions in the development of locomotion*.

Volpe, J. J. (Éd.). (2018). *Volpe's neurology of the newborn* (Sixth edition). Elsevier.

Wallard, L., Dietrich, G., Kerlirzin, Y., & Bredin, J. (2014). Balance control in gait children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *40*(1), 43-47. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.009

Willerslev-Olsen, M., Andersen, J. B., Sinkjaer, T., & Nielsen, J. B. (2014). Sensory feedback to ankle plantar flexors is not exaggerated during gait in spastic hemiplegic children with cerebral palsy. *Journal of Neurophysiology*, *111*(4), 746-754. https://doi.org/10.1152/jn.00372.2013

Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., & Nielsen, J. B. (2014). Gait training reduces ankle joint stiffness and facilitates heel strike in children with Cerebral Palsy. *NeuroRehabilitation*, *35*(4), 643-655. https://doi.org/10.3233/NRE-141180

Willerslev-Olsen, M., Lorentzen, J., Røhder, K., Ritterband-Rosenbaum, A., Justiniano, M., Guzzetta, A., Lando, A. V., Jensen, A.-M. B., Greisen, G., Ejlersen, S., Pedersen, L. Z., Andersen, B., Lipthay Behrend, P., & Nielsen, J. B. (2021). COpenhagen Neuroplastic TRaining Against Contractures in Toddlers (CONTRACT) : Protocol of an open-label randomised clinical trial with blinded assessment for prevention of contractures in infants with high risk of cerebral palsy. *BMJ Open*, *11*(7), e044674. https://doi.org/10.1136/bmjopen-2020-044674

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, *3*(4), 193-214.

Winter, D. A., Patle, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in human. *IN: Med Prog Tech*, *16*, 31-35.

Winters, T., Gage, J., & Hicks, R. (1987). *Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults*. *69*(3).

Witherington, D. C., Von Hofsten, C., Rosander, K., Robinette, A., Woollacott, M. H., & Bertenthal, B. I. (2002). The Development of Anticipatory Postural Adjustments in Infancy. *Infancy*, *3*(4), 495-517. https://doi.org/10.1207/S15327078IN0304_05

Woollacott, M. H., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N., & Sveistrup, H. (1998). Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 583-589. https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00048-1

Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy : What are the underlying problems and what new therapies

might improve balance? *Neural plasticity*, *12*(2-3), 211-219. http://www.hindawi.com/journals/np/2005/738584/abs/

World Health Organization (Éd.). (2007). *International classification of functioning, disability and health : Children and youth version ; ICF-CY*. World Health Organization.

Wu, M., Kim, J., & Gaebler-Spira, D. (2024). Improving trunk posture control in children with CP through a cable-driven robotic hippotherapy : A randomized controlled feasibility study. *Gait & Posture*, *113*, 209-214. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.06.020

Zhang, L., Deng, C. F., Xiong, Q. L., Wu, X. Y., Chen, Y. X., Liu, Y., Mu, C. L., Yi, Z. J., & Hou, W. S. (2019). Analysis of the Inter-Joints Synergistic Patterns of Limbs in Infant Crawling. *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4156-4159. https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8857400

Zografou, S., Pierret, J., Vasa, R., Paysant, J., & Beyaert, C. (2026). Investigating rehabilitation by activities involving the trunk to improve balance and gait control in young children with cerebral palsy : A randomized open-label crossover trial protocol. *PLOS One*, *21*(3), e0334195. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0334195

Annexe

1. Valorisation de la thèse

1.1 Publications

STUDY PROTOCOL: Stella ZOGRAFOU, Jonathan PIERRET, Rajul VASA, Jean PAYSANT, Christian BEYAERT.

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0334195

2026. Investigating rehabilitation by activities involving the trunk to improve balance and gait control in young children with cerebral palsy: A randomized open-label crossover trial protocol a été accepté dans la revue de PLOS One.

1.2 Communications Orales

Stella ZOGRAFOU, Jonathan PIERRET, Rajul VASA, Jean PAYSANT, Christian BEYAERT (2025) : Etude ActivTronc : Rééducation par activités impliquant le tronc chez de jeunes enfants ayant une paralysie cérébrale, **31st Edition, Société Francophone Posture Équilibre et Locomotion (SOFPEL), Bordeaux, France, December 4-5, 2025.**

Stella ZOGRAFOU, Jonathan PIERRET, Rajul VASA, Jean PAYSANT, Christian BEYAERT (2026) : Etude ActivTronc : Rééducation par activités impliquant le tronc chez de jeunes enfants ayant une paralysie cérébrale, **35ème Congrès de la Société Française de Neurologie Pédiatrique, Mégacité d'Amiens, 21 au 23 janvier 2026.**

1.3 Communications affichées

Stella ZOGRAFOU, Jonathan PIERRET, Rajul VASA, Jean PAYSANT, Christian BEYAERT (2026) : **Etude ActivTronc : Rééducation par activités impliquant le tronc chez de jeunes enfants ayant une paralysie cérébrale, Parcours de soins, parcours de vie, du gène à la fonction, Société Francophone d'Etude et de Recherche sur les Handicaps de l'Enfance, Luxembourg, 9 au 10 mars 2026.**

Annexe 1.

Description des tests fonctionnels

Early Clinical Assessment of Balance Version 2 (10/15/12)

Évaluation clinique précoce de l'équilibre Version 2 Version française (01/06/2022)

Test Date : _____ Sexe:___Garçon ___Fille

Gross Motor Function Classification System (GMFCS) level:_____

PARTIE I : Contrôle postural de la tête et du tronc : SCORE TOTAL PARTIE I (MAX 36)

PARTIE II : Contrôle postural assis & debout SCORE TOTAL PARTIE II (MAX 64) :

SCORE TOTAL ECAB (MAX 100): _____

Acknowledgement: This measure was created with use of items from the Movement Assessment of Infants (Chandler LS, Andrew MS, Swanson MW. *Movement Assessment of Infants: A Manual.* Rolling Bay, WA98061: P.O Box 4631; 1980) and the Pediatric Balance Scale (Franjoine MR, Gunther JS, Taylor MJ. Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. Pediatr Phys Ther. 2003;15(2):114-128).

Commencez le test avec l'item 1 si l'enfant est classé au niveau III, IV ou V du GMFCS. Si l'enfant est classé au niveau I ou II du GMFCS, commencez avec l'item 8 de la partie II et donnez tous les points pour la partie I. Si l'enfant est hémiplégique, commencez avec l'item 4 et donnez tous les points pour les items 1-3. Continuez les tests jusqu'à ce qu'il soit évident que l'enfant n'est pas capable de faire les items.

Copyright: Sarah W. McCoy, Doreen J. Bartlett, Allison Yocum, Lynn Jeffries, Alyssa L. Fiss, Lisa Chiarello, Robert J. Palisano. Development and Validity of the Early Clinical Assessment of Balance for Young Children with Cerebral Palsy. *Developmental Neurorehabilitation.* Early Online: 1-9, 2013. DOI: : 10.3109/17518423.2013.827755. Research on this measure was supported by the Canadian Institutes of Health Research (MOP 81107) and the US Department of Education, National Institutes of Disability and Rehabilitation Research (H133G060254). Traduction en français par Christian Beyaert (IRR, Nancy, mai 2022).

PARTIE I: Contrôle postural de la tête et du tronc

Encerclez la réponse qui représente le mieux la capacité de l'enfant. Si vous n'êtes pas sûr de vous, choisissez la réponse la plus basse. Notez les côtés gauche et droit si cela est indiqué. Les scores des côtés gauche et droit sont basés sur l'analyse du côté actif de l'enfant.

ECAB 1 REDRESSEMENT DE LA TÊTE - LATÉRAL

Tenez l'enfant assis sur vos genoux, le visage tourné vers vous. Soutenez les côtés du tronc et inclinez lentement l'enfant d'un côté jusqu'à un angle de 45 degrés. Observez la réaction de la tête. Répétez cette procédure au moins deux fois de chaque côté ; entre les essais, faites une pause pour stabiliser l'enfant sur la ligne médiane.

(a) Gauche	(b) Droite	
3	3	L'enfant corrige constamment la tête pour la mettre en position verticale
2	2	L'enfant tient sa tête dans l'alignement du corps ; si on le déplace doucement, il peut la corriger jusqu'à la position verticale.
1	1	L'enfant tend momentanément les muscles du cou mais ne ramène pas systématiquement la tête dans l'alignement du corps.
0	0	L'enfant n'essaie pas d'aligner sa tête avec son corps

ECAB 2 REDRESSEMENT DE LA TÊTE - EXTENSION

Placez l'enfant en décubitus ventral et observez-le de côté pendant au moins 30 secondes.

3 L'enfant lève facilement la tête sur la ligne médiane pour faire face à la verticale et maintient cette position pendant 30 secondes.

2 L'enfant soulève la tête pour faire face à la verticale mais ne peut maintenir cette position. La tête peut ne pas être maintenue sur la ligne médiane.

1 L'enfant lève la tête mais n'atteint pas la position verticale du visage.

0 L'enfant ne lève pas la tête ou fait des tentatives futiles.

ECAB 3 REDRESSEMENT DE LA TÊTE **– FLEXION**

Placez l'enfant en décubitus dorsal, les pieds vers vous. Tenez l'enfant par les poignets. Si vous soupçonnez une instabilité ou une faiblesse de la ceinture scapulaire, tenez l'enfant par les bras. Tirez lentement l'enfant jusqu'à une position assise ; permettez à l'enfant de participer activement au maximum. Observez la réaction de la tête. Si la peur des étrangers semble gêner l'enfant, demandez à un parent d'effectuer cet exercice.

3 L'enfant rentre le menton vers la poitrine tout au long du mouvement de la position couchée à la position assise. Il peut y avoir un léger décalage initial de la tête.

2 L'enfant ne rentre pas le menton mais maintient la tête dans l'axe du corps pendant tout le mouvement. Il peut y avoir un léger décalage initial de la tête.

1 L'enfant maintient la tête dans l'axe du corps pendant une partie seulement du mouvement.

0 L'enfant peut momentanément contracter les muscles du cou mais n'aligne pas sa tête avec son corps.

ECAB 4 ROTATION DU TRONC

Placez l'enfant en décubitus dorsal, les pieds vers vous, et encouragez-le à rouler sur le ventre. Si l'enfant roule de lui-même, recherchez une rotation distincte entre le bassin et la ceinture scapulaire, suivie d'un réalignement. Si l'enfant ne montre pas de rotation nette du tronc ou ne roule pas de façon indépendante, essayez de faire tourner le tronc en fléchissant la hanche et le genou de l'enfant et en ramenant la jambe de l'autre côté du corps. Notez la mobilité limitée ou excessive de la rotation du tronc ainsi que la capacité de l'enfant à réaligner les épaules sur le bassin en se retournant sur le ventre. L'accent est mis ici sur la qualité de la rotation du tronc et non sur l'habileté à rouler.

(a) Gauche (b) Droite

3	3	Lorsque l'enfant roule de façon indépendante du décubitus dorsal au décubitus ventral, on observe une rotation distincte entre le bassin et la ceinture scapulaire, suivie d'un réalignement.
2	2	Lorsque l'examinateur fait pivoter le tronc de l'enfant, ce dernier réaligne activement le bassin et la ceinture scapulaire et se met en position couchée.
1	1	Lorsque l'examinateur fait tourner le tronc de l'enfant, celui-ci ne peut pas réaligner le bassin et la ceinture scapulaire, mais une mobilité normale est présente.
0	0	L'examinateur ne peut pas faire tourner passivement le tronc de l'enfant.

ECAB 5 RÉACTIONS D'ÉQUILIBRE EN POSITION ASSISE

Placez l'enfant en position assise. Si l'enfant est incapable de s'asseoir de façon autonome, soutenez-le au niveau des côtés du tronc, aussi bas que possible. Inclinez l'enfant sur le côté de façon à faire passer son poids sur une hanche ; poussez doucement sur une épaule, poussez latéralement sur la hanche ou encouragez l'enfant à attraper un objet tendu sur le côté au niveau des épaules. Observez la réaction de la tête, du tronc et des extrémités du côté où l'enfant ne s'appuie pas. L'attention se porte sur le tronc et les extrémités. Répétez cette procédure au moins deux fois de chaque côté.

(a) Gauche (b) Droite

3	3	L'enfant présente une incurvation du tronc du côté non porteur, un redressement de la tête et une abduction du bras et de la jambe du côté concave du tronc. L'enfant doit être capable de s'asseoir de manière autonome.
2	2	L'enfant présente une incurvation incomplète du tronc et un contrepoids incomplet des extrémités avec un certain degré de redressement de la tête.
1	1	L'enfant présente une incurvation minimale du tronc avec redressement de la tête mais pas de contrepoids des extrémités.
0	0	L'enfant ne fait aucune correction du tronc ou des extrémités.

ECAB 6 EXTENSION DE PROTECTION - LATÉRALE

Placez l'enfant en position assise. Si l'enfant est incapable de s'asseoir de manière autonome, soutenez les côtés du tronc aussi bas que possible. Poussez l'enfant doucement mais rapidement vers un côté. Observez la réaction du bras de l'enfant du côté où il est poussé.

(a) Gauche (b) Droite

3	3	L'enfant prévient une chute par l'abduction du bras, l'extension du coude et l'appui sur la main ouverte.
2	2	L'enfant fait une abduction du bras et une extension du coude mais s'appuie sur la main du poing ou n'empêche pas constamment une chute.
1	1	L'enfant met son bras en abduction mais n'étend pas son coude. L'enfant peut atterrir sur l'avant-bras.
0	0	L'enfant n'essaie pas d'éviter la chute par une abduction ou une extension du bras.

ECAB 7 EXTENSION DE PROTECTION - ARRIÈRE

Placez l'enfant en position assise. Si l'enfant n'est pas capable de s'asseoir de manière autonome, soutenez les côtés du tronc aussi bas que possible. Pousser l'enfant doucement mais rapidement vers l'arrière. Observer la capacité de l'enfant à éviter une chute en arrière.

(a) Gauche (b) Droite

3	3	L'enfant évite la chute soit en faisant pivoter son tronc et en soutenant son poids sur une main ouverte, soit en étendant les deux bras vers l'arrière et en prenant appui sur les mains ouvertes.
2	2	L'enfant fait une rotation du tronc et étend un bras ou étend les deux bras vers l'arrière ; cependant, le poids est soutenu par les poings ou l'enfant n'empêche pas systématiquement une chute.
1	1	L'enfant fait une rotation partielle du tronc mais n'étend pas le coude. L'enfant peut atterrir sur l'avant-bras.
0	0	L'enfant ne fait aucune tentative pour éviter une chute.

PARTIE 1: SCORE TOTAL PARTIE I (MAX 36: Ajoutez les scores de droite et de gauche et les scores des items qui n'ont qu'une seule note.): _____

PARTIE II : Contrôle postural en position assise et debout :

Encerclez la réponse qui représente le mieux la capacité de l'enfant. Si vous n'êtes pas sûr, choisissez la réponse la plus basse. Certains items ont un endroit pour noter le temps de l'activité. Veuillez noter les temps pour chaque essai. Cette information est utilisée pour déterminer le score ordinal, mais peut également être utilisée pour une documentation plus sensible des capacités de l'enfant.

Dans cette section, montrez chaque tâche et/ou donnez les instructions telles qu'elles sont écrites. Un enfant peut recevoir un essai pratique pour chaque élément. Si l'enfant n'est pas en mesure d'accomplir la tâche en fonction de sa capacité à comprendre les instructions, un deuxième essai peut être effectué. Les instructions verbales et visuelles peuvent être clarifiées par l'utilisation d'un support physique.

ECAB 8 ASSIS, LE DOS NON SOUTENU MAIS LES PIEDS APPUYÉS SUR LE SOL OU SUR UN TABOURET

"Reste assis, les bras croisés sur la poitrine, pendant 30 secondes"

(L'attention de l'enfant peut être maintenue par une conversation non stressante pendant 30 sec. Le temps doit être arrêté en cas de réactions de protection au niveau du tronc ou des membres supérieurs.)

	Score	
(a)	6	Capacité à s'asseoir de manière sûre et sécurisée 30 secondes
	4.5	Capable de s'asseoir 30 secondes sous surveillance ("repérage") ou peut nécessiter l'utilisation nette des membres supérieurs pour maintenir la position assise.
	3	Capable de s'asseoir 15 secondes
	1.5	Capable de s'asseoir 10 secondes
	0	Incapable de s'asseoir sans soutien pendant 10 secondes

(b) Temps en secondes ____

ECAB 9 DE LA POSITION ASSISE À LA POSITION DEBOUT

"Tiens les bras en l'air et lève-toi"

(Utilisez un banc d'une hauteur appropriée pour permettre aux pieds de l'enfant de reposer sur le sol, les hanches et les genoux étant maintenus à 90 degrés de flexion. Marquez le meilleur de trois essais.)

Score	
6	Capable de se tenir debout sans utiliser les mains et de se stabiliser indépendamment
4.5	Capable de se tenir debout indépendamment en utilisant la main
3	Capable de se tenir debout en utilisant ses mains après plusieurs essais
1.5	Besoin d'une aide minimale pour se tenir debout ou se stabiliser
0	Besoin d'une aide modérée ou maximale pour se tenir debout

ECAB 10 DEBOUT SANS SOUTIEN, LES YEUX FERMÉS

"Quand je dis " ferme les yeux ", je veux que tu restes immobile, que tu fermes les yeux et que tu les gardes fermés jusqu'à ce que je dise " ouvre les yeux "."

(On demande au sujet de se tenir immobile, les pieds écartés de la largeur des épaules. Si nécessaire, un bandeau peut être utilisé. Le déplacement du poids et les réactions d'équilibre des pieds sont acceptables ; le déplacement du pied dans l'espace (hors de la surface d'appui) indique la fin de l'essai chronométré. Une ligne scotchée ou des empreintes de pieds peuvent être placées sur le sol pour aider le sujet à maintenir la position de ses pieds.)

LE MEILLEUR des trois essais
(Notez les secondes, puis utilisez le MEILLEUR essai pour marquer le score ordinal)

Essai 1: _____; Essai 2: _____; Essai 3: _____

Score	
10	Capable de rester debout 10 secondes en toute sécurité
7.5	Capable de rester debout 10 secondes sous surveillance
5	Capable de rester debout 3 secondes
2.5	Incapable de garder les yeux fermés pendant 3 secondes, mais reste stable
0	Besoin d'aide pour ne pas tomber

ECAB 11 SE TENIR DEBOUT SANS APPUI, LES PIEDS JOINTS

"*Mets tes pieds joints et reste debout sans te tenir.*"

(Une bande adhésive ou des empreintes de pieds peuvent être placées sur le sol pour aider le sujet à maintenir la position de ses pieds. L'attention de l'enfant peut être maintenue par une conversation non stressante pendant 30 sec. Le déplacement du poids et les réactions d'équilibre des pieds sont acceptables ; le déplacement du pied dans l'espace (hors de la surface d'appui) indique la fin de l'essai.)

	Score	
(a)	10	Capable de placer ses pieds joints et de rester debout 30 secondes en toute sécurité
	7.5	Capable de placer ses pieds joints et de rester debout 30 secondes sous surveillance ("repérage")
	5	Capable de placer ses pieds joints indépendamment mais incapable de rester en place pendant 30 secondes
	2.5	A besoin d'aide pour atteindre la position, mais peut se tenir debout pendant 30 s, pieds joints.
	0	A besoin d'aide pour atteindre la position et est incapable de la tenir pendant 30 s.

(b) Temps en secondes ____

ECAB 12 TOURNER SUR 360 DEGRÉS

"Fais un tour complet, STOP, et ensuite un tour complet dans l'autre sens."

	Score	
(a)	16	Capable de tourner sur 360° en sécurité en 4 s ou moins dans chaque sens (total < 8 s)
	12	Capable de tourner sur 360° en sécurité dans une seule direction en 4 s ou moins ; effectue un tour complet dans l'autre direction en > 4 s
	8	Capable de tourner sur 360° en toute sécurité, mais lentement
	4	Besoin d'une surveillance étroite ("repérage") ou d'un repère verbal constant.
	0	Besoin d'aide pour tourner

(b) Temps en secondes - total (tour à gauche + tour à droite) ____

ECAB 13 PLACER CHAQUE PIED ALTERNATIVEMENT SUR UN MARCHEPIED EN SE TENANT DEBOUT SANS APPUI

"Place chaque pied alternativement sur le marchepied, continue jusqu'à ce que chaque pied touche le marchepied 4 fois."

	Score	
(a)	16	Se tient debout en toute sécurité et effectue 8 étapes en 20 secondes
	12	Se tient debout indépendamment et effectue 8 étapes en > 20 secondes
	8	Capable d'accomplir 4 étapes sans aide, mais sous surveillance.
	4	Capable d'accomplir 2 étapes ; a besoin d'une assistance minimale
	0	Besoin d'aide pour maintenir son équilibre ou éviter de tomber ; incapable d'essayer.

(b) Temps en secondes _____

Les scores (points variables pour chaque élément) sont différents et fixés spécifiquement pour s'adapter à la difficulté des éléments. Additionnez les scores, sans tenir compte des valeurs de temps en secondes. (Les valeurs de temps [items 8, 10, 11, 12 et 13] peuvent être utilisées séparément, si vous choisissez de le faire, pour votre évaluation de l'enfant).

PARTIE 2: SCORE TOTAL PARTIE II (MAX 64): _____

Gross Motor Function Measure 66-SI

SERIES D'ITEMS & FEUILLES DE SCORE
POUR L'EVALUATION DE LA FONCTION MOTRICE GLOBALE (EMFG-66)

Nom de l'enfant : _____ ID#: _____

Date d'évaluation : _____ Niveau GMFCS[1]:
jour / mois / année ☐ I ☐ II ☐ III ☐ IV ☐ V

Date de naissance : _____
jour / mois / année

Age chronologique : _____ Nom de l'évaluateur·rice : _____
jour / mois / année

Condition de test (par ex., salle, vêtements, temps, autres personnes présentes) : _____

L'EMFG est un outil d'observation standardisé, conçu et validé pour mesurer le changement dans la motricité fonctionnelle globale au fil du temps chez les enfants IMC. Le schéma de cotation doit servir d'indication d'ordre général. Cependant, la plupart des items ont des indications spécifiques pour chaque cotation, l'utilisation de ces consignes de passation est impérative pour chaque item.

SCHEMA DE COTATION
0 = n'ébauche pas
1 = ébauche
2 = accomplit partiellement
3 = accomplit
NT = non testé [utilisé pour le score calculé par le GMAE*]

Il est important de différencier un vrai score "0" (l'enfant n'ébauche pas) d'un item qui n'est pas testé (NT) si vous souhaitez utiliser le logiciel GMFM-66 Gross Motor Ability Estimator (GMAE).

*Le logiciel GMFM-66 Gross Motor Ability Estimator (GMAE), fourni avec le livre GMFM (2002), est maintenant disponible dans sa version 3 avec le logiciel GMFM App+. L'intérêt du GMAE est de transformer une échelle ordinale en une échelle continue. Cela permettra une estimation plus précise des capacités de l'enfant et fournira une mesure également plus sensible au changement quel que soit le niveau des capacités motrices. L'utilisation de l'EMFG-66 n'est validée que pour les enfants qui présentent une paralysie cérébrale.

Contact du Groupe de Recherche :
Dianne Russell, *CanChild* Centre for Childhood Disability Research,
Institute for Applied Health Sciences, McMaster University,
1400 Main St. W., Room 408, Hamilton, ON L8S 1C7
Tel: North America – 1 905 525-9140 Ext: 27850
Tel: All other countries – 001 905 525-9140 Ext: 27850
Website: www.canchild.ca

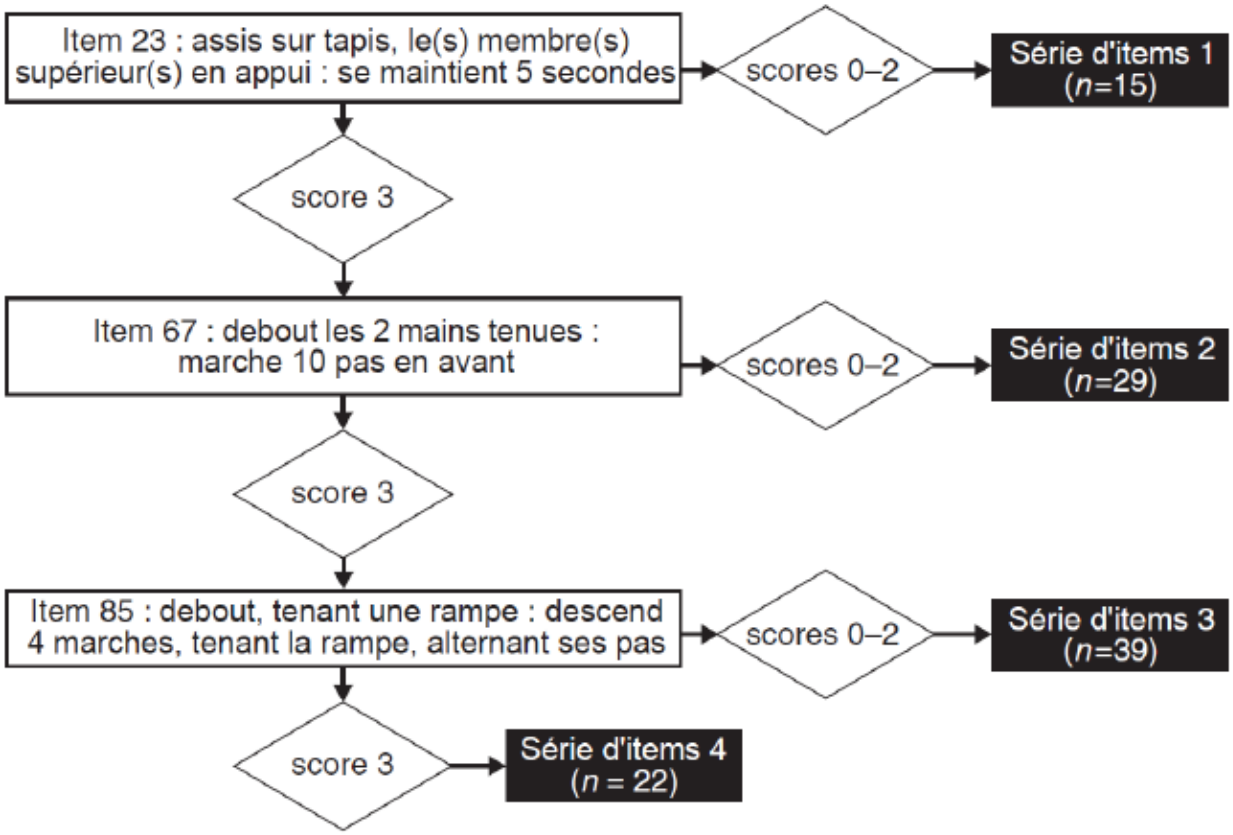
CanChild
Centre for Childhood Disability Research

[1]Le GMFCS classe la fonction motrice en niveaux de sévérité. Les définitions peuvent être trouvées dans l'appendice I du manuel de l'EMFG (2002).

Pour une explication des séries d'items, veuillez consulter l'article suivant : Russell, D., Avery, L., Walter, S. et al. (2010). Development and validation of item sets to improve efficiency of administration of the 66 item Gross Motor Function Measure in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology,* 52, e48-54.

La version française des items de l'EMFG-66 utilisés pour les séries d'items est celle publiée par Handicap International en 2002 sous la direction du Dr Carole Bérard.

Algorithme d'identification des séries d'items :
*Note : les 3 items de décision sont encadrés



Score EMFG-66 calculé par le GMAE[2]

Score EMFG-66 =	_____ à _____ Intervalle de confiance à 95%
Score EMFG-66 précédent =	_____ à _____ Intervalle de confiance à 95%
Modification de l'EMFG-66 =	

[2] logiciel Gross Motor Ability Estimator (GMAE)

SERIE D'ITEMS 1 (15 items)

Cochez (✓) le score approprié : si un item n'est pas testé (NT), entourez son numéro dans la colonne de droite.

ITEM	A : COUCHE ET RETOURNEMENTS	SCORE				NT
2.	D. DOR : amène les mains en ligne médiane, doigts qui se touchent	0☐	1☐	2☐	3☐	2.
6.	D. DOR : tend le membre supérieur D, la main franchit la ligne médiane en direction d'un jouet	0☐	1☐	2☐	3☐	6.
7.	D. DOR : tend le membre supérieur G, la main franchit la ligne médiane en direction d'un jouet	0☐	1☐	2☐	3☐	7.
10.	D. VEN : lève la tête droite	0☐	1☐	2☐	3☐	10.
	B : POSITION ASSISE					
18.	D. DOR, LES MAINS TENUES PAR L'EXAMINATEUR : se tire jusqu'à la position assise avec contrôle de la tête	0☐	1☐	2☐	3☐	18.
21.	ASSIS SUR TAPIS, SOUTENU AU NIVEAU DU THORAX PAR LE THERAPEUTE : lève la tête droite, maintient la position 3 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	21.
22.	ASSIS SUR TAPIS, SOUTENU AU NIVEAU DU THORAX PAR LE THERAPEUTE : lève la tête en ligne médiane, maintient la position 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	22.
23.	ASSIS SUR TAPIS, LE(S) MEMBRE(S) SUPERIEUR(S) EN APPUI : maintient la position 5 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	23.
24.	ASSIS SUR TAPIS : maintient la position sans appui des membres supérieurs, 3 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	24.
25.	ASSIS SUR TAPIS, UN PETIT JOUET DEVANT LUI : se penche en avant, touche le jouet, se redresse sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	25.
26.	ASSIS SUR TAPIS : l'enfant touche un jouet placé à 45° derrière son côté D, puis revient au point de départ	0☐	1☐	2☐	3☐	26.
27.	ASSIS SUR TAPIS : l'enfant touche un jouet placé à 45° derrière son côté G, puis revient au point de départ	0☐	1☐	2☐	3☐	27.
30.	ASSIS SUR TAPIS : se couche en décubitus ventral avec contrôle du mouvement	0☐	1☐	2☐	3☐	30.
34.	ASSIS SUR UN BANC : maintient la position, les membres supérieurs et les pieds libres, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	34.
	C : QUATRE PATTES ET A GENOUX					
39.	4 POINTS D'APPUI : maintient le poids du corps sur les mains et les genoux, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	39.

SERIE D'ITEMS 2 (29 items)

Cochez (✓) le score approprié : si un item n'est pas testé (NT), entourez son numéro dans la colonne de droite.

ITEM	A : COUCHE ET RETOURNEMENTS	SCORE				NT
6.	D. DOR : tend le membre supérieur D, la main franchit la ligne médiane en direction d'un jouet	0☐	1☐	2☐	3☐	6.
7.	D. DOR : tend le membre supérieur G, la main franchit la ligne médiane en direction d'un jouet	0☐	1☐	2☐	3☐	7.
	B : POSITION ASSISE					
18.	D. DOR, LES MAINS TENUES PAR L'EXAMINATEUR : se tire jusqu'à la position assise avec contrôle de la tête	0☐	1☐	2☐	3☐	18.
23.	ASSIS SUR TAPIS, LE(S) MEMBRE(S) SUPERIEUR(S) EN APPUI : maintient la position 5 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	23.
24.	ASSIS SUR TAPIS : maintient la position sans appui des membres supérieurs, 3 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	24.
25.	ASSIS SUR TAPIS, UN PETIT JOUET DEVANT LUI : se penche en avant, touche le jouet, se redresse sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	25.
26.	ASSIS SUR TAPIS : l'enfant touche un jouet placé à 45° derrière son côté D, puis revient au point de départ	0☐	1☐	2☐	3☐	26.
27.	ASSIS SUR TAPIS : l'enfant touche un jouet placé à 45° derrière son côté G, puis revient au point de départ	0☐	1☐	2☐	3☐	27.
30.	ASSIS SUR TAPIS : se couche en décubitus ventral avec contrôle du mouvement	0☐	1☐	2☐	3☐	30.
31.	ASSIS SUR TAPIS, PIEDS EN AVANT : atteint le 4 points d'appui en passant par la D	0☐	1☐	2☐	3☐	31.
32.	ASSIS SUR TAPIS, PIEDS EN AVANT : atteint le 4 points d'appui en passant par la G	0☐	1☐	2☐	3☐	32.
34.	ASSIS SUR UN BANC : maintient la position les membres supérieurs et les pieds libres, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	34.
35.	DEBOUT : atteint la position assise sur un petit banc	0☐	1☐	2☐	3☐	35.
36.	AU SOL : atteint la position assise sur un petit banc	0☐	1☐	2☐	3☐	36.
	C : QUATRE PATTES ET A GENOUX					
39.	4 POINTS D'APPUI : maintient le poids du corps sur les mains et les genoux 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	39.
40.	4 POINTS D'APPUI : atteint la position assise, sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	40.
41.	D. VEN : atteint le 4 points d'appui, le poids du corps sur les mains et les genoux	0☐	1☐	2☐	3☐	41.
42.	4 POINTS D'APPUI : tend le membre supérieur D en avant, la main au dessus de l'épaule	0☐	1☐	2☐	3☐	42.
43.	4 POINTS D'APPUI : tend le membre supérieur G en avant, la main au dessus de l'épaule	0☐	1☐	2☐	3☐	43.
44.	4 POINTS D'APPUI : avance à 4 pattes ou par à-coups sur 1m 80	0☐	1☐	2☐	3☐	44.
45.	4 POINTS D'APPUI : avance à 4 pattes avec mouvements alternés sur 1m 80	0☐	1☐	2☐	3☐	45.
46.	4 POINTS D'APPUI : monte 4 marches sur les mains et les genoux/pieds	0☐	1☐	2☐	3☐	46.
48.	ASSIS SUR LE TAPIS : se met à genoux en s'aidant des M.S. puis maintient la position, sans appui des M.S., 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	48.

Les feuilles de score en anglais ont été modifiées et publiées avec l'autorisation du détenteur des droits d'auteur, Mac Keith Press.

Continued....

SERIE D'ITEMS 2 (suite)

	D : STATION DEBOUT	SCORE				NT
52.	AU SOL : se hisse debout en se tenant à un grand banc	0☐	1☐	2☐	3☐	52.

	E : MARCHE, COURSE ET SAUT					
65.	DEBOUT LES 2 MAINS SUR UN GRAND BANC : se déplace latéralement, 5 pas sur la D	0☐	1☐	2☐	3☐	65.
66.	DEBOUT LES 2 MAINS SUR UN GRAND BANC : se déplace latéralement, 5 pas sur la G	0☐	1☐	2☐	3☐	66.
67.	DEBOUT LES 2 MAINS TENUES : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	67.
68.	DEBOUT 1 MAIN TENUE : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	68.
69.	DEBOUT : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	69.

SERIE D'ITEMS 3 (39 items)

Cochez (✓) le score approprié : si un item n'est pas testé (NT), entourez son numéro dans la colonne de droite.

ITEM	B : POSITION ASSISE	SCORE				NT
23.	ASSIS SUR TAPIS, LE(S) MEMBRE(S) SUPERIEUR(S) EN APPUI : maintient la position 5 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	23.
25.	ASSIS SUR TAPIS, UN PETIT JOUET DEVANT LUI : se penche en avant, touche le jouet, se redresse sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	25.
30.	ASSIS SUR TAPIS : se couche en décubitus ventral avec contrôle du mouvement	0☐	1☐	2☐	3☐	30.
31.	ASSIS SUR TAPIS, PIEDS EN AVANT : atteint le 4 points d'appui en passant par la D	0☐	1☐	2☐	3☐	31.
32.	ASSIS SUR TAPIS, PIEDS EN AVANT : atteint le 4 points d'appui en passant par la G	0☐	1☐	2☐	3☐	32.
34.	ASSIS SUR UN BANC : maintient la position, les membres supérieurs et les pieds libres, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	34.
35.	DEBOUT : atteint la position assise sur un petit banc	0☐	1☐	2☐	3☐	35.
36.	AU SOL : atteint la position assise sur un petit banc	0☐	1☐	2☐	3☐	36.
37.	AU SOL : atteint la position assise sur un grand banc	0☐	1☐	2☐	3☐	37.
	C : QUATRE PATTES ET A GENOUX					
39.	4 POINTS D'APPUI : maintient le poids du corps sur les mains et les genoux, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	39.
40.	4 POINTS D'APPUI : atteint la position assise, sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	40.
42.	4 POINTS D'APPUI : tend le membre supérieur D en avant, la main au dessus de l'épaule	0☐	1☐	2☐	3☐	42.
43.	4 POINTS D'APPUI : tend le membre supérieur G en avant, la main au dessus de l'épaule	0☐	1☐	2☐	3☐	43.
45.	4 POINTS D'APPUI : avance à 4 pattes avec mouvements alternés sur 1m 80	0☐	1☐	2☐	3☐	45.
46.	4 POINTS D'APPUI : monte 4 marches sur les mains et les genoux/pieds	0☐	1☐	2☐	3☐	46.
48.	ASSIS SUR LE TAPIS : se met à genoux en s'aidant des M.S. puis maintient la position, sans appui des M.S., 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	48.
51.	A GENOUX : avance de 10 pas sur les genoux, sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	51.

Continued…

SERIE D'ITEMS 3 (suite)

	D : STATION DEBOUT					
52.	AU SOL : se hisse debout en se tenant à un grand banc	0☐	1☐	2☐	3☐	52.
53.	DEBOUT : maintient la position, sans appui des membres supérieurs, 3 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	53.
54.	DEBOUT : en se tenant à un grand banc d'une main, lève le pied D, 3 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	54.
55.	DEBOUT : en se tenant à un grand banc d'une main, lève le pied G, 3 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	55.
56.	DEBOUT : maintient la position, sans appui des membres supérieurs, 20 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	56.
57.	DEBOUT : lève le pied G, sans appui des membres supérieurs, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	57.
58.	DEBOUT : lève le pied D, sans appui des membres supérieurs, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	58.
59.	ASSIS SUR UN PETIT BANC : atteint la station debout sans s'aider des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	59.
64.	DEBOUT : ramasse un objet au sol, sans appui des membres supérieurs, revient en station debout	0☐	1☐	2☐	3☐	64.

ITEM	E : MARCHE, COURSE ET SAUT	SCORE				NT
65.	DEBOUT LES 2 MAINS SUR UN GRAND BANC : se déplace latéralement, 5 pas sur la D	0☐	1☐	2☐	3☐	65.
66.	DEBOUT LES 2 MAINS SUR UN GRAND BANC : se déplace latéralement, 5 pas sur la G	0☐	1☐	2☐	3☐	66.
67.	DEBOUT LES 2 MAINS TENUES : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	67.
68.	DEBOUT 1 MAIN TENUE : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	68.
69.	DEBOUT : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	69.
70.	DEBOUT : marche 10 pas en avant, s'arrête, tourne de 180°, revient	0☐	1☐	2☐	3☐	70.
71.	DEBOUT : marche 10 pas en arrière	0☐	1☐	2☐	3☐	71.
72.	DEBOUT : marche 10 pas en avant en portant un gros objet des 2 mains	0☐	1☐	2☐	3☐	72.
77.	DEBOUT : court sur 4m 50, s'arrête puis revient	0☐	1☐	2☐	3☐	77.
78.	DEBOUT : donne un coup de pied dans un ballon avec le pied D	0☐	1☐	2☐	3☐	78.
79.	DEBOUT : donne un coup de pied dans un ballon avec le pied G	0☐	1☐	2☐	3☐	79.
80.	DEBOUT : saute 30 cm en hauteur, les 2 pieds simultanément	0☐	1☐	2☐	3☐	80.
85.	DEBOUT EN SE TENANT A UNE RAMPE : descend 4 marches en se tenant à une rampe, en alternant ses pas	0☐	1☐	2☐	3☐	85.

SERIE D'ITEMS 4 (22 items)

Cochez (✓) le score approprié : si un item n'est pas testé (NT), entourez son numéro dans la colonne de droite.

ITEM	B : POSITION ASSISE	SCORE				NT
23.	ASSIS SUR TAPIS, LE(S) MEMBRE(S) SUPERIEUR(S) EN APPUI : maintient la position 5 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	23.
	D : STATION DEBOUT					
57.	DEBOUT : lève le pied G, sans appui des membres supérieurs, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	57.
58.	DEBOUT : lève le pied D, sans appui des membres supérieurs, 10 secondes	0☐	1☐	2☐	3☐	58.
60.	A GENOUX : atteint la station debout en passant par le chevalier servant, genou D en avant, sans s'aider des M.S.	0☐	1☐	2☐	3☐	60.
61.	A GENOUX : atteint la station debout en passant par le chevalier servant, genou G en avant, sans s'aider des M.S.	0☐	1☐	2☐	3☐	61.
62.	DEBOUT : se baisse jusqu'à la position assise au sol avec contrôle des mouvements, sans appui des M.S.	0☐	1☐	2☐	3☐	62.
63.	DEBOUT : atteint la position accroupie, sans appui des membres supérieurs	0☐	1☐	2☐	3☐	63.
	E : MARCHE, COURSE ET SAUT					
67.	DEBOUT LES 2 MAINS TENUES : marche 10 pas en avant	0☐	1☐	2☐	3☐	67.
73.	DEBOUT : marche en avant 10 pas enchaînés entre 2 lignes parallèles espacées de 20 cm	0☐	1☐	2☐	3☐	73.
74.	DEBOUT : marche en avant 10 pas enchaînés sur une ligne droite large de 2 cm	0☐	1☐	2☐	3☐	74.
75.	DEBOUT : enjambe un bâton à hauteur de genou, en commençant par le pied D	0☐	1☐	2☐	3☐	75.
76.	DEBOUT : enjambe un bâton à hauteur de genou, en commençant par le pied G	0☐	1☐	2☐	3☐	76.
77.	DEBOUT : court sur 4m 50, s'arrête puis revient	0☐	1☐	2☐	3☐	77.
80.	DEBOUT : saute 30 cm en hauteur, les 2 pieds simultanément	0☐	1☐	2☐	3☐	80.
81.	DEBOUT : saute en avant 30 cm, les 2 pieds simultanément	0☐	1☐	2☐	3☐	81.
82.	DEBOUT : saute à cloche-pied sur le pied D 10 fois à l'intérieur d'un cercle de 60 cm	0☐	1☐	2☐	3☐	82.
83.	DEBOUT : saute à cloche-pied sur le pied G 10 fois à l'intérieur d'un cercle de 60 cm	0☐	1☐	2☐	3☐	83.
84.	DEBOUT EN SE TENANT A UNE RAMPE : monte 4 marches en se tenant à une rampe, en alternant ses pas	0☐	1☐	2☐	3☐	84.
85.	DEBOUT EN SE TENANT A UNE RAMPE : descend 4 marches en se tenant à une rampe, en alternant ses pas	0☐	1☐	2☐	3☐	85.
86.	DEBOUT : monte 4 marches, en alternant ses pas	0☐	1☐	2☐	3☐	86.
87.	DEBOUT : descend 4 marches, en alternant ses pas	0☐	1☐	2☐	3☐	87.
88.	DEBOUT SUR UNE MARCHE DE 15 cm DE HAUT : saute de la marche, les deux pieds simultanément	0☐	1☐	2☐	3☐	88.

Les feuilles de score en anglais ont été modifiées et publiées avec l'autorisation du détenteur des droits d'auteur, Mac Keith Press.

GMFCS Questionnaire

Questionnaire du rapport familial du SCFMG Enfants âgés de 2 à <4 ans

Veuillez lire les énoncés suivants et cocher **seulement la case** qui correspond le mieux aux capacités de mouvement de votre enfant.

Mon enfant...

❑ **a de la difficulté à maintenir sa tête et son corps stables dans la plupart des positions,**
et utilise un siège adapté pour s'asseoir confortablement,
et doit être soulevé(e) par une autre personne pour se déplacer;

❑ **peut se tenir assis(e) lorsqu'on l'assoit au sol, et peut se déplacer dans une pièce,**
et s'appuie sur ses mains pour maintenir sa position assise en équilibre,
et utilise habituellement de l'équipement adapté pour s'asseoir et se tenir debout,
et se déplace en roulant, en rampant ou en marchant à 4-pattes

---

❑ **peut s'asseoir de lui-même ou d'elle-même et marcher sur de courtes distances avec une aide à la marche** (marchette, ambulateur, béquilles, canne, etc.)
et peut avoir besoin d'un adulte pour se diriger et tourner, lorsqu'il ou elle marche avec une aide à la marche,
et se tient habituellement assis (e) au sol en position « W » et peut avoir besoin de l'aide d'un adulte pour se placer en positon assise,
et peut se tirer sur un appui pour se lever debout et se déplace de courtes distances le long des meubles,
et préfère se déplacer en rampant ou en marchant à 4-pattes;

❑ **peut s'asseoir de lui-même ou d'elle-même et se déplace habituellement en marchant avec une aide à la marche**
et peut avoir de la difficulté à maintenir sa position assise en équilibre, lorsqu'il ou elle utilise ses deux mains pour jouer,
et peut prendre la position assise et en sortir de lui-même ou d'elle-même,
et peut se tirer sur un appui pour se lever debout et se déplace le long des meubles,
et peut marcher à 4-pattes, mais préfère se déplacer en marchant;

❑ **peut s'asseoir de lui-même ou d'elle-même et se déplacer en marchant sans aide à la marche,**
et est capable de maintenir sa position assise en équilibre, lorsqu'il ou elle utilise ses deux mains pour jouer,
et peut passer de la position assise à debout ou l'inverse, sans l'aide d'un adulte,
et préfère se déplacer en marchant.

© Amy Dietrich, Kristen Abercrombie, Jamie Fanning et Doreen Bartlett, 2007
Disponible sur le site du Centre de recherche CanChild sur l'incapacité chez l'enfant, Université McMaster : www.canchild.ca
(traduit en français par Marie Brien, PT, Centre de traitement pour enfants d'Ottawa).
SCFMG a été modifié avec la permission de Palisano et coll. (1997) Dev Med Child Neurol, 39, 214-223.

Questionnaire du rapport familial du SCFMG Enfants âgés de 4 à <6 ans

Veuillez lire les énoncés suivants et cocher **seulement la case** qui correspond le mieux aux capacités de mouvement de votre enfant.

Mon enfant...

❑ **a de la difficulté à s'asseoir de lui-même ou d'elle-même et à maintenir sa tête et son corps stables dans la plupart des positions,**
et a de la difficulté à maîtriser tous ses mouvements volontaires,
et nécessite l'utilisation d'une chaise spécialement adaptée pour s'asseoir confortablement,
et doit être soulevé(e) ou hissé(e) par une autre personne pour se déplacer;

❑ **peut s'asseoir de lui-même ou d'elle-même, mais ne peut se tenir debout ou marcher sans l'aide ou la supervision considérable d'un adulte,**
et peut avoir besoin d'un appui supplémentaire au corps et au tronc pour améliorer la fonction de ses bras et de ses mains,
et nécessite habituellement l'aide d'un adulte pour s'asseoir et se lever de son siège,
et peut être autonome dans ses déplacements avec un fauteuil roulant électrique ou est transporté par l'adulte dans la communauté.

❑ **peut marcher seul(e) avec une aide à la marche** (marchette, ambulateur, béquilles, canne, etc.),
et peut habituellement s'asseoir et se lever d'une chaise sans l'aide d'un adulte,
et peut utiliser un fauteuil roulant pour se déplacer de longues distances ou à l'extérieur,
et trouve difficile de monter des escaliers ou de marcher sur une surface inégale sans aide considérable;

❑ **peut marcher seul(e) sans aide à la marche, mais trouve difficile les longues distances ou sur les surfaces inégales,**
et peut s'asseoir sur une chaise normale pour adulte et utiliser ses deux mains librement,
et peut se relever du sol à debout sans l'aide d'un adulte,
et doit tenir la rampe, lorsqu'il ou elle monte ou descend les escaliers,
et ne peut pas encore courir ou sauter;

❑ **peut marcher seul(e) sans aide à la marche, y compris les assez longues distances, à l'extérieur ou sur des surfaces inégales,**
et peut se relever du sol ou d'une chaise à la station debout sans utiliser l'appui des mains,
et peut monter ou descendre les escaliers sans avoir à tenir une rampe,
et commence à courir et à sauter.

© Claire Kerr et Brona McDowell, 2007
Disponible sur le site du Centre de recherche CanChild sur l'incapacité chez l'enfant, Université McMaster : www.canchild.ca
(traduit en français par Marie Brien, PT, Centre de traitement pour enfants d'Ottawa).
SCFMG a été modifié avec la permission de Palisano et coll. (1997) Dev Med Child Neurol, 39, 214-223.

Edimbourg échelle

TABLE 1. *Edinburgh visual gait score chart*

	Stance				
	Flexion		Normal		Extension
Foot	2	1	0	1	2
1. Initial contact			Heel contact	Flatfoot contact	Toe contact
2. Heel lift	No forefoot contact	Delayed	Normal	Early	No heel contact
3. Max ankle dorsiflexion	Excessive dorsiflxn (>40° df)	Increased dorsiflxn (26°–40° df)	Normal dorsiflxn (5°–25° df)	Reduced dorsiflxn (10° pl–4° df)	Marked plantarflxn (>10° pl)
4. Hindfoot varus/ valgus	Severe valgus	Mod valgus	Neutral/slight valgus	Mild varus	Severe varus
5. Foot rotation	Marked extn >KPA (by >40°)	Mod ext >KPA (by 21°–40°)	SI more extn than KPA (by 0°–20°)	Mod int >KPA (by 1°–25°)	Marked int >KPA (by >25°)
Knee					
8. Knee progression angle	External, part knee cap visible	External, all knee cap visible	Neutral, knee cap midline	Internal, all knee cap visible	Internal, part knee cap visible
9. Peak extn stance	Severe flexn (>25°)	Mod flexn (16°–25°)	Normal (0°–15° flexn)	Mod hyperextn (1°–10°)	Severe hyperextn (>10°)
Hip					
12. Peak extn stance	Severe flexn (>15°)	Mod flexn (1°–15° flxn)	Normal (0°–20° extn)	Mod hyperextn (21°–35° extn)	Marked hyperextn (>35°)
Pelvis					
14. Obliquity at mid stance	Marked down (>10°)	Mod down (1°–10°)	Normal obliquity (0°–5° up)	Mod up (6°–15°)	Marked up (>15°)
15. Rotation at mid stance	Marked retraction (>15°)	Mod retraction (6°–15°)	Normal (5° retr–10° pro)	Mod protraction (11°–20°)	Severe protraction (>20°)
Trunk					
16. Peak sagittal position	Marked forward	Mod forward lean	Normal upright	Mod backward lean	N/A
17. Max lateral shift	Marked	Mod	Normal	Reduced	N/A

(*Table continued*)

TABLE 1. (*Continued*)

	Swing				
	Flexion		Normal		Extension
Foot	2	1	0	1	2
6. Clearance in swing		High steps	Full	Reduced	None
7. Max ankle dorsiflexion	Excessive dorsiflxn (>30° df)	Increased dorsiflxn (16°–30° df)	Normal dorsiflxn (15° df–5° pl)	Mod plantarflxn (6°–20° pl)	Marked plantarflxn (>20° pl)
Knee					
10. Terminal swing	Severe flexn (>30°)	Mod flexn (16°–30°)	Normal (5°–15° flxn)	Mod overextn (4° flx–10° xtn)	Severe hyperextn (>10° xtn)
11. Peak flexn swing	Severely increased (>85° flxn)	Mod increased (71°–85° flxn)	Normal (50°–70° flxn)	Mod reduced (35°–49° flxn)	Severely reduced (<35° flxn)
Hip					
13. Peak flexion swing	Marked increase (>60° flxn)	Increased flexn (46°–60° flxn)	Normal flexn (25°–45° flxn)	Reduced flexn (10°–24° flxn)	Severely reduced (<10° flxn)

Trunk Control Measurement Scale

Instructions du test

Les orthèses, les chaussures et /ou le corset doivent être retirés.

La position de départ est la même pour chaque item. Le patient est assis sur le bord d'une table d'examen sans appuis pour le dos, les bras et les pieds. Les cuisses sont en contact avec la table.

Les mains sont sur les cuisses, à proximité du corps. Il est demandé au patient de se tenir droit au début de chaque item et il doit être encouragé à maintenir cette position verticale pendant l'exécution de la tâche. Le terme « se tenir droit » fait référence à la position la plus droite que l'enfant peut adopter. Cette position peut différer d'un enfant à l'autre. Cette position est la position de référence pour identifier des aberrations de la performance et /ou des compensations.

Chaque item est effectué trois fois. La meilleure performance est prise en compte pour le score.

Si l'enfant réalise les tâches de la sous-échelle « équilibre statique en position assise » avec un appui sur une main, un appui avec la main à plat sur la table sans s'agripper est autorisé.

EQUILIBRE STATIQUE EN POSITION ASSISE

Procédure du test : Chaque item est expliqué verbalement au patient et une démonstration peut être réalisée par l'expérimentateur si besoin.		G	D
1	Position de départ : Pas de support, mains sur les cuisses. Le patient doit se tenir droit et maintenir cette position pendant 10 secondes.		
Le patient tombe ou peut maintenir la position qu'avec le soutien des deux mains.		0	
Le patient peut maintenir la position avec une main en support pendant 10 secondes.		1	
Le patient peut maintenir la position sans aide des mains pendant 10 secondes.		2	
2	Position de départ Le patient lève les deux bras à hauteurs des yeux en une seconde et revient à la position de départ.		

Le patient tombe ou ne peut pas lever les bras.	0	
Le patient peut lever les bras sans tomber mais avec des compensations. Les compensations possibles sont : 1. Se pencher en arrière 2. Augmentation de la flexion du tronc 3. Flexion latérale 4. Autre	1	
Le patient lève les bras sans compensations.	2	
3	Position de départ L'expérimentateur croise une jambe au-dessus de l'autre.	
Le patient tombe, ne peut pas croiser les jambes ou peut seulement se maintenir assis avec le double appui des mains.	0	0
Le patient peut se maintenir assis avec l'appui d'une main pendant 10 secondes.	1	1
Le patient peut se maintenir assis sans aide des mains pendant 10 secondes.	2	2
4	Position de départ Le patient croise une jambe sur l'autre (l'aide d'une main est autorisée) - « Minimal » : petits mouvements du tronc sans signes de déséquilibre du tronc pendant le mouvement de la jambe. - « Net » : des signes évidents de déséquilibre, c'est-à-dire une flexion latérale ou une flexion du tronc.	
Le patient chute, ne peut pas croiser les jambes ou peut croiser les jambes seulement avec un double appui des mains.	0	0
Le patient peut croiser les jambes avec l'appui d'une main.	1	1
Le patient croise les jambes sans aide des mains mais avec un net déplacement du tronc.	2	2
Le patient croise les jambes avec un déplacement minimal du tronc.	3	3
5	Position de départ Le patient réalise une abduction de la cuisse de 10 cm et revient dans la position initiale (10cm de largeur = largeur du genou). - « Minimal » : petits mouvements du tronc sans signes de déséquilibre du tronc pendant le mouvement de la cuisse. - « Net » : signes évidents de déséquilibre, c'est-à-dire une flexion latérale ou une flexion du tronc.	
Le patient chute, ne peut pas réaliser l'abduction de la cuisse ou peut seulement réaliser l'abduction avec un double appui des mains.	0	0
Le patient réalise l'abduction de la cuisse avec l'appui d'une main.	1	1
Le patient réalise l'abduction de la cuisse sans aides des mains mais avec un net déplacement du tronc.	2	2
Le patient réalise l'abduction de la cuisse avec un déplacement minimal du tronc.	3	3
Score	/20	

EQUILIBRE DYNAMIQUE EN POSITION ASSISE

Contrôle du mouvement sélectif Procédure du test : Tout d'abord, chaque item est expliqué verbalement au patient et une démonstration peut être réalisée par l'expérimentateur. Ensuite, l'item est réalisé de manière passive avec un guidage manuel de l'expérimentateur. Puis, le patient réalise le mouvement en actif aidé par le guidage de l'expérimentateur. Et enfin, le patient effectue l'exercice seul à trois reprises.		G	D
6a	Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine. Le patient doit incliner son tronc fixe d'environ 45° vers l'avant et se remettre dans la position initiale. Une extension limitée de la tête n'est pas considérée comme une compensation.		
Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la position cible.		0	
Le patient peut se pencher en avant.		1	
6b	Si le score de l'item 6a = 0, alors le score de l'item 6b = 0.		
Le patient compense : 1. Augmentation de l'extension de la tête. 2. Augmentation de la flexion du tronc. 3. Augmentation de la lordose lombaire. 4. Augmentation de la flexion du genou. 5. Autre.		0	
Le patient se penche vers l'avant sans compensation.		1	
7a	Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine. Le patient doit incliner son tronc fixe d'environ 45° vers l'arrière et se remettre dans la position initiale. Une flexion limitée de la tête n'est pas considérée comme une compensation.		
Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la position cible.		0	
Le patient peut se pencher en arrière.		1	
7b	Si le score de l'item 7a = 0, alors le score de l'item 7b = 0.		
Le patient compense : 1. Augmentation de la flexion de la tête. 2. Augmentation de la flexion du tronc. 3. Augmentation de l'extension du genou. 4. Autre.		0	
Le patient se penche vers l'arrière sans compensation.		1	
8a	Position de départ. Le patient est invité à toucher la table avec le coude au niveau de la tête fémorale (par raccourcissement du côté ipsilatéral et allongement du côté controlatéral) puis à retrouver la position initiale.		
Le patient tombe ou ne touche pas la table avec le coude.		0	0

Le patient peut toucher la table avec le coude.		1	1
8b	Si le score de l'item 8a = 0, alors le score des items 8b et 8c = 0.		
Le patient : 1. Ne réalise pas le raccourcissement / l'allongement. 2. Inverse le raccourcissement / l'allongement.		0	0
Le patient réalise le mouvement attendu.		1	1
8c	Si le score de l'item 8b = 0, alors le score de l'item 8c = 0.		
Le patient compense : 1. Augmentation de la flexion du tronc. 2. Inclinaison vers l'avant ou l'arrière. 3. Elévation du bassin. 4. Autre.		0	0
Le patient touche la table sans compensation.		1	1
9a	Position de départ. Le patient doit lever son pelvis d'un côté et revenir dans la position initiale. Aucune levée de la cuisse n'est autorisée.		
Le patient tombe ou ne peut pas soulever le bassin.		0	0
Le patient peut soulever le bassin.		1	1
9b	Si le score de l'item 9a = 0, alors le score des items 9b et 9c = 0.		
Le patient ne fait apparaître aucun raccourcissement / allongement.		0	0
Le patient réalise un raccourcissement / allongement partiel. (Partiel : Courte ou petite amplitude de mouvement)		1	1
Le patient effectue le raccourcissement / allongement attendu.		2	2
9c	Si le score de l'item 9b = 0, alors le score de l'item 9c = 0.		
Le patient compense : 1. Inclinaison controlatérale de la tête. 2. Déplacement latéral marqué du tronc. 3. Autre.		0	0
Le patient soulève le bassin sans compensation.		1	1
10a	Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine. Le patient doit tourner la ceinture scapulaire à trois reprises en gardant la tête fixe dans la position initiale. Le mouvement est initié à partir de l'épaule.		
Le patient : 1. Tombe. 2. Ne peut pas tourner la partie supérieure du tronc, c'est-à-dire que le patient ne peut pas effectuer le mouvement de rotation, même pas avec l'ensemble du tronc. 3. Réalise la rotation du tronc en bloc.		0	
Le patient réalise une rotation partielle de la partie supérieure du tronc. (Partielle : asymétrique, faible amplitude, plus les épaules que le tronc)		1	

Le patient réalise la rotation de la partie supérieure du tronc.		2
10b	Si le score de l'item 10a = 0, alors le score de l'item 10b = 0.	
Le patient tourne la partie supérieure du tronc avec une rotation de la tête.		0
Le patient tourne la partie supérieure du tronc sans rotation de la tête.		1
11a	Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine. Le patient doit tourner la ceinture pelvienne à trois reprises en gardant la tête fixe dans la position initiale.	
Le patient : 1. Tombe. 2. Ne peut pas tourner la partie inférieure du tronc, c'est-à-dire que le patient ne peut pas effectuer le mouvement de rotation, même pas avec l'ensemble du tronc. 3. Réalise la rotation du tronc en bloc.		0
Le patient réalise une rotation partielle de la partie inférieure du tronc. (partielle : asymétrique, faible amplitude, mouvement supplémentaire du haut du tronc)		1
Le patient réalise la rotation de la partie inférieure du tronc.		2
11b	Si le score de l'item 11a = 0, alors le score de l'item 11b = 0.	
Le patient compense avec une inclinaison du bassin.		0
Le patient tourne la partie inférieure du tronc sans compensations.		1
12a	Position de départ : Les bras croisés sur la poitrine. Le patient doit avancer le bassin et revenir à la position initiale à trois reprises. L'initiation du mouvement se fait par la combinaison d'une inclinaison latérale et d'une rotation du bassin en alternance à droite et à gauche.	
Le patient tombe ou ne peut pas avancer ou reculer son bassin, c'est-à-dire sans déplacement du corps dans l'une ou l'autre des directions.		0
Le patient peut partiellement déplacer son bassin. (Partielle : inclinaison latérale principalement et peu de rotation, petite amplitude, demande beaucoup d'effort)		1
Le patient peut associer les inclinaisons latérales et la rotation dans un sens et partiellement dans l'autre direction.		2
Le patient peut associer les inclinaisons latérales et la rotation dans les deux sens.		3
12b	Si le score de l'item 12a = 0, alors le score de l'item 12b = 0.	
Le patient compense avec un déplacement excessif du tronc.		0
Le patient déplace son bassin sans compensations.		1
	Score	/28

REACTIONS D'EQUILIBRATION

		G	D
Procédure du test : Chaque item est expliqué verbalement au patient par l'expérimentateur, puis effectué trois fois par le patient.			
13	Position de départ : Bras tendus vers l'avant. Le patient doit atteindre devant lui une cible à la hauteur des yeux avec ses deux bras à une distance correspondant à la longueur de l'avant-bras, et revient dans la position initiale.		
Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la cible.		0	
Le patient atteint la cible, mais a des difficultés dans l'exécution. Les difficultés sont : 1. Avec beaucoup d'effort c'est-à-dire lent et difficile. 2. Utilise sa main en soutien à l'approche de la position initiale.		1	
Le patient atteint la cible et retourne dans la position initiale sans difficultés.		2	
14	Position de départ : Un bras tendu sur le côté et l'autre main sur la jambe. Avec son bras tendu latéralement, le patient doit atteindre une cible placée plus loin latéralement, à une distance équivalente à la longueur de l'avant-bras, et revient dans la position initiale.		
Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la cible.		0	0
Le patient atteint la cible, mais a des difficultés dans l'exécution. Les difficultés sont : 1. Avec beaucoup d'effort c'est-à-dire lent et difficile. 2. Utilise sa main en soutien à l'approche de la position initiale.		1	1
Le patient atteint la cible et retourne dans la position initiale sans difficultés.		2	2
15	Position de départ : Un bras tendu sur le côté et l'autre main sur la jambe. Avec son bras tendu latéralement, le patient doit atteindre une cible placée au- delà de la ligne médiale (atteindre le côté opposé) et revient dans la position initiale. La cible est positionnée à la hauteur des yeux à une distance équivalente à la moitié de la longueur de l'avant-bras.		
Le patient tombe ou ne peut pas atteindre la cible.		0	0
Le patient atteint la cible, mais a des difficultés dans l'exécution. Les difficultés sont : 1. Avec beaucoup d'effort c'est-à-dire lent et difficile. 2. Utilise sa main en soutien à l'approche de la position initiale.		1	1
Le patient atteint la cible et retourne dans la position initiale sans difficultés.		2	2
	Score		/10

Score Total	/58

Reach Out Questionnaire – Questionnaire « Tendre la main » pour les enfants âgés de 2-4 ans.



A compléter par un parent ou soignant

Nom de l'enfant: _____ Date: ___/___/____

Date de naissance: _____

Personne remplissant le questionnaire: _____

Mère: ☐

Père: ☐

Autres (veuillez préciser): _____

Pathologie de votre enfant: _____

Quel bras est touché à votre enfant? D ☐ G ☐ ☐ Les deux

Votre enfant est-il plutôt droitier ou gaucher? D ☐ G ☐ ☐ Les deux

Informations générales de la santé globale

1. Absence de doigts ou des amputations (niveau):
   - Pouce ☐
   - Index ☐
   - Majeur ☐
   - Auriculaire ☐
   - Annuaire ☐
   - La main ☐
   - L'avant-bras ☐
   - Le bras ☐

2. Votre enfant a-t-il une intervention chirurgicale liée à sa pathologie? Oui ☐ Non ☐

Si oui, quel type d'intervention? _____

Date de l'intervention? _____

3. Votre enfant a-t-il reçu un autre traitement lié à sa maladie? Oui ☐ Non ☐

(E.x. injections botuliques, médication etc)

Si oui, quel type de traitement? _____

Date du traitement: _____

4. Votre enfant utilise-t-il une prothèse de bras ou de main? Oui ☐ Non ☐

	Excellent	Très bon	Bon	Pas très bon	Faible
5. Comment évaluez-vous l'état de santé globale de votre enfant?	1	2	3	4	5
6. Comment évaluez-vous l'état émotionnel de votre enfant?	1	2	3	4	5

Fonction du corps

Au cours du mois dernier, à quelle fréquence votre enfant a-t-il présenté les symptômes suivants?

	Jamais	Un peu de fois	Parfois	La plupart de temps	Tout le temps
7. Douleur associée à son bras, son épaule ou sa main?	1	2	3	4	5
8. Des épingles et des aiguilles au niveau du bras, de l'épaule ou de la main?	1	2	3	4	5
9. De la faiblesse musculaire au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
10. De la raideur du bras, de l'épaule ou de la main?	1	2	3	4	5
11. Mouvements incontrôlés du bras, de l'épaule et de la main?	1	2	3	4	5

Limitations des activités

Au cours du mois dernier, à quelle fréquence votre enfant a-t-il présenté les symptômes suivants?

	Aucune difficulté	Un peu de difficulté	Difficulté moyenne	Assez difficile	Impossible
12. Utiliser un couteau et une fourchette pour manger?	1	2	3	4	5
13. Se peigner les cheveux?	1	2	3	4	5
14. Porter son manteau avec de l'aide?	1	2	3	4	5
15. Applaudir?	1	2	3	4	5
16. Utiliser des crayons afin de dessiner?	1	2	3	4	5
17. Verser de l'eau d'un verre?	1	2	3	4	5
18. Stack at least 2 blocks?	1	2	3	4	5
19. Séparer les briques de Logo?	1	2	3	4	5
20. Appuyer des buttons sur des jouets?	1	2	3	4	5
21. Tenir un livre?	1	2	3	4	5
22. Lancer un ballon?	1	2	3	4	5
23. Porter le sur sac de la crèche?	1	2	3	4	5
24. Tirer sur la poignée d'une porte?	1	2	3	4	5
25. Atteindre et saisir un objet au-dessus de la tête?	1	2	3	4	5
26. Boire d'un verre?	1	2	3	4	5
27. Porter un plateau?	1	2	3	4	5

Activités/Participation

Au cours du dernier mois, dans quel niveau votre enfant a-t-il été limité dans les activités suivantes?

	Pas du tout limité	Légèrement	Modérément	Très limité	Incapable
28. Activités normales du groupe de jeu ?	1	2	3	4	5
29. Participer à des activités ludiques avec des amis ?	1	2	3	4	5
30. Se réunir avec des enfants de leur âge pour jouer en dehors de l'école?	1	2	3	4	5
31. Fréquentation régulière d'une crèche ou d'un groupe de jeu	1	2	3	4	5

Environnement & Attitudes

Dans quelle mesure êtes-vous d'accord ou non avec les affirmations suivantes ?	Tout à fait d'accord	D'accord	Ni l'un ni l'autre	Pas d'accord	Fortement pas d'accord
32. La crèche est en mesure de répondre aux besoins de mon enfant	1	2	3	4	5
33. Non familles nous soutiennent beaucoup	1	2	3	4	5
34. L'équipe soignante (médecins, infirmières, visiteurs de santé) comprend les besoins de la famille.	1	2	3	4	5
35. Les attitudes des puéricultrices sont favorables à mon enfant	1	2	3	4	5

Satisfaction

Actuellement, quel est votre degré de satisfaction ?	Très satisfait	Satisfait	Ni satisfaits ou insatisfait	Insatisfait	Très insatisfait
36. Avec les capacités générales des mains et des bras de votre enfant ?	1	2	3	4	5
37. Avec la façon dont votre enfant se sent dans sa peau?	1	2	3	4	5
38. Avec l'aspect de la main/du bras de votre enfant?	1	2	3	4	5
39. La façon dont les autres enfants interagissent avec votre enfant	1	2	3	4	5

17

18

Expectations dans le futur

Nous aimerions maintenant savoir quelles sont vos attentes en ce qui concerne la prise en charge/le traitement futur(e) de la pathologie de votre enfant.

	Tout à fait d'accord	Probablement	Peut-être	Peu probable	Sans aucune doute	Non applicable
40. Mon enfant aura moins de douleurs	1	2	3	4	5	0
41. Mon enfant se sentira mieux dans sa peau	1	2	3	4	5	0
42. Le bras/la main de mon enfant sera plus beau	1	2	3	4	5	0
43. Mon enfant pourra faire plus de jeux/sports	1	2	3	4	5	0
44. Il pourra faire les mêmes choses que leurs amis	1	2	3	4	5	0

Y a-t-il d'autres informations que vous souhaiteriez partager avec nous ? N'hésitez pas à faire des commentaires supplémentaires ci-dessous

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Merci d'avoir pris le temps de remplir ce questionnaire !

Hand & Upper Limb Questionnaire
Birmingham Children's Hospital NHS Foundation Trust
Steelhouse Lane
Birmingham
West Midlands
B4 6NH

www.bch.nhs.uk

Developed by the Hand and Upper Limb Service
© Copyright 2010 A Jester, R Aslam: Birmingham Children's Hospital NHS Foundation Trust
Design: Clinical Photography and Design Services

Reach Out Questionnaire – Questionnaire « Tendre la main » pour les enfants âgés de 5-9 ans.



A compléter par un parent ou soignant

Nom de l'enfant : _____ Date: ___/___/____

Date de naissance: _____

Personne remplissant le questionnaire : _____

Mère ☐

Père: ☐

Autre (veuillez préciser): _____

Pathologie de votre enfant : _____

Quel bras est touché à votre enfant? Droite ☐ G ☐ ☐ Les deux

Votre enfant est-il plutôt droitier ou gaucher ? Droitier ☐ G ☐ ☐ Les deux

Informations générales de la santé globale

1. Absence de doigts ou des amputations (niveau):

Pouce ☐
Index ☐
Majeur ☐
Auriculaire ☐
Annuaire ☐
La main ☐
L'avant-bras ☐
Le bras ☐

2. Votre enfant a-t-il une intervention chirurgicale liée à sa pathologie? Oui ☐ Non ☐

Si oui, quel type d'intervention? _____

Date de l'intervention? _____

3. Votre enfant a-t-il reçu un autre traitement lié à sa maladie? Oui ☐ Non ☐
Si oui, quel type de traitement?
Date du traitement : _____

_____

4. Votre enfant utilise-t-il une prothèse de bras ou de main? Oui ☐ Non ☐

	Excellent	Très bon	Bon	Pas très bon	Faible
5. Comment évaluez-vous l'état de santé globale de votre enfant?	1	2	3	4	5
6. Comment évaluez-vous l'état émotionnel de votre enfant?	1	2	3	4	5

28

29

Fonction du corps

Au cours du mois dernier, à quelle fréquence votre enfant a-t-il présenté les symptômes suivants?

	Jamais	Peu de fois	Parfois	La plupart du temps	Tout le temps
7. Douleur associée à son bras, son épaule ou sa main?	1	2	3	4	5
8. Des épingles et des aiguilles au niveau du bras, de l'épaule ou de la main?	1	2	3	4	5
9. De la faiblesse musculaire au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
10. De la raideur du bras, de l'épaule ou de la main?	1	2	3	4	5
11. Mouvements incontrôlés du bras, de l'épaule et de la main?	1	2	3	4	5

Limitations des activités

Au cours du mois dernier, à quelle fréquence votre enfant a-t-il présenté les symptômes suivants?

	Aucune difficulté	Un peu de difficulté	Difficulté moyenne	Assez difficile	Impossible
12. Utiliser un couteau et une fourchette pour manger?	1	2	3	4	5
13. Se peigner les cheveux?	1	2	3	4	5
14. Porter son manteau avec de l'aide?	1	2	3	4	5
15. Faire de gros boutons?	1	2	3	4	5
16. Tenir un crayon pour écrire ou dessiner	1	2	3	4	5
17. Tourner une poignée de porte?	1	2	3	4	5
18. Transporter un plateau?	1	2	3	4	5
19. Séparer les briques de Logo?	1	2	3	4	5
20. Appuyer sur le bouton d'un jouet ou d'un jeu?	1	2	3	4	5
21. Tenir un livre?	1	2	3	4	5
22. Lancer un ballon?	1	2	3	4	5
23. Porter un objet lourd, par exemple un sac ou une boîte?	1	2	3	4	5
24. Tirer sur la poignée d'une porte?	1	2	3	4	5
25. Utiliser un clavier d'un ordinateur?	1	2	3	4	5
26. Atteindre et saisir un objet au-dessus de la tête?	1	2	3	4	5
27. Attraper un ballon?	1	2	3	4	5
28. Effectuer une hygiène personnelle après avoir fréquenté les toilettes?	1	2	3	4	5
29. Ranger leur lit?	1	2	3	4	5
30. Jouer aux jeux vidéos?	1	2	3	4	5
31. Mettre du jus dans un verre?	1	2	3	4	5
32. Boire d'un verre?	1	2	3	4	5

Activités/Participation

Au cours du dernier mois, dans quel niveau votre enfant a-t-il été limité dans les activités suivantes?

	Pas du tout limité	Légèrement limité	Limité	Assez limité	Impossible
33. Activités scolaires ?	1	2	3	4	5
34. Participer à des activités sportives?	1	2	3	4	5
35. Rejoindre et se faire des amis?	1	2	3	4	5
36. Se réunir avec des enfants de même âge pour jouer en dehors du cadre scolaire?	1	2	3	4	5
37. Fréquenter l'école régulièrement?	1	2	3	4	5
38. Pratiquer des activités, par exemple, le sport, ou jouer d'un instrument musique?	1	2	3	4	5

Environnement & Attitudes

Dans quel niveau êtes vous d'accord ou non avec les phrases suivantes?

	Tout à fait d'accord	D'accord	Ni l'un ni l'autre	Pas d'accord	Pas du tout d'accord
39. L'école est bien équipée pour satisfaire les exigences de mon enfant	1	2	3	4	5
40. Nos familles nous soutiennent beaucoup	1	2	3	4	5
41. L'équipe soignant (ex.médecins, infirmières, visiteurs de santé) prennent en compte les besoins de nos familles	1	2	3	4	5
42. Les attitudes des enseignants sont favorables à mon enfant	1	2	3	4	5

Satisfaction

Actuellement quel est le niveau de votre satisfation?	Très satisfait	Satisfait	Ni l'un ni l'autre	Insatisfait	Très insatisfait
43. Avec les capacités générales des mains et des bras de votre enfant ?	1	2	3	4	5
44. Avec la façon dont votre enfant se sent sur lui-même?	1	2	3	4	5
45. Avec l'apparence de la main, du bras de votre enfant?	1	2	3	4	5
46. Avec la façon dont les autres enfants se comportent avec le votre?	1	2	3	4	5

Expectations dans le futur

Nous souhaiterons savoir les expectations que vous attendiez de la prise en charge / de la rééducation future par rapport pathologie de votre enfant.

J'expecte :	Oui, sans aucun doute	Certainement	Probablement	Peu probable	Un peu probable	Sans objet
47. Que mon enfant aura moins de douleur	1	2	3	4	5	0
48. Que mon enfant se sentira mieux dans sa peau	1	2	3	4	5	0
49. Que le bras/la main de mon enfant sera plus "beau"	1	2	3	4	5	0
50. Que mon enfant pourra jouer à plus de jeux/de sports	1	2	3	4	5	0
51. Qu'il pourra faire les mêmes choses que leurs amis	1	2	3	4	5	0

Y-a-til d'autres informations que vous souhaiteriez vous partager avec nous?
N'hésitez pas à faire des commentaires supplémentaires ci-dessous

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Merci d'avoir pris le temps de remplir ce questionnaire !

Hand & Upper Limb Questionnaire
Birmingham Children's Hospital NHS Foundation Trust
Steelhouse Lane
Birmingham
West Midlands
B4 6NH

www.bch.nhs.uk

Developed by the Hand and Upper Limb Service
© Copyright 2010 A Jester, R Aslam: Birmingham Children's Hospital NHS Foundation Trust
Design: Clinical Photography and Design Services

36

37

Annexe 2.

Exemple des exercices de rééducation par activités impliquant le tronc pour les kinésithérapeutes

- **En appui sur les mains ou les coudes en arrière, genoux fléchis, réaliser une élévation du bassin en prenant un appui important sur les membres supérieurs, notamment du côté hémiplégique**



- **À partir de la position à quatre pattes (photo A), réaliser une transition vers la position du cobra (photo B) en prenant un appui important sur les membres supérieurs.**





- **En sirène : lever et baisser les fesses pour rattraper un objet à la verticale de la tête – appui sur le côté hémiplégique**



- **Appui latéral sur la main avec élévation du bassin afin d'atteindre un objet (niveau plus avancé que la posture de la sirène).**



- **Maintien de la posture du chien tête en bas – étirement actif du triceps sural**



- **Sur un cylindre, réaliser des déplacements antéro-postérieurs tout en prenant appui sur le côté hémiplégique afin de récupérer un objet avec le membre sain**



- **En position accroupie : enlacer un ballon afin de favoriser l'augmentation de la dorsiflexion (DF) de cheville tout en maintenant l'appui sur les talons**



- **En station debout : avec le membre inférieur hémiplégique positionné en arrière sur un plan incliné et le membre sain en avant permet de provoquer un étirement passif automatique du membre atteint.**



Annexe 3.

Tableau de suivi des exercices du programme RAIT. Les exercices sont individualisés et adaptés aux capacités ainsi qu'à l'évolution de chaque enfant.

DATE														Commentaires
Exercices														X : à réaliser ; X entourée par un cercle complet : bien réalisé
Sur mains ou coudes en arrière, genoux fléchis														X entourée par un cercle incomplet : réalisation incomplète
Lever+déplacer les fesses avant-arr:														
Lever+déplacer les fesses D+G:														
Toucher une cible avec 1 pied:														
Se déplacer en araignée														
4 pattes + tapis glissant														
Toucher avec le front une cible en avant:														
Alterner cobra-4pattes :														
Ecarter les genoux:														
Glisser genoux avant-arr, simultanément:														
En sirène, lever-baisser fesse:														
Glisser les genoux vers D-G														
Chien tête en bas														
Osciller le pelvis, d'avant en arrière:														
Alterner pieds avt-arr (+/- sauter) :														
Ecarter-rapprocher les pieds en sautant:														
Marche de l'ours (à plat ou escaliers):														
En latéral														
Appui latéral sur 1 coude +osciller bassin:														
Etoile:														
Allongé sur le dos														
Plier le genou D-toucher un objet à G:														
Taper un objet placé à G avec le pied D:														
A genoux - dressé sur tapis glissant														
Rotation genoux avec appui mains sur chaise:														
Glisser genoux en cercle avec pieds au centre:														
Debout														
Corps incliné contre mur, lever-baisser talon(s):														
Marche à reculons ou en pas-chassés														
Autres exercices														

Résumé

Les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) présentent fréquemment des troubles du contrôle postural et du tronc, limitant leur fonction motrice globale. Lors de la marche, ils se distinguent des enfants au développement typique (DT) par des déviations cinématiques et cinétiques des membres inférieurs et du tronc, notamment une augmentation de la décélération antérieure du sternum lors de la phase d'acceptation du poids, témoignant d'un déficit du contrôle axial anticipateur.

L'objectif principal était de comparer les effets de la rééducation par activités impliquant le tronc (RAIT) et de la rééducation habituelle (RH), chacune appliquée pendant les trois premiers mois, sur le contrôle dynamique du tronc lors de la phase d'acceptation du poids (0–35 % du cycle de marche), mesuré par la décélération antérieure du sternum (MinSternumX), chez de jeunes enfants atteints de PC âgés de 18 mois à 5 ans et 6 mois (GMFCS I–II). Un suivi longitudinal jusqu'à 12 mois a permis d'évaluer les effets cumulatifs de la RAIT. Les objectifs secondaires visaient également à caractériser les troubles moteurs des jeunes enfants atteints de PC par comparaison à des enfants à DT – chez les enfants âgés de 18 mois à 5 ans et 6 mois (étude Activ-Tronc) et de 6 à 18 ans (étude Vertébrale) – ainsi qu'à évaluer la reproductibilité de l'effet de la RAIT indépendamment du moment de son introduction.

Un essai randomisé ouvert à démarrage différé du traitement a été conduit. Les enfants PC ont été répartis en deux groupes : RAIT–RAIT (RAIT pendant 12 mois) et RH–RAIT (RH pendant 3 mois puis RAIT pendant 9 mois). Les évaluations ont été réalisées à M0, M3, M6 et M12, à l'aide de capteurs inertiels (IMU) pour les variables dynamiques du tronc, d'un tapis instrumenté (Zeno) pour les paramètres spatio-temporels, et de scores cliniques validés (ECAB, EMFG-66-SI, score d'Édimbourg, Reach Out Questionnaire).

Bien que les enfants PC aient une variabilité importante déjà liée au jeune âge, ils se distinguent des enfants DT par une dynamique de marche spécifique associée à des troubles de l'équilibre touchant le tronc. Ces résultats soulignent l'intérêt d'une RAIT pour améliorer le contrôle postural et la marche.

Mots clés : dynamique, accélérations, tronc, locomotion, paralysie cérébrale

Abstract

Children with cerebral palsy (CP) frequently present postural and trunk control disorders, limiting their overall motor function. During walking, they differ from typically developing (TD) children through kinematic and kinetic deviations of the lower limbs and trunk.

The primary objective was to compare the effects of trunk-involving activity-based rehabilitation (RAIT) and conventional rehabilitation (RH), each applied during the first three months, on dynamic trunk control during the weight acceptance phase of gait (0–35% of the gait cycle), measured by forward sternal deceleration (MinSternumX), in young children with CP aged 18 months to 5 years 6 months (GMFCS I–II). A longitudinal follow-up of up to 12 months was conducted to evaluate the cumulative effects of RAIT. Secondary objectives aimed to characterize motor disorders in young children with CP compared to TD children – in children aged 18 months to 5 years 6 months (Activ-Tronc study) and 6 to 18 years (Vertébrale study) – and to evaluate the reproducibility of the RAIT effect regardless of when it was introduced.

An open-label, delayed-start randomized controlled trial was conducted. Children with CP were allocated into two groups: RAIT–RAIT (RAIT for 12 months) and RH–RAIT (RH for 3 months followed by RAIT for 9 months). Assessments were performed at M0, M3, M6 and M12, using inertial measurement units (IMU) for dynamic trunk variables, an instrumented walkway (Zeno) for spatiotemporal parameters, and validated clinical scores (ECAB, EMFG-66-SI, Edinburgh Visual Gait Score, Reach Out Questionnaire).

Although CP children show considerable variability already linked to young age, they differ from TD children through a specific gait dynamic associated with balance disorders affecting the trunk. These results highlight the value of rehabilitation through trunk-involving activities to improve postural control and gait.

Keywords : dynamics, accelerations, trunk, locomotion, cerebral palsy