

Master of Science conjoint HES-SO - UNIL en Sciences de la santé Orientation Physiothérapie

LA VARIABILITÉ CINÉMATIQUE INTRINSÈQUE DE LA MARCHE CHEZ LES ENFANTS ET LES JEUNES ADULTES AVEC UNE PARALYSIE CÉRÉBRALE : CONSIDÉRATIONS MÉTHODOLOGIQUES ET CLINIQUES

Dionys Rutz

Sous la direction de
Madame Jennifer Masset, PhD
Professeure associée HES
Haute Ecole Santé Vaud (HESAV), HES-SO

Sous la co-direction de
Madame Anne Tabard-Fougère, PhD
Assistante de recherche clinique
Laboratoire de cinésiologie/Service d'orthopédie pédiatrique
Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève (HUG/UNIGE)

Expert : Dr Christopher Newman, Médecin chef, PD & MER
Département femme-mère-enfant
Unité de Neuropédiatrie et Neuroréhabilitation Pédiatrique,
Centre Hospitalier Universitaire Vaudois (CHUV)

Lausanne, HES-SO Master, 2021

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je souhaite remercier Madame Jennifer Masset, Professeure HES associée à la Haute École de Santé Vaud (HESAV). En tant que Directrice de ce travail, elle a guidé sa réalisation avec patience et implication. Ses conseils et remarques ont été un atout dans la rédaction de ce document.

J'adresse également mes remerciements à Madame Anne Tabard-Fougère, Assistante de recherche clinique aux HUG et Co-Directrice de ce travail. Son soutien méthodologique et son expérience dans la gestion des données ont été précieux. Elle a également permis d'améliorer mon raisonnement et ma méthode de recherche.

Un remerciement à Monsieur Stéphane Armand, Responsable du Laboratoire de cinésiologie aux HUG, pour avoir mis à disposition les données de recherche qui ont permis ce travail. Je le remercie également pour ses conseils avisés, son expertise et sa disponibilité qui m'ont fortement aidé durant l'ensemble du travail.

Je désire remercier également Madame Claudia Ortoleva Bucher, Professeure Ordinaire HES à la Haute École de la Source, pour son implication et ses conseils judicieux en méthodologie statistique.

J'exprime aussi ma gratitude au Dr Christopher Newman, Médecin Chef au CHUV, pour son temps et investissement en tant que membre du Jury de ce travail de Master.

Finalement, je souhaite adresser un profond remerciement à ma chère compagne pour son indéfectible et inestimable soutien sur l'ensemble de cette formation de Master.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES TABLEAUX.....	5
LISTE DES FIGURES.....	6
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	7
RÉSUMÉ.....	8
ABSTRACT	9
INTRODUCTION	10
CADRE THÉORIQUE	12
1 L'évaluation de la marche	12
1.1 Analyse quantifiée de la marche (AQM).....	13
2 Variabilité de la marche	15
2.1 Variabilité extrinsèque.....	15
2.2 Variabilité intrinsèque.....	15
2.3 Mesures de la variabilité	16
2.4 Littérature sur la variabilité cinématique	18
3 Paralyse Cérébrale.....	18
3.1 Définition et physiopathologie	18
3.2 Classifications et atteintes cliniques.....	19
3.3 Pronostic fonctionnel de la CP	21
3.4 Déviations de la marche des enfants et jeunes adultes atteints de CP	21
4 Variabilité cinématique chez les patients atteints de CP	22
OBJECTIF DE L'ÉTUDE.....	24
MÉTHODE.....	24
1 Population	25
1.1 Sélection de patients	25
1.2 Critères de sélection	25
2 Définition des paramètres	25
2.1 Recueil des données	25
2.2 Déroulement de l'AQM.....	26

2.3	Sélection des données analysées.....	27
2.4	Cotation de l'atteinte	28
2.5	Scores cliniques composés	29
3	Analyses statistiques	29
3.1	Étude de sensibilité au nombre de cycles de marche pour la GaitSD	29
3.2	Détermination des paramètres cinématiques spécifiques	30
3.3	Analyse de cluster	30
3.4	Facteurs influençant la variabilité	31
	RÉSULTATS.....	32
1	Analyse de sensibilité au nombre de cycles.....	32
2	Population	33
3	Variabilité cinématique.....	34
3.1	Présentation des RMSD	34
3.2	Analyse de similarité des RMSD.....	36
3.3	Facteurs explicatifs de la variabilité globale (GaitSD)	37
	DISCUSSION	43
1	Stabilisation de la variabilité en fonction du nombre de cycles de marche	43
2	Variabilité des variables cinématiques du membre inférieur	44
3	Analyse de corrélation des RMSD	45
4	Influences sur la variabilité	46
4.1	Relation de l'âge et le BMI avec la variabilité	46
4.2	Relation du GMFCS, du GDI et de la vitesse avec la variabilité	47
4.3	Relation des scores composés moyens par articulation et par type d'atteintes cliniques avec la variabilité	48
5	Considérations physiothérapeutiques de la variabilité.....	50
6	Limites du travail	51
7	Perspectives cliniques et propositions de recherche.....	53
	CONCLUSION.....	54
	BIBLIOGRAPHIE	56
	ANNEXES	65

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques des sujets inclus dans l'analyse de sensibilité.....	32
Tableau 2 : Caractéristiques des participants aux sessions d'AQM	34
Tableau 3 : Présentation des RMSD moyennes	35
Tableau 4 : Indices de corrélation entre les RMSD des 9 variables cinématiques.....	37
Tableau 5 : Capacité explicative de la GaitSD par les facteurs diagnostics	37
Tableau 6 : Résultats des scores composés moyens par articulation	38
Tableau 7 : Résultats des scores composés moyens par type d'atteintes cliniques	39
Tableau 8 : Valeurs explicatives de la GaitSD par régressions linéaires simples	40
Tableau 9 : Facteurs explicatifs de la GaitSD avec le modèle incluant l'âge et les scores composés moyens par articulation	42
Tableau 10 : Facteurs explicatifs de la GaitSD avec le modèle incluant l'âge et les scores composés moyens par type d'atteintes cliniques	42
Tableau 11 : Synthèse des outils statistiques mesurant la variabilité	67
Tableau 12 : Synthèse des scores composés.....	73
Tableau 13 : Indices de Calinski-Harabasz pour les clusters hiérarchiques et non hiérarchiques.....	77
Tableau 14 : Associations entre les clusters hiérarchiques et non hiérarchiques	77
Tableau 15 : Comparaisons des RMSD entre les groupes	78
Tableau 16 : Comparaisons démographiques entre les clusters.....	79

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Illustration des étapes de la marche	13
Figure 2 : Exemple de courbe cinématique.....	14
Figure 3 : Illustration de la variabilité intercycle du mouvement cinématique du genou.....	16
Figure 4 : Exemple de calcul de variabilité par la RMSD	17
Figure 5 : Illustration des scores GMFCS.	19
Figure 6 : Illustration du positionnement des marqueurs.....	26
Figure 7 : Evolution de la GaitSD normalisée pour le côté gauche en fonction du nombre de cycle de marche	33
Figure 8 : Distribution des RMSD pour l'ensemble des sessions d'AQM.....	35
Figure 9 : Matrice de corrélation des 9 variables cinématiques (RMSD).....	36
Figure 10 : Distribution des scores composés moyens par articulation	38
Figure 11 : Distribution des scores composés moyens par type d'atteintes cliniques.....	39
Figure 12 : Droites de linéarité des principaux facteurs explicatifs de la GaitSD	41
Figure 13 : Rapport d'analyse cinématique issu d'une AQM d'un patient atteint de CP	66
Figure 14 : Feuille de prise de note standardisée des HUG.....	69
Figure 15 : Flowchart d'exclusion	74
Figure 16 : Dendrogramme de la formation de cluster hiérarchique ascendante	76
Figure 17 : Synthèse des comparaisons des RMSD entre les clusters	79
Figure 18 : Distribution des résidus du modèle corrigé par l'âge et incluant les scores composés moyens par articulation	80
Figure 19 : Distribution des résidus du modèle corrigé par l'âge et incluant les scores composés moyens par type d'atteintes cliniques	80

LISTE DES ABRÉVIATIONS

AQM	Analyse quantifiée de la marche
AS	Ashworth Scale
c.-à-d.	C'est-à-dire
CP	Cerebral Palsy, paralysie cérébrale
GaitSD	Gait Standard Deviation
GDI	Gait Deviation Index
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
HUG	Hôpitaux Universitaires de Genève
MI(s)	Membre(s) inférieur(s)
MMT	Manual Muscle Testing
MS(s)	Membre(s) supérieur(s)
RMSD	Root Mean Square Deviation, déviation quadratique moyenne
ROM	Range of motion, amplitude articulaire
SD	Déviatiion standard
SNC	Système nerveux central

Introduction : La variabilité intrinsèque de la marche est inhérente au système sensori-moteur et influencée par des facteurs tels que l'âge et les conditions pathologiques. Une variabilité accrue de la marche dans la paralysie cérébrale (CP) pourrait être un marqueur de déficience de la marche et un paramètre concluant dans l'interprétation des analyses quantifiées de marche (AQM). La variabilité cinématique reste largement inexplorée.

Objectif : Le but est de mieux comprendre la variabilité cinématique de la marche des membres inférieurs (MIs) chez les enfants et jeunes adultes atteints de CP en 1) décrivant la variabilité du MI de la marche de la CP et 2) en identifiant les facteurs explicatifs de la variabilité observée.

Méthode : 273 AQM (patients $n=166$, âge $12,27 \pm 4.83$, GMFCS I-III) sont analysés. La déviation quadratique moyenne (RMSD) est calculée pour neuf variables cinématiques et la déviation standard de la marche (GaitSD) est considérée comme un score de variabilité composée pour le MI. Des corrélations sont effectuées sur la RMSD. Des régressions linéaires univariées et multivariées sont effectuées sur la GaitSD pour l'âge, l'indice de déviation de la marche (GDI), et les facteurs cliniques (spasticité, sélectivité, force et amplitude de mouvement passif).

Résultats : La RMSD des neuf variables cinématiques est corrélée ($r>0.41$, $p<0.05$). Les valeurs les plus élevées de la RMSD sont dans le plan transversal et dans le plan sagittal. La GaitSD est associée à l'âge ($p<0.001$), au GDI ($p<0.001$), au GMFCS ($p<0.001$) et à la force ($p<0.05$).

Conclusion : La variabilité liée à la CP peut être exprimée comme une entité globale (GaitSD) et expliquée par la maturation de notre population cible ainsi que par la gravité des atteintes cliniques. D'autres études sont nécessaires pour confirmer la pertinence clinique des mesures de variabilité cinématique et évaluer l'efficacité des possibles interventions thérapeutiques la ciblant.

ABSTRACT

Introduction: Intrinsic gait variability is inherent to the sensorimotor system and influenced by factors such as age and pathological conditions. Increased gait variability in cerebral palsy (CP) might be a marker of gait impairment thus a conclusive parameter when interpreting clinical gait analyses (CGA). The variability of kinematic parameters remains largely unexplored.

Objective: The aim is to better understand kinematic gait variability of the lower limbs (LL) in children and young adults with CP while 1) describing the pathology specific gait variability pattern of nine kinematic variables and 2) identifying the explanatory variables of the variability pattern observed.

Methods: 273 CGA (patients $n=166$, age 12.27 ± 4.83 , GMFCS I-III) were analyzed. Root mean square deviation (RMSD) was computed for nine kinematic variables and Gait Standard Deviation (GaitSD) considered as composite variability score for LL. Correlation were performed on RMSD. Univariate and multivariate linear regressions were performed on GaitSD for age, Gait Deviation Index (GDI) and clinical factors (spasticity, selectivity, strength and passive range of motion).

Results: RMSD of all nine kinematic variables were correlated ($r > 0.41$, $p < 0.05$) The highest values of RMSD were found in the transverse plane and in the sagittal. GaitSD was associated with age ($p < 0.001$), GDI ($p < 0.001$), GMFCS ($p < 0.001$) and strength ($p < 0.05$).

Conclusion: CP related variability can be expressed as a global entity (GaitSD) and explained by both, maturation of our target population as well as clinical symptom severity. Further studies are needed to confirm the clinical relevance of kinematic variability measures and evaluate the effectiveness of possible therapeutic interventions targeting it.

INTRODUCTION

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) vise à mesurer les mouvements dans les trois dimensions des segments et des articulations des membres inférieurs et du tronc pendant la marche. Pour la recherche, elle permet, entre autres, de modéliser la marche saine ou pathologique pour mieux comprendre sa physiologie et ses perturbations (1). Pour la clinique, elle permet d'identifier les déviations de la marche normale ainsi que les causes potentielles pour proposer une prise en charge adaptée et individualisée visant à se rapprocher de la marche normale (1).

Les mouvements cinématiques et sa variabilité intrinsèque (cycle à cycle) font partie de l'AQM. La variabilité cinématique intrinsèque offre la possibilité de quantifier les déviations du mouvement liées aux atteintes cliniques et d'évaluer l'efficacité des interventions thérapeutiques comme la chirurgie ou la mise en place d'orthèse par la mesure des changements de variabilité quantifiés (2). La variabilité cinématique et spatio-temporelle est un déterminant de la fonction et de la qualité de la marche (3). Elle est en partie associée à l'âge ou aux mécanismes pathologiques des maladies perturbant la marche (4). Cette variabilité peut être analysée pour plusieurs paramètres par exemple spatio-temporels, cinématiques ou cinétiques (5). Dans des pathologies complexes causant des perturbations de la marche comme la paralysie cérébrale (CP), l'étude de la variabilité des paramètres cinématiques apporte à celle des paramètres spatio-temporels une approche plus complémentaire de l'analyse de la marche puisqu'elle permet une mesure de toutes les articulations et dans tous les plans reliés du membre inférieur (MI).

La CP est une atteinte due à une lésion cérébrale pendant la période de son développement soit avant, pendant ou environ 2 ans après la naissance de l'enfant (6). La CP est la cause principale de handicap moteur de l'enfance. Selon le Registre Suisse de la Paralysie Cérébrale, la Suisse compte environ 3'000 enfants et jeunes ainsi que 12'000 adultes vivant avec une CP (7).

Les atteintes cliniques sont multiples. Les personnes atteintes de CP sont particulièrement touchées en ce qui concerne le système sensori-moteur (8,9). Parmi les atteintes motrices les plus fréquentes se trouvent une faiblesse musculaire, une perturbation du tonus, une diminution de la sélectivité musculaire et une diminution des amplitudes articulaires. Ses atteintes se manifestent à la fois aux niveaux appendiculaire et axial (6,10). Les atteintes

motrices perturbent fortement la marche qui fait partie des capacités fonctionnelles les plus atteintes (6). On distingue différents types de perturbation de la marche : la primaire liée directement aux atteintes cliniques issues du dommage cérébral (par exemple une faiblesse musculaire), la secondaire liée à la conséquence du déséquilibre entre le muscle et la croissance de l'enfant (par exemple un désalignement articulaire des pieds) et la troisième liée aux corrections chirurgicales et thérapeutiques (par exemple les ténotomies de rallongement musculaires) (6). Il en résulte selon l'âge du patient atteint ¹ de CP un retard du développement de la marche, une démarche anormale, une péjoration de la marche (11).

La capacité de marche est hautement liée à la qualité de vie et doit donc être prise en compte dans la prise en charge thérapeutique en priorité (12). Les guidelines en physiothérapie recommandent la prise en charge de la marche et le maintien des capacités fonctionnelles (13). Actuellement, il existe en physiothérapie plusieurs tests et questionnaires évaluant la marche avec un niveau d'évidence de qualité modérée à forte selon plusieurs revues systématiques en 2017 (14,15). Les principaux sont des tests visant l'évaluation des capacités fonctionnelles liées à la marche et les performances de marche comme le Functional Mobility Scale, le Timed Up and Go ou le test de marche de 6 minutes (9,10). La réalisation d'une AQM (visant à obtenir des données quantitatives des déviations de la marche) est peu courante en physiothérapie pour des raisons d'accessibilité et de coûts (16). Pourtant, une AQM peut aider à guider le choix thérapeutique comme pratiquée dans les hôpitaux tertiaires (par exemple : Laboratoire de cinésiologie des HUG (Hôpitaux Universitaires de Genève)). Elle peut faire l'interface entre la prise en charge clinique en chirurgie ou la recherche par l'analyse de la marche.

La variabilité des paramètres spatio-temporels de la marche des patients atteints de CP a été décrite dans plusieurs études (17–20). Elle est fortement liée au risque de chute chez les personnes âgées (21). Bien que la variabilité cinématique de la marche soit étudiée chez des adultes et des enfants avec une marche saine (22,23), il manque de la littérature analysant la variabilité cinématique des patients atteints de CP. Il existe donc encore des lacunes dans la compréhension de la variabilité cinématique de la marche des patients atteints de CP ainsi que dans les facteurs l'influençant.

¹ Dans ce travail, le masculin est employé avec une valeur neutre afin d'alléger le texte et faciliter sa lecture

Le but de ce travail est de décrire et de mieux comprendre la variabilité cinématique intrinsèque liée à la marche pathologique des enfants et jeunes adultes atteints de CP ainsi que l'influence des caractéristiques des patients (démographiques et cliniques). Ce travail a pour perspective d'aider aux décisions thérapeutiques par une description des facteurs influençant la variabilité de la marche pour cette population cible.

CADRE THÉORIQUE

1 L'ÉVALUATION DE LA MARCHE

L'analyse de la marche est souvent utilisée en clinique afin d'identifier et comprendre les troubles de la marche de patients atteints au niveau de la fonction locomotrice comme dans les pathologies neurodéveloppementales telles que la CP (24). La marche est définie par Levine (2012) comme « *une méthode de locomotion impliquant l'utilisation de deux jambes, alternativement, pour fournir à la fois support et propulsion* ». Il ajoute pour différencier de la course que « *au moins un pied doit être en contact avec le sol en permanence* » [traduction libre de l'anglais] (24). La marche consiste en un déplacement de l'ensemble du corps. Le déplacement est possible grâce à une répétition de séquence de mouvements segmentaires du corps maintenu en équilibre (25).

La marche peut être découpée en cycle pour faciliter sa description et son analyse. Levine (2012) définit le cycle de marche comme « *l'intervalle de temps entre deux occurrences successives de l'un des événements répétitifs de la marche* » [traduction libre de l'anglais] (24). Par convention, on déterminera un cycle de marche depuis le moment de contact initial du pied jusqu'à ce que le même pied touche à nouveau le sol (24–26). Ce cycle de marche est décomposé en deux phases: la phase oscillante et la phase d'appui (respectivement 40% et environ 60% du cycle de marche) (Figure 1) (24–27).

La marche comme tous mouvements volontaires provient de la combinaison de l'action de deux systèmes du corps essentiels : le système nerveux (central et périphérique) et le système musculosquelettique (24). Dans les conditions non pathologiques et selon l'âge, la marche est un mouvement fluide et répétable.

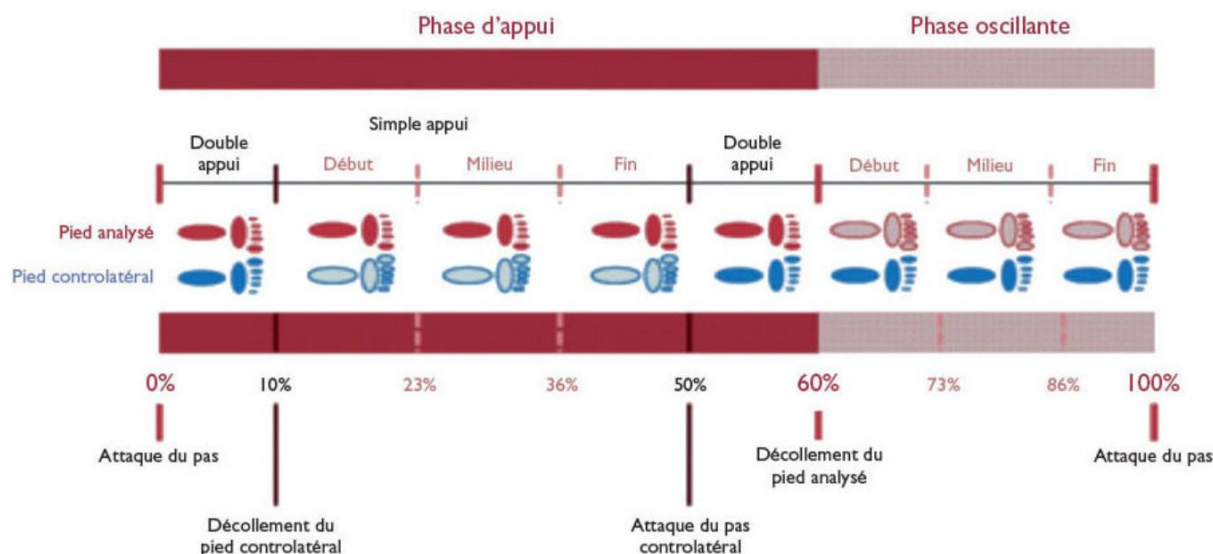


Figure 1 : Illustration des étapes de la marche tirée de Armand et al. (2015) (1)

1.1 Analyse quantifiée de la marche (AQM)

L'AQM vise à mesurer, dans un environnement contrôlé, le mouvement en trois dimensions des articulations et des segments du corps, les forces qui s'appliquent et l'activité électromyographique des muscles (1,28,29). Cet examen médical fait l'objet de discussion interdisciplinaire pour proposer une recommandation thérapeutique adéquate. Son but est d'améliorer la prise en charge des patients avec des troubles complexes de la marche en prenant compte les données cliniques disponibles à chaque patient (1).

L'analyse se fait sur un couloir de dix mètres minimum pour permettre au participant de réaliser plusieurs cycles de marche par traversée. Les informations quantitatives de la marche sont obtenues par un système optoélectronique qui permet d'obtenir les coordonnées spatiales de marqueurs positionnés sur des repères anatomiques et donnés au cours du temps. Le calcul des angles articulaires se fait à partir des trajectoires tridimensionnelles de ces marqueurs. Les paramètres cinématiques ainsi que les paramètres spatio-temporels de la marche sont calculés grâce aux informations de ce système (28,29).

1.1.1 Les paramètres cinématiques de marche

Lorsque les paramètres spatio-temporels donnent des informations générales sur la marche dans le temps et l'espace (par exemple la vitesse, le temps d'appui et la symétrie gauche-droite) (1,28,29), la cinématique de marche, elle, est l'étude des mouvements angulaires et linéaires de segments du corps sans tenir compte des forces internes et externes de celui-ci. La mesure est faite par l'analyse de mouvements intersegmentaires (29). L'axe de ce

mouvement est l'articulation qui relie les deux segments (28). Lors de l'AQM, les mouvements des articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans les plans frontal, sagittal et transverse sont mesurés pour les deux côtés. Pour les cliniciens, l'analyse cinématique apporte un complément à l'analyse spatio-temporelle de la marche. Il permet une observation plus détaillée des mouvements de chaque articulation et offre donc une meilleure compréhension des problèmes de marche qui aura une influence sur la prise de décision thérapeutique.

Le cycle de marche est normalisé dans le temps et représenté en pourcentage (30). Cette normalisation facilite entre autres la lecture des courbes cinématiques de la marche et l'identification de sa variabilité à la fois entre les différents cycles de marche d'un même individu, mais également entre les individus, conditions et sessions (Figure 2).

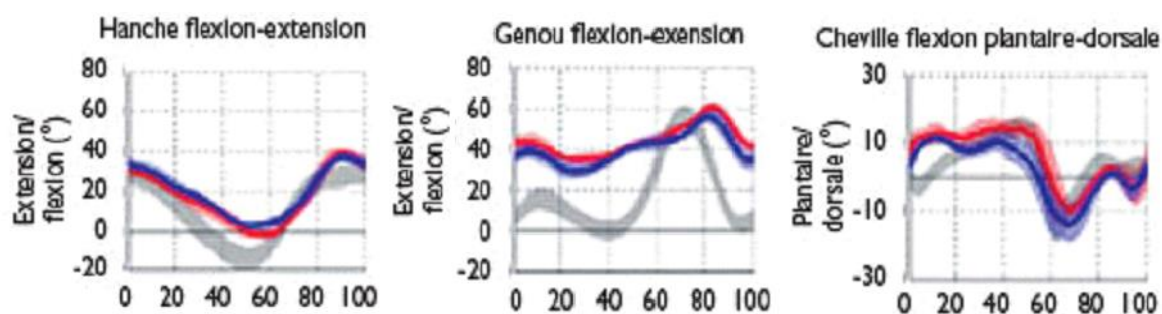


Figure 2 : Exemple de courbe cinématique tiré de Armand et al. (2015) (1)

En rouge : côté gauche / en bleu : côté droit / en gris : la norme du sujet sain / en couleur claire : les courbes / en couleur foncée : la moyenne.

Courbes normalisées dans le temps (axe x)

Dans le rapport de l'AQM, les quinze paramètres cinématiques (3 plans, 5 articulations) sont représentés ainsi que la moyenne sous forme de courbes pour chaque cycle de marche normalisées dans le temps et superposées dans un graphique (31). L'illustration des courbes cinématiques permet de comparer leurs reproductibilités autour de la moyenne et de la norme (Figure 2) (28,29). La Figure 2 montre un exemple de courbes cinématiques de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal. L'ensemble du rapport d'analyse cinématique (autres plans et articulations) est en annexe (Annexe I - Figure 13).

1.1.2 Déroulement d'une AQM

La passation d'une AQM se veut la plus standardisée possible selon les étapes suivantes (28,29) : (1) la préparation de l'AQM, c.-à-d. la préparation de la salle et la calibration des systèmes de mesure; (2) l'examen clinique, c.-à-d. la force musculaire, les

amplitudes articulaires passives, la spasticité et la sélectivité des principaux groupes musculaires des MIs ; (3) l'équipement du patient avec les marqueurs réfléchissants ; (4) l'enregistrement des trajectoires des marqueurs réfléchissants pendant la marche ; (5) l'interprétation des résultats en vue d'une recommandation thérapeutique. L'ensemble du processus de réalisation d'une AQM est détaillé dans la publication de Carcreff et al. (2016) (29).

1.1.3 Interprétation d'une AQM

Au Laboratoire de Cinésiologie de Genève (HUG - lieu de l'étude), les données récoltées sont regroupées en rapport d'analyse et interprétées par un groupe d'experts interdisciplinaires (c.-à-d. médecins/chirurgiens orthopédistes, biomécaniciens, physiothérapeutes). L'enjeu de l'interprétation des courbes cinématiques est triple : il s'agit d'établir les relations des courbes entre elles, les relations des courbes avec la clinique du marcheur et interpréter les courbes par rapport à la norme (zone grise dans la Figure 2). La plupart du temps, l'analyse des courbes cinématiques se fait par la relation établie avec la norme (sujet sain). Cette interprétation a des limites puisqu'elle confronte deux cohortes (saine et pathologique) avec des vitesses et des schémas de marche différents. L'analyse de la variabilité intrinsèque est une mesure intra-individuelle du patient avec des troubles de la marche est une information complémentaire intéressante pour évaluer la qualité de marche (3).

2 VARIABILITÉ DE LA MARCHÉ

La variabilité se définit comme des fluctuations des différentes composantes mesurées de la marche et se mesure dans la répétition des cycles de marche (4). On délimitera deux sources de variabilités différentes : extrinsèques et intrinsèques (4,32).

2.1 Variabilité extrinsèque

La variabilité extrinsèque est liée à des facteurs externes au marcheur (4,32). Elle peut être causée par des facteurs environnementaux comme le type de surface de marche ou du chaussage (4) ou par des erreurs de mesure (notamment le mauvais placement des marqueurs lors d'une AQM et les artéfacts des tissus mous) (33). La variabilité extrinsèque est donc liée à la fiabilité de l'instrumentation, de la méthode de mesure utilisée ou des facteurs environnementaux (4,32).

2.2 Variabilité intrinsèque

La variabilité intrinsèque est inhérente au marcheur et correspond aux fluctuations entre les cycles (4,32) (Figure 3). Trois types de variabilité intrinsèque peuvent être distingués. La première est dite « naturelle ». Elle correspond à la capacité de précision et d'adaptation du

mouvement dans un contexte donné (34). La deuxième est liée à l'âge de la personne et à sa dégradation progressive des capacités fonctionnelles (35). La troisième est dite « pathologique ». Elle est causée par des conditions pathologiques qui affectent la marche naturelle comme la perte de force, une altération du tonus ou de la sensibilité ou encore une déformation articulaire (4). Les variabilités non naturelles (liées à la dégradation des capacités due à l'avancée de l'âge ou pathologique) sont plutôt évocatrices de difficultés dans la marche et doivent donc être considérées lors de l'interprétation des résultats de l'AQM (21). En laboratoire où les conditions sont standardisées, on s'intéresse surtout aux deux dernières.

Lorsque le terme « variabilité » sans précision du type de variabilité est utilisé dans ce travail, il s'agira de la variabilité intrinsèque cinématique.

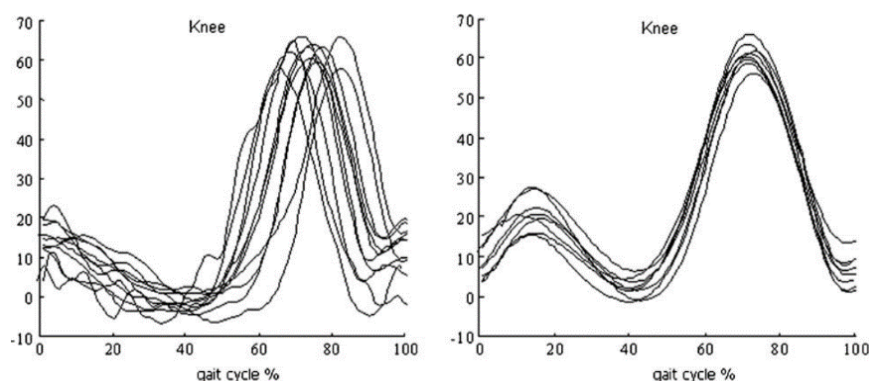


Figure 3 : Illustration de la variabilité intercycle du mouvement cinématique du genou dans le plan sagittal tiré de Serrao et al. (2012) (36)
À gauche : mouvement fortement variable / à droite : mouvement peu variable

2.3 Mesures de la variabilité

La mesure de la variabilité cinématique quantifie les fluctuations des courbes de marche des segments observés entre les cycles de marche (36). On distingue trois types de fluctuations : l'amplitude des courbes, la forme entre les courbes, le décalage temporel entre les courbes (36). Il existe plusieurs méthodes statistiques pour analyser la variabilité de la marche. Actuellement, un consensus entre les méthodes de mesure de la variabilité cinématique n'est pas établi (36). Une synthèse des différentes méthodes proposées dans la littérature a été réalisée dans ce travail (Annexe II – Tableau 11). Sur la base de cette synthèse, deux méthodes statistiques pour mesurer la variabilité cinématique de la marche ont été retenues : la déviation quadratique moyenne (RMSD) et la « Gait Standard Deviation » (GaitSD).

2.3.1 Root Mean Square Deviation (RMSD)

La RMSD représente la racine carrée de la variance du cycle de la marche, évaluée échantillon par échantillon, entre les courbes et la courbe moyenne (Figure 4) (36,37). Une RMSD à 0 signifie que les valeurs observées sont rigoureusement identiques à la moyenne. Plus la valeur augmente, plus les valeurs observées varient autour de la moyenne. Cette méthode a une capacité de détecter des variations de forme et d'amplitude de la courbe cinématique (36).

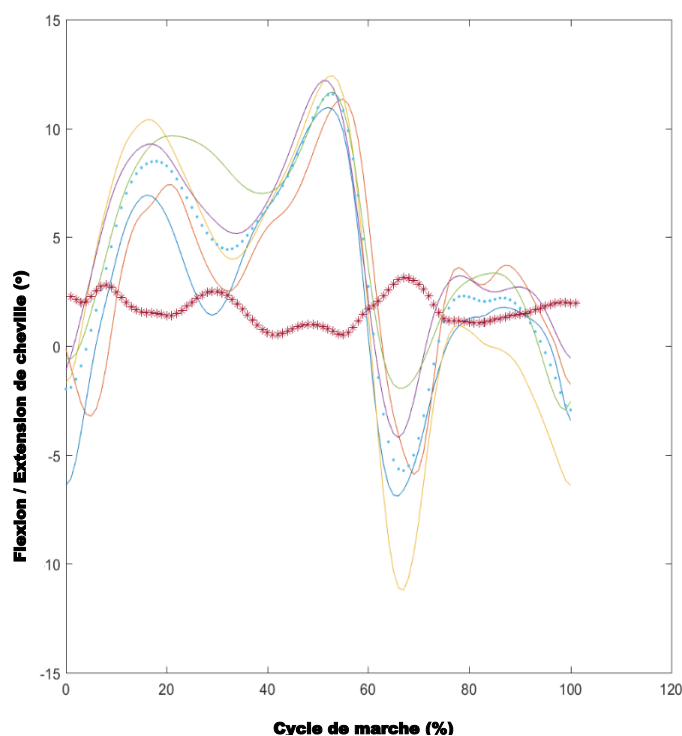


Figure 4 : Exemple de calcul de variabilité par la RMSD

Ici pour le mouvement de flexion extension de cheville :

- Les lignes de couleurs représentent les cycles de marche, une ligne pour chaque cycle.
- Chaque point représente la moyenne des points pris sur l'ensemble des courbes à un moment « T » ; la courbe représentée par l'ensemble des points bleus donne la moyenne de tous les cycles de marche.
- Les étoiles rouges représentent la racine carrée de la variance entre la moyenne et les cycles de marche. Elles forment la RMSD sur l'ensemble du mouvement.

2.3.2 Gait Standard Deviation (GaitSD)

La GaitSD est la racine carrée de la moyenne des variances des courbes cinématiques. Elle reflète l'écart type des résidus autour des courbes cinématiques moyennes choisies (22). La GaitSD permet de mesurer une variabilité globale du sujet marcheur. Elle regroupe les fluctuations autour de la moyenne des cycles analysés de 15 variables cinématiques (Figure 13 - Annexe I): l'inclinaison pelvienne, l'obliquité pelvienne, la rotation du pelvis, puis bilatéralement la flexion de hanche, l'abduction de hanche, la rotation de hanche, la flexion de genou, la dorsiflexion de cheville et l'angle de progression du pas (22). La GaitSD est mesurée pour chaque côté à partir de 9 variables cinématiques : 3 du bassin (antéversion, abduction, rotation) et 6 par MI (flexion/abduction/rotation de hanche, flexion de genou, flexion de cheville

et angle de progression du pied). La GaitSD s'interprète dans la même unité que les variables cinématiques (degré).

2.4 Littérature sur la variabilité cinématique

La variabilité cinématique a été étudiée notamment chez les sujets avec une marche saine ou dans l'étude des pathologies lombaires, spinales et chez les accidents vasculaires cérébraux (22,38–40). À notre connaissance, l'analyse de la variabilité cinématique n'a pas été décrite chez les patients atteints de CP. La marche de ce type de patients est pourtant souvent perturbée et variable au niveau spatio-temporel (18). La variabilité cinématique de la marche des patients atteints de CP pourrait être un indicateur supplémentaire de la qualité de marche.

3 PARALYSIE CÉRÉBRALE

3.1 Définition et physiopathologie

Le terme « paralysie cérébrale » (anglais : « cerebral palsy » (CP)) a été introduit en 1861 par l'équipe de Little (41). La CP est une pathologie importante qui touche environ deux naissances sur 1000 (42). Elle est la cause principale de handicap neurologique pédiatrique (6). La définition de la CP est complexe et fortement discutée par les experts (42,43). En 2005, l'équipe de Bax définit un consensus tiré des discussions ultérieures (43). Ils définissent la CP comme « *un groupe de troubles permanents du développement du mouvement et de la posture, entraînant une limitation d'activité, qui est attribué à des perturbations non progressives survenues dans le cerveau du fœtus ou du nourrisson en développement* » [traduction libre de l'anglais] (43).

Il est difficile de déterminer de manière rigoureuse la réelle cause de la CP chez les personnes atteintes. Toutefois, il existe une classification étiologique selon les trois étapes du développement du cerveau afin de déterminer des facteurs de risque et des causes possibles : la période prénatale, périnatale et postnatale (6,43).

Le diagnostic de CP repose en partie sur l'anamnèse maternelle et familiale ainsi que sur l'examen clinique de l'enfant. Il permet de déterminer l'étiologie qui a des implications sur le pronostic et le traitement (42). Le diagnostic permet également de déterminer la sévérité, la typologie et distribution clinique, les atteintes fonctionnelles probables ainsi que les troubles non moteurs (cognitifs, sensoriel, comportementales et autonomes) qui accompagnent souvent les troubles moteurs (1, 3,16,18). À la suite du diagnostic, un suivi médical et

paramédical est mis en place. Il prend en charge médicalement et thérapeutiquement les atteintes acquises et surajoutées lors de la vie de la personne atteinte de CP (6,44,45).

3.2 Classifications et atteintes cliniques

3.2.1 Classifications cliniques

La classification clinique a pour but d'harmoniser le pronostic fonctionnel et les traitements du patient atteint de CP. Le système de classification de la fonction motrice globale (GMFCS : Gross Motor Function Classification System) spécifique aux enfants atteints de CP quantifie le niveau d'autonomie des activités fonctionnelles de la station assise, les transferts et la mobilité (Figure 5). Elle évalue les limitations fonctionnelles de l'enfant et la nécessité de moyens auxiliaires. Comme les capacités fonctionnelles dépendent en grande partie de l'âge, la classification est séparée selon les stades d'âges (46). La description complète des stades de la GMFCS en fonction de l'âge est dans les annexes (Annexe III).

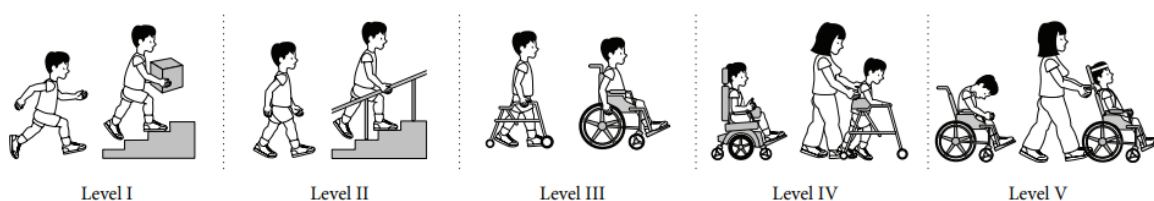


Figure 5 : Illustration des scores GMFCS tirée de Józwiak (2015) (47).

3.2.2 Typologie et distribution des atteintes cliniques

La zone lésionnelle détermine à la fois la typologie clinique et la distribution des atteintes cliniques sur le corps. Concernant la typologie clinique, la classification se réfère – selon Taft L. (6,48) - aux typologies suivantes : spastique (corticospinal et tractus pyramidal), dyskinétique (noyaux gris et tractus extrapyramidal), rigide (corticospinal et tractus pyramidal), ataxique (cérébelleux) et mixte. La gravité de chaque type peut être faible, moyenne ou sévère (6). La typologie clinique la plus courante est la spastique (6). Dans ce travail, nous discuterons uniquement de la typologie spastique. Concernant la distribution des atteintes cliniques sur le corps, on peut distinguer une atteinte unilatérale (hémiplégie) et des atteintes bilatérales (diplopie et la quadriplégie) (6).

A. Unilatérale

L'hémiplégie est une atteinte motrice unilatérale du corps incluant le membre supérieur (MS) et inférieur (MI) ainsi que la face et le tronc (49). L'hémiplégie spastique concerne environ 33% des atteintes motrices chez les individus avec une CP (42,44).

B. Bilatérale

La diplégie est caractérisée par une atteinte motrice essentiellement spastique. Elle se manifeste par des degrés variés de spasticité dans les MIs et le bassin. Il peut arriver qu'elle se manifeste également par de légers troubles dans les MSs (50). La diplégie spastique touche environ 44% de la population avec une CP (42) .

La quadriplégie est une atteinte motrice qui touche l'ensemble des quatre membres et le tronc. Elle peut aussi atteindre le visage et les fonctions respiratoires et oto-rhinos laryngologiques. Elle est la forme la plus sévère des atteintes (44). La quadriplégie spastique représente environ 6% de la population avec une CP (42).

3.2.3 Atteintes cliniques

Dans le contexte de la CP, les atteintes cliniques issues d'une lésion du SNC sont fortement hétérogènes (6). Parmi les plus fréquentes atteintes motrices, on retrouve la diminution de force, la spasticité, la diminution d'amplitude articulaire et des déficits de sélectivité (6,51).

A. Force

La force musculaire se définit comme la capacité d'un muscle ou un groupe musculaire à exercer un effort maximal. Cet effort permet à un segment de maintenir une position ou de créer un mouvement (52). Une perte de force peut être causée par une atteinte neurologique centrale ou périphérique ainsi qu'une atteinte structurelle du muscle. Dans le cas des patients atteints de CP, la diminution de la force est essentiellement due à l'atteinte du SNC (parésie) et à une faiblesse musculaire associée due à la diminution de l'usage du muscle (6). Une atteinte de la force contribue à la réduction des capacités fonctionnelles chez les patients atteints de CP (53). En clinique, le test fréquemment utilisé pour mesurer la force est le Manual Muscle Test (54).

B. Spasticité

La spasticité est une forme d'hypertonie musculaire involontaire qui se caractérise par un réflexe d'hyperexcitabilité tonique à l'étirement du muscle. Elle est induite par des inputs proprioceptifs perturbés au niveau de la moelle. La spasticité est vélo-dépendante et est une réponse involontaire à un mouvement antagoniste. Elle augmente proportionnellement à la vitesse de l'étirement (55). La spasticité semble avoir un impact sur l'équilibre et la vitesse de marche des patients atteints de CP (56). En clinique, le test d'Ashworth quantifie la spasticité des muscles (57).

C. Amplitude articulaire (« range of motion » (ROM))

L'amplitude articulaire est la capacité de réalisation d'un mouvement d'un segment corporel par rapport à un autre. Le mouvement se fait dans les trois plans de l'espace, mais la mesure

de l'amplitude articulaire se fait dans un seul plan de mouvement. L'amplitude articulaire peut-être réalisée activement par le patient ou passivement par autrui (58). Chez les patients atteints de CP de 2 à 14 ans, on observe une diminution des amplitudes articulaires, limitant ainsi les possibilités de mouvement (59). La mesure d'amplitude se fait par la goniométrie et est généralement mesurée dans son amplitude maximale (60).

D. Sélectivité

Le contrôle musculaire sélectif (ou sélectivité) se définit par Sanger et al. comme « *la capacité d'isoler l'activation de muscle dans un schéma sélectionné en réponse à la demande d'un mouvement volontaire ou d'un maintien de posture* » [traduction libre de l'anglais] (61). Un déficit de sélectivité rend la personne atteinte en difficulté de contracter un muscle sans activer involontairement d'autres muscles (62). Les groupes musculaires travaillent en synergie souvent par groupe fonctionnel comme celui de la flexion ou de l'extension (62,63). La diminution de sélectivité musculaire est fortement corrélée avec la perturbation de la marche chez les patients atteints de CP (63).

Les caractéristiques des tests cliniques de force, de spasticité, du ROM et de sélectivité sont développées dans les annexes (Annexe III).

3.3 Pronostic fonctionnel de la CP

La CP étant une pathologie acquise non progressive, l'évolution fonctionnelle de l'enfant dépend à la fois de la distribution des atteintes cliniques et des capacités fonctionnelles de l'enfant dans les premières années (64,65). En effet, il semble que les enfants naissants avec une distribution de type hémiplégique ont un meilleur pronostic fonctionnel que les diplégiques ou quadriplégiques (65). Les capacités fonctionnelles acquises dans les premières années sont également déterminantes des possibilités de marche des enfants. Par exemple, un enfant atteint de CP capable de se tenir assis à deux ans semble être un bon indicateur de la marche (65). Le score GMFCS est un bon indicateur du pronostic fonctionnel des enfants atteints de CP. Un enfant avec un GMFCS I a une capacité de progression fonctionnelle plus forte que celui avec un GMFCS V. Chez les enfants atteints de CP avec un GMFCS I, la phase de plateau (où la progression est fortement réduite voir stoppée) intervient plutôt autour de l'âge de 6 ans. Tandis que chez les enfants avec un GMFCS V, cette phase de plateau est beaucoup plutôt, autour de 3 ans (64).

3.4 Déviations de la marche des enfants et jeunes adultes atteints de CP

L'interaction entre le système nerveux et musculosquelettique chez les enfants et jeunes adultes atteints de CP est déficitaire. La réalisation des conditions nécessaires à une marche

saine devient difficile (6,24). Chez l'enfant ou le jeune adulte atteint de CP, la marche est perturbée par trois effets (6):

- L'effet primaire : les atteintes cliniques issues du dommage cérébral (faiblesse musculaire, spasticité, trouble de l'équilibre et sélectivité)
- L'effet secondaire : la conséquence du déséquilibre entre le muscle et la croissance de l'enfant (déformation osseuse et limitation articulaire)
- L'effet tertiaire : correction chirurgicale et thérapeutique

La catégorisation en schéma de marche permet de faciliter la communication entre les cliniciens et influence la prise en charge thérapeutique (66). Ces schémas de marche sont influencés par les atteintes cliniques et la localisation de celles-ci. Les schémas peuvent être localisés comme un pied tombant ou englober l'ensemble du MI comme avec une rotation du pelvis, une abduction, flexion et rotation médiale de hanche ainsi qu'une flexion de genou et un pied équin (66). L'index du « Gait Deviation Index » (GDI) est un des scores qui quantifie la marche donnant un score d'anormalité de la marche pour les patients atteints de CP par rapport à la norme (67). Ce score est plus développé en Annexe III.

La marche des patients atteints de CP avec une atteinte bilatérale (quadriplégique et diplégique) spastique rejoint un schéma proche de celui des atteintes unilatérales (66). L'exemple le plus parlant est la marche dite « Crouch Gait » qui est issue d'une dorsiflexion excessive avec une flexion de hanche et de genou augmentée (66). L'ensemble des schémas de marche est décrit de manière détaillée dans la publication de Rodda et Graham en 2001 (66).

4 VARIABILITÉ CINÉMATIQUE CHEZ LES PATIENTS ATTEINTS DE CP

La variabilité cinématique a été démontrée comme influencée par le nombre de cycles de marche inclus dans sa mesure lors de l'AQM chez les sujets sains (22). L'inclusion d'un faible nombre de cycles de marche donne une variabilité plus importante et peu stable. Elle se réduit lorsque l'inclusion du nombre de cycles est augmentée et se stabilise progressivement autour de 5 cycles chez les enfants avec une marche saine (22). L'influence du nombre de cycles inclus dans la mesure de la variabilité cinématique des patients atteints de CP n'a pas encore été explorée dans la littérature. Le nombre de cycles inclus dans la mesure nécessaire à sa stabilisation n'est également pas encore calculé chez les patients atteints de CP. Il serait donc important de considérer l'influence du nombre de cycles de marche inclus dans l'analyse de la variabilité cinématique des enfants et jeunes adultes atteints de CP.

De plus, il est bien connu que les atteintes cliniques des enfants et jeunes adultes atteints de CP sont multiples et très hétérogènes (66). C'est pourquoi plusieurs équipes ont classé les types de marche des patients atteints de CP par groupe (68–71). On retrouve dans ces études une classification subjective par évaluation des données de marche ou une classification statistique par réalisation de cluster avec essentiellement des données cinématiques (amplitudes moyennes) du mouvement obtenues sur le plan sagittal du pelvis, de la hanche, du genou et de la cheville (68). Les résultats de ces études proposent des classifications entre 3 et 13 groupes (68–70). En revanche, une classification de la variabilité cinématique des enfants et jeunes adultes atteints de CP n'a pas encore été réalisée dans la littérature.

De nombreuses études ont pu faire le lien entre les atteintes cliniques et les déviations de la marche par rapport à la norme des variables cinématiques ou cinétiques chez les personnes atteintes de CP (63,72,73). L'équipe de Papageorgiou a montré en 2019 que les déficits de force, de spasticité, de sélectivité ainsi que du ROM passif des patients atteints de CP auraient une relation directe avec la cinématique de la marche. Ils démontrent que ces quatre types d'atteintes cliniques sont significativement corrélées sur l'ensemble du cycle de marche dans le plan sagittal (74). Cependant, le potentiel lien entre la variabilité cinématique de la marche et les atteintes cliniques des patients atteints de CP n'a pas, à notre connaissance, encore été exploré.

Les considérations apportées dans ce chapitre ont mis en évidence un manque de connaissance scientifique dans les méthodes d'analyse de la variabilité cinématique des enfants et jeunes adultes atteints de CP. L'influence des caractéristiques démographiques et cliniques des enfants et jeunes adultes CP sur la variabilité cinématique est également peu comprise.

OBJECTIF DE L'ÉTUDE

Le but de ce travail est de décrire et de mieux comprendre la variabilité cinématique intrinsèque de la marche pathologique des enfants et jeunes adultes atteints de CP. Les objectifs sont de :

1. Déterminer le nombre de cycles de marche (minimum) pour obtenir une variabilité intercycle stable (analyse de sensibilité).
2. Décrire quels paramètres cinématiques (plans/articulations) de variabilité sont les plus spécifiques de la variabilité de la marche de la population CP parmi les 9 variables cinématiques (articulations/plans) du MI (GaitSD).
3. Définir de potentiels sous-groupes de marche à partir des paramètres cinématiques de variabilité sélectionnés.
4. Décrire les facteurs démographiques et cliniques qui influencent la variabilité.

Ce travail compléterait le bilan de la marche en apportant aux cliniciens une évaluation de la variabilité quantifiée. Une meilleure compréhension de la variabilité de la marche des enfants et jeunes adultes atteints de CP pourrait aider la décision thérapeutique et la prise en charge thérapeutique ciblée.

MÉTHODE

Ce travail est une étude rétrospective descriptive exploratoire. Les données ont été récoltées par l'équipe du Docteur Stéphane Armand au Laboratoire de cinésiologie Willy Taillard des Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG) / Université de Genève (UNIGE) de septembre 1994 à août 2019. Ce travail fait partie d'un projet de recherche nommé « Modeling pathological gait resulting from motor impairments: compare and combine neuromechanical simulation and machine learning approaches (SimGait) » qui a pour but principal de modéliser et de simuler les marches pathologiques résultant de déficits moteurs. L'utilisation des données pour la recherche a été approuvée par le Comité Ethique Cantonal de Genève (CCER) ("Modélisation de la marche pathologique résultant de déficiences motrices", numéro de projet: 2018-00229, le 28 mars 2018). Le projet est actuellement soutenu par le Fonds National Suisse de Recherche (<http://p3.snf.ch/project-177179>).

1 POPULATION

1.1 Sélection de patients

Les patients atteints de CP avec des troubles de la marche sont orientés par des spécialistes médicaux (neurologues, chirurgiens orthopédiques) vers le laboratoire pour une évaluation de la marche par une AQM.

Compte tenu de l'évolution naturelle des troubles de la marche, les enfants sont évalués plusieurs fois pendant la croissance. Il y a donc des participants qui ont plusieurs sessions d'AQM enregistrées. Une analyse indépendante pour chaque session est réalisée lorsqu'au minimum une année sépare les deux AQM. En effet, il est considéré qu'en une année l'enfant a grandi, ces atteintes cliniques ont évolué ou un traitement a été effectué. Sa marche a donc probablement changé durant une année.

1.2 Critères de sélection

Pour l'inclusion à cette étude, les patients doivent répondre aux critères d'inclusion suivants :

- Patients avec une CP spastique hémiplégique, diplégique ou quadriplégique
- Âge de 5 à 25 ans (75)
- GMFCS avec stade de I à III et capacité de marcher sans moyen auxiliaire durant l'AQM (46)
- Intervalle de temps entre une chirurgie et une AQM supérieur à 1 an

Pour cibler les patients, les critères d'exclusion suivants sont ajoutés :

- CP avec ataxie d'origine cérébelleuse
- Données manquantes des courbes cinématiques sélectionnées pour analyse
- Aide technique / moyen auxiliaire pour la marche durant l'AQM
- Injection de toxine botulique inférieure à 6 mois (76)
- Intervalle entre deux AQM inférieures à 1 année
- Nombre de cycles disponibles dans l'AQM inférieur au nombre minimum à la stabilisation de la variabilité cinématique

2 DÉFINITION DES PARAMÈTRES

2.1 Recueil des données

Avant l'AQM, les personnes responsables de l'examen expliquent son déroulement. Il ne comporte pas de risque physique surajouté pour la personne qui le passe. Les informations quantitatives récoltées dans ce système sont traitées par des algorithmes développés à l'interne qui peuvent être des logiciels de programmation comme *Matlab*. Les informations

fournies par l'AQM sont complétées par un examen clinique complet du patient. Dans ce travail, il sera retenu et analysé les résultats de l'examen clinique, les paramètres spatio-temporels et la cinématique de marche.

2.2 Déroutement de l'AQM

Le déroulement de l'AQM suit une procédure standardisée comme décrite dans le chapitre « *Analyse quantifiée de la marche (AQM)* ». Il dure environ 2 heures.

2.2.1 Examen clinique

L'examen clinique consiste en deux parties. Le recueil des informations du patient et le bilan clinique du marcheur. Le recueil comprend le diagnostic, les antécédents médicaux ainsi que l'histoire du patient et ses plaintes en lien avec la marche.

Lors d'un bilan standardisé, un physiothérapeute expérimenté procède à un bilan complet. Il consiste en une évaluation du corps et de ces capacités physiques. Durant l'évaluation, les principales mesures suivantes sont faites :

- Mesures anthropométriques : poids, taille, longueur et largeur des MIs par segment.
- Mesures d'amplitudes articulaires (ROM) : réalisées passivement sur les principales articulations des MIs liées à la marche (hanche, genou, cheville et hallux) dans les 3 plans (frontal, sagittal et transverse).
- Mesures de force (MMT), de spasticité (Ashworth) et de sélectivité : réalisées sur les muscles principaux des MIs liés à la marche (hanche, genou, cheville et hallux) dans les 3 plans (frontal, sagittal et transverse).

L'ensemble de l'examen clinique est représenté dans les annexes (Annexe III – Figure 14).

2.2.2 Préparation du patient

La préparation du patient consiste en la mise en place des marqueurs optoélectroniques pour la mesure de la cinématique. La mise en place est standardisée entre les marcheurs. Elle est définie par le modèle de calcul cinématique. Le positionnement des marqueurs se fait par palpation des repères anatomiques et suit les recommandations du « Conventional Gait Model » version 1.0 proposée par Davis et al. en 1991 et illustrée et codée par l'équipe de Leboeuf et al. en 2019 (77,78) (Figure 6).

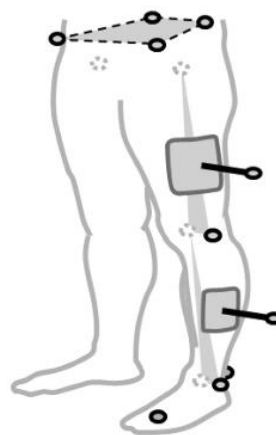


Figure 6 : Illustration du positionnement des marqueurs tirée de Leboeuf et al. en 2019 (78)

A. Enregistrement

Lors de l'enregistrement, plusieurs étapes sont présentes :

- Enregistrement statique en position anatomique de référence : il sert à définir les centres et axes articulaires du marcheur.
- Enregistrement de la marche : aller-retour sur le chemin de marche à vitesse spontanée. 10 cycles cinématiques et 5 cycles cinétiques pour chaque pied au minimum sont recherchés.
- Il existe d'autres conditions de marche/locomotion (marche corrigée, vitesse rapide, vitesse lente, course) ainsi que des tâches fonctionnelles (saut à pieds joints, équilibre, squat, marche sur talons/pointes des pieds, etc.). Elles ne sont pas développées dans ce travail.

2.3 Sélection des données analysées

Uniquement les données de variabilités et les données cliniques du côté atteint des enfants et jeunes adultes atteints de CP hémiplégique seront analysées afin de limiter l'influence du côté sain lors des analyses (74). Pour les enfants et jeunes adultes atteints de CP bilatérale, le côté le plus atteint est seulement utilisé dans l'analyse. Ce choix vise à limiter le risque de considérer les deux membres comme indépendants l'un de l'autre lors des analyses.

Pour déterminer le côté le plus atteint chez les patients atteints de CP bilatérale, une analyse initiale réalisée dans ce travail a montré que les scores de variabilité cinématique (GaitSD) des patients atteints de CP hémiplégique sont majoritairement plus importants du côté sain (63.40%) que du côté atteint (36.60%) alors que les scores de l'examen clinique (spasticité, ROM, force, sélectivité – scores décrits plus bas) sont plus faibles du côté atteint. Le côté le plus atteint est donc choisi en fonction des scores de l'examen clinique. Ils sont sommés entre eux et comparés entre les deux MIs afin de déterminer le côté le plus atteint. Lorsque les scores cliniques sont semblables des deux côtés (pas de côté plus atteint que l'autre), le choix du côté a été fait de manière aléatoire.

Les données du BMI ont été catégorisées en fonction de l'âge et du sexe de l'individu pour limiter les biais d'interprétation de leurs résultats. Les catégories de BMI en fonction de l'âge et du sexe de l'enfant sont basées sur celles proposées par l'OMS (79–81) :

- Sous-poids : $z\text{-score} < -2 \text{ SD}$
- Poids normal : $-2 \text{ SD} \leq z\text{-score} \leq 1 \text{ SD}$
- Surpoids : $1 \text{ SD} \geq z\text{-score} \leq 2 \text{ SD}$
- Obèse : $2 \text{ SD} > z\text{-score}$

Le z-score représente l'écart à la moyenne du BMI pour chaque sexe et âge (références différentes entre filles et garçons). Les données de vitesse sont normalisées en divisant par la longueur du MI (30).

2.4 Cotation de l'atteinte

Chaque test pour la sélectivité, la force, le ROM et la spasticité réalisé durant l'examen clinique a une cotation différente comme définie dans l'Annexe III. Il est donc difficile de les comparer. Pour faciliter cette comparaison et uniformiser les scores, des cotations sont réalisées à partir de ces mesures cliniques. Pour chaque cotation un score est attribué :

3 = normale / 2 = atteinte légère / 1 = atteinte forte

L'objectif est de catégoriser le niveau de gravité de l'atteinte en 3 catégories :

- Test d'Ashworth (spasticité) : score de 0-1 « normale » / 2 « légère » / 3-4 « forte »
- Selective Voluntary Motor Control (sélectivité): 2 « normal » / 1 « légère » / 0 « forte »
- Manual Muscle Test (MMT, force): score de 5 « normal » / 3-4 « légère » / 0-2 « forte »

Pour la cotation du MMT comprenant des « - » ou « + », il est considéré que la cotation n'est pas complète et donc non-atteinte. Pour exemple avec un 5 -, il est considéré que le 5 n'est pas atteint et la cotation 2 « légère » lui est attribuée.

La norme du ROM dépend en partie du sexe et de l'âge (82). Ces deux notions ont été intégrées dans ce travail. Les normes de ROM proposées par Soucie et al. en 2011 intègrent ces deux notions (82). Elles se basent sur les sujets sains. Les normes du ROM du plan sagittal des participants à ce travail sont basées sur les propositions de Soucie et son équipe (82). La déviation à la norme est cotée ensuite selon la proposition de Papageorgiou et al. en 2019 (74) :

- Mesure de l'amplitude articulaire (ROM) :
 - o supérieure au 75^e percentile, « normale »
 - o entre le 25^e et le 75^e percentile, « légère »
 - o inférieure au 25^e percentile, « forte ».

Lorsque la mesure du ROM d'une articulation est influencée par une musculature biarticulaire, il a été choisi de prendre la mesure avec les muscles biarticulaires en position courte afin de se rapprocher au maximum de la limitation articulaire seulement et d'exclure l'influence musculaire sur le ROM. Pour exemple, la mesure du ROM en flexion dorsale de la cheville est

prise avec le genou en flexion à 90 degrés pour diminuer l'influence de l'extensibilité musculaire des gastrocnémiens.

2.5 Scores cliniques composés

Les scores composés s'inspirent de la méthode proposée par Papageorgiou et son équipe en 2019 (74). Ils permettent de quantifier l'ampleur de l'atteinte dans le plan sagittal. Ces scores sont réalisés à partir des cotations décrites dans le paragraphe précédent. Le score est composé des muscles moteurs principaux responsables du mouvement dans le plan sagittal pour la spasticité, la force et la sélectivité. Pour le ROM, il s'agit de l'addition de la cotation des mouvements dans les deux directions du plan choisi.

Pour la spasticité, la force et la sélectivité, les muscles qui travaillent en synergie sur le plan sagittal sont regroupés et leur cotation est additionnée. Pour le score composé de ROM, les amplitudes articulaires du mouvement complet sont prises pour le plan sagittal. Les scores composés sont donc l'addition de la cotation de l'atteinte (paragraphe « *Cotation de l'atteinte* ») des items sélectionnés.

Le score composé peut aller de 1 à 6. Pour exemple, une cotation à 6 pour les muscles responsables de la flexion / extension du genou représente l'addition des cotations du quadriceps et des ischio-jambiers scorée tous deux à 3 et signifie une force normale.

Deux types de scores cliniques composés moyens sont ensuite réalisés :

- Par articulation: pour la hanche, le genou, et la cheville. Le score reflète le niveau moyen d'atteinte par articulation dans le plan sagittal des atteintes cliniques cumulées.
- Par types d'atteintes cliniques : pour le membre inférieur atteint au complet. Ce score reflète le niveau moyen de l'atteinte clinique (force, spasticité, sélectivité, ROM) des articulations cumulées.

Afin de compenser les données manquantes, les scores composés moyens sont calculés par la moyenne des scores cliniques composés. Ils peuvent également aller de 1 à 6. L'ensemble des muscles et des mouvements inclus dans les scores cliniques et dans les scores composés moyens sont résumés dans les annexes (Annexe IV - Tableau 12).

3 ANALYSES STATISTIQUES

L'analyse statistique est réalisée avec le programme Stata, version 16.

3.1 Étude de sensibilité au nombre de cycles de marche pour la GaitSD

Pour répondre à l'objectif 1 de l'étude (déterminer le nombre de cycles de marche (minimum) pour obtenir une variabilité intercycle stable), une analyse du nombre de cycles de marche minimum nécessaire pour obtenir une variabilité stable a été réalisée.

Inspiré de l'étude de Sangeux et ses collaborateurs (22), 99 enfants et jeunes adultes atteints de CP ayant au moins 12 cycles de marche mesurés lors de l'AQM ont été sélectionnés dans la base de données pour l'analyse de sensibilité. La variabilité cinématique de ces sujets est mesurée avec la GaitSD de manière aléatoire de 2 à 8 cycles avec cinq cents itérations pour chaque sujet. La variabilité cinématique (GaitSD) entre chaque sujet étant différente, les scores de GaitSD ont été normalisés en divisant par la moyenne du GaitSD de chaque sujet afin de faciliter l'interprétation des résultats.

3.2 Détermination des paramètres cinématiques spécifiques

Pour répondre à l'objectif 2 de cette étude (décrire quels paramètres cinématiques (courbes cinématiques) de variabilité sont les plus spécifiques de la variabilité de la marche) et en vue de la réalisation d'éventuel cluster, la recommandation méthodologique de l'équipe de Hair (83) a été suivie. La formation des clusters est basée sur les 9 variables cinématiques utilisées par Sangeux et ses collaborateurs en 2016 : inclinaison de pelvis (pelvic tilt), rotation du pelvis (pelvic rotation), obliquité du pelvis (pelvis obliquity), flexion de hanche, abduction de hanche, rotation de hanche, flexion de genou, flexion de cheville et angle de progression du pied (22). La variabilité cinématique est représentée par la moyenne des RMSD pour ces 9 variables pour chaque session d'AQM.

Une première analyse de corrélation est faite entre les 9 variables cinématiques afin de déterminer les corrélations entre elles. Le barème de similarité entre deux variables cinématiques a été fixé arbitrairement à au moins 75% de corrélation pour juger d'une corrélation importante. Dans le cas où une corrélation supérieure à 75% existerait, la variable ayant la RMSD la plus haute est retenue. L'autre est exclue de l'analyse par cluster.

3.3 Analyse de cluster

Pour répondre à l'objectif 3 de cette étude (définir de potentiels sous-groupes à partir des données de variabilité sélectionnées), une analyse par cluster a été planifiée. Cependant, l'analyse de similarité montrant une corrélation significative (0.41 - 0.79) entre les 9 variables cinématiques, une analyse par cluster n'est pas la méthode optimale. En effet, la variabilité (RMSD) d'une variable cinématique influence les autres. Il est donc plus adapté de considérer la variabilité du MI avec un score complet (GaitSD) comme le proposent Sangeux et al. (22). Néanmoins, une analyse annexe par cluster a été réalisée pour explorer les résultats d'éventuels clusters. Les scores de RMSD sont comparés entre les groupes pour confirmer l'évolution des scores RMSD entre les participants. La méthode de construction de ces clusters et leurs résultats sont exposés uniquement en annexe (Annexe VI et VII).

3.4 Facteurs influençant la variabilité

En vue de l'analyse de similarité et pour répondre à l'objectif 4 de cette étude (décrire les facteurs qui influencent la variabilité), la variabilité cinématique est considérée avec le score de la GaitSD. Les facteurs influençant la GaitSD sont sélectionnés en fonction de leur importance clinique : diagnostic, GMFCS, âge, vitesse de marche normalisée, cadence, GDI et les scores cliniques composés moyens.

3.4.1 Régression linéaire univariée

Les facteurs diagnostics représentés par le diagnostic et le GMFCS sont des variables catégorielles. Pour faciliter l'analyse, elles ont été dichotomisées de la façon suivante :

- Diagnostic : Hémiplégique, diplégique et quadriplégique dichotomisée en CP unilatérale (hémiplégique) et CP bilatérale (diplégique et quadriplégique)
- GMFCS : GMFCS I, II, III dichotomisés en GMFCS I et GMFCS II-III

Les facteurs diagnostics sont ensuite analysés avec une régression linéaire univariée pour évaluer la capacité de ces variables à expliquer la GaitSD.

Les variables d'âge, de cadence, de vitesse, du GDI et des scores cliniques moyens sont considérées comme des variables quantitatives discrètes ou continues. Une première analyse par régression linéaire simple est réalisée pour évaluer la capacité d'explication de la GaitSD de ces variables individuellement.

Les potentiels facteurs confondants sont estimés sur la base des connaissances théoriques et de l'expérience clinique. Ils sont essentiellement le GMFCS, l'âge et le GDI (22,84,85).

3.4.2 Régression linéaire multivariée

Une régression linéaire multivariée est réalisée pour les scores cliniques composés moyens par articulation (hanche, genou et cheville) et par type d'atteintes cliniques (force, sélectivité et ROM). Ces deux modèles sont corrigés par les variables identifiées comme facteurs confondants (âge).

Pour les régressions linéaires univariées et multivariées, les conditions d'application suivantes sont vérifiées : la normalité de la distribution de la variable indépendante (GaitSD), la présence d'une relation linéaire entre les variables indépendantes et dépendantes, l'analyse visuelle de la normalité de la distribution des résidus, avec en plus l'absence d'une relation entre les variables indépendantes pour la régression linéaire multiple.

Pour toutes les analyses, la significativité statistique est admise lorsque la valeur p est inférieure à 0.05.

RÉSULTATS

1 ANALYSE DE SENSIBILITÉ AU NOMBRE DE CYCLES

Les caractéristiques des 99 sessions d'AQM des enfants et jeunes adultes atteints de CP sont présentées dans le Tableau 1. La majorité des participants aux sessions est masculine, hémiplégique ou avec un GMFCS I.

Tableau 1 : Caractéristiques des sujets inclus dans l'analyse de sensibilité

VARIABLES	N (%)	MOYENNE $\pm$ SD
Nombre de sessions	99	
Femme	45 (45.45%)	
Homme	54 (54.55%)	
Âge		12.50 $\pm$ 4.82
Diagnostic		
CP spastique unilatérale	46 (46.46%)	
CP spastique bilatérale	53 (53,53 %)	
CP spastique quadriplégique	7 (7.07%)	
CP diplégique	46 (46.46%)	
GMFCS		
Niveau I	69 (69.70%)	
Niveau II	26 (26.26%)	
Niveau III	4 (4.04%)	
GDI		81.87 $\pm$ 11.33
CP spastique unilatérale		85.52 $\pm$ 10.40
CP spastique bilatérale		78.70 $\pm$ 10.74

La Figure 7 illustre la variabilité (représentée par le score moyen de la GaitSD normalisée) en fonction du nombre de cycle. Visuellement, la variabilité tend à se stabiliser autour de 5 cycles. La dispersion de la GaitSD normalisée diminue encore avec le nombre de cycles après 5 cycles mais semble plus stable.

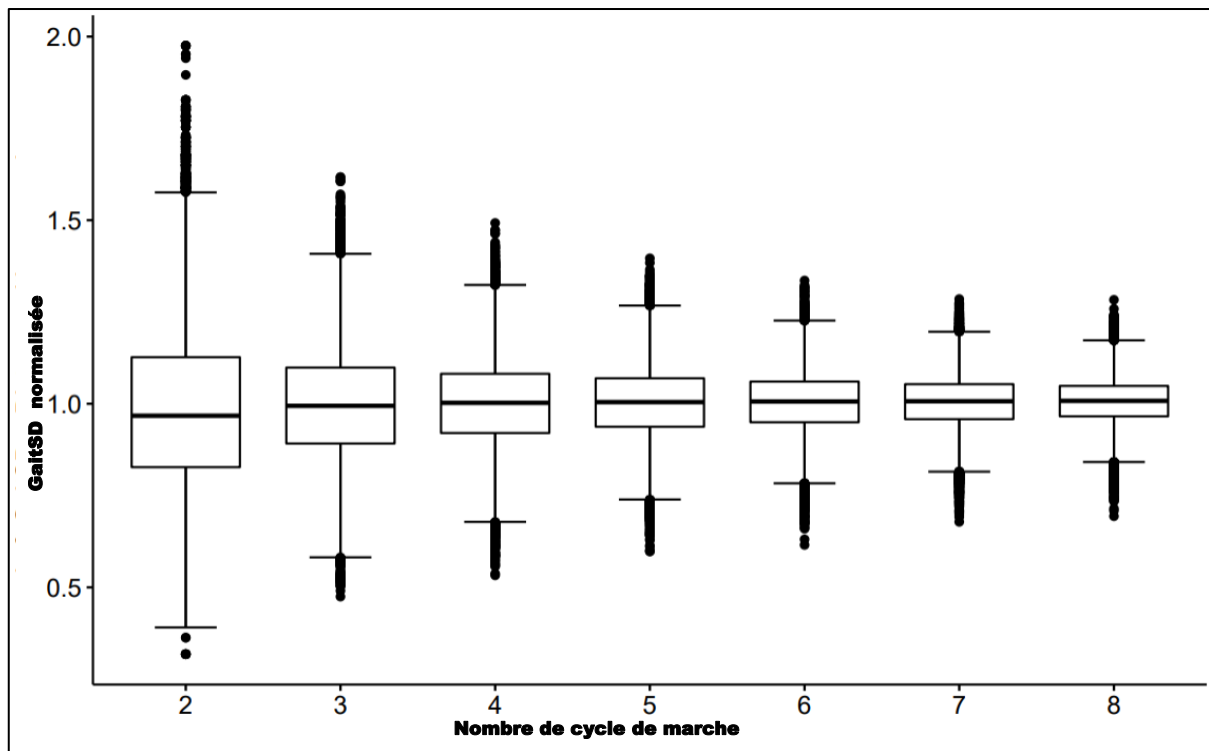


Figure 7 : Evolution de la GaitSD normalisée pour le côté gauche en fonction du nombre de cycle de marche

2 POPULATION

Un nombre de 373 sessions d'AQM a été exporté. Après exclusion, un nombre de 273 AQM est inclus issu de 166 participants aux AQM. Les exclusions sont en raison principalement du diagnostic, de l'âge des patients, du nombre de cycles minimum qui ne répondaient pas aux critères ainsi que des données de variabilité cinématique manquante. L'ensemble des exclusions est leur raison est résumé dans les annexes (Annexe V - Figure 15).

Les caractéristiques des 273 sessions d'AQM des enfants et jeunes adultes atteints de CP sont présentées dans le Tableau 2. Les participants aux sessions d'AQM sont majoritairement masculins. Il y a un nombre plus important d'atteintes unilatérales par rapport aux atteintes bilatérales avec une grande majorité de GMFCS I. La vitesse et le GDI sont sensiblement moins grands pour les patients atteints de CP bilatérale.

Tableau 2 : Caractéristiques des participants aux sessions d'AQM

VARIABLES	N (%)	MOYENNE $\pm$ SD
Nombre de sessions	273	
Femme	111 (40.66%)	
Homme	162 (59.34%)	
Âge		12.27 $\pm$ 4.83
Taille en mètre (m)		1.48 $\pm$ 0.19
Catégorie d'index de masse corporelle (kg/m² - en fonction de l'âge et du sexe)		
Poids normal	88 (37.13%)	
Obèse	48 (20.25%)	
Surpoids	54 (22.78%)	
Sous-poids	47 (19.83%)	
Diagnostic		
CP spastique unilatérale	155 (56.78%)	
CP spastique bilatérale	118 (43.20 %)	
CP spastique quadriplégique	15 (5.49%)	
CP spastique diplégique	103 (37.73%)	
GMFCS		
Niveau I	206 (75.46%)	
Niveau II	59 (21.61%)	
Niveau III	8 (2.93%)	
GDI		81.91 $\pm$ 11.50
CP spastique unilatérale		83.41 $\pm$ 11.54
CP spastique bilatérale		79.94 $\pm$ 11.18
Spatio-temporel		
Vitesse moyenne du côté atteint (m/s) selon la longueur du MI		1.43 $\pm$ 0.38
CP spastique hémiplégique		1.48 $\pm$ 0.39
CP spastique bilatérale		1.37 $\pm$ 0.37
Cadence moyenne du côté atteint (nbre de pas / min)		123.55 $\pm$ 20.36
CP spastique unilatérale		123.03 $\pm$ 21.69
CP spastique bilatérale		124.23 $\pm$ 18.52
Nombre de cycles de marche du côté atteint		10.30 $\pm$ 4.18
CP spastique unilatérale		10.84 $\pm$ 4.40
CP spastique bilatérale		7.78 $\pm$ 0.92

3 VARIABILITÉ CINÉMATIQUE

3.1 Présentation des RMSD

L'angle de progression du pied est la variable avec le plus de variabilité moyenne 2.98° ($\pm 1.32^\circ$). L'obliquité du pelvis est la variable cinématique du MI avec le moins de variabilité moyenne 1.08° ($\pm 0.45^\circ$). Le plan transverse est celui présentant le plus de variabilité avec l'angle de progression du pas à 2.98° ($\pm 1.32^\circ$), la rotation du pelvis et de hanche

respectivement à $2.52^{\circ} (\pm 1.08^{\circ})$ et $2.32^{\circ} (\pm 0.73^{\circ})$ (Tableau 3). Le plan sagittal est également fortement variable avec les mouvements de flexion de genou à $2.64^{\circ} (\pm 1.03^{\circ})$, de hanche à $1.99^{\circ} (\pm 0.76^{\circ})$ et de cheville $1.91^{\circ} (\pm 0.88^{\circ})$. L'inclinaison du pelvis est le mouvement sagittal avec la moins forte variabilité à $1.19^{\circ} (\pm 0.53^{\circ})$. Le plan frontal est celui avec la plus faible variabilité.

Tableau 3 : Présentation des RMSD moyennes pour les 9 variables cinématiques du MI

Nom de la variable	RMSD moyenne ($\pm$ SD) (en degrés $^{\circ}$)	MIN ; MAX (en degrés $^{\circ}$)
Inclinaison de pelvis	1.19 ($\pm$ 0.53)	(0.24 ; 3.70)
Obliquité du pelvis	1.08 ($\pm$ 0.45)	(0.33 ; 3.34)
Rotation du pelvis	2.52 ($\pm$ 1.08)	(0.77 ; 7.17)
Flexion de hanche	1.99 ($\pm$ 0.76)	(0.65 ; 4.61)
Abduction de hanche	1.34 ($\pm$ 0.50)	(0.50 ; 3.46)
Rotation de hanche	2.32 ($\pm$ 0.73)	(0.65 ; 4.63)
Flexion du genou	2.64 ($\pm$ 1.03)	(0.67 ; 7.37)
Flexion de cheville	1.91 ($\pm$ 0.88)	(0.65 ; 7.09)
Angle de progression du pied	2.98 ($\pm$ 1.32)	(0.92 ; 10.83)

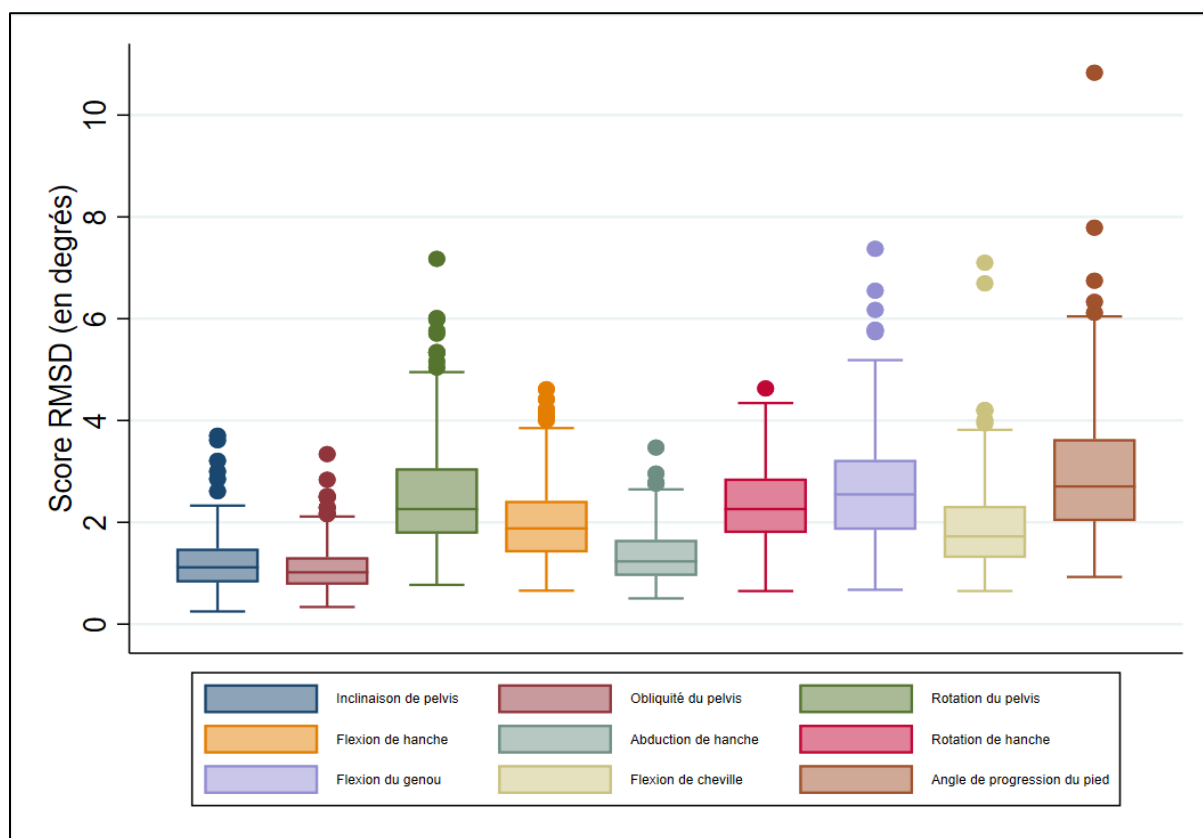


Figure 8 : Distribution des RMSD pour l'ensemble des sessions d'AQM

L'analyse de la distribution des RMSD des 9 variables cinématiques indique que la variance de la variabilité est plus importante pour la rotation du pelvis (SD 1.08°), la flexion du genou (SD 1.03°) et l'angle de rotation du pied (SD 1.32°). En plus d'être la variable cinématique la plus variable, l'angle de rotation du pied est également le mouvement avec la plus grande variabilité entre les individus (Figure 8).

3.2 Analyse de similarité des RMSD

L'analyse de similarité entre les 9 variables cinématiques réalisées par analyse de corrélation montre une corrélation significative entre chaque variable (Tableau 4 et Figure 9). Le coefficient de corrélation est entre 0.41 et 0.79. Les corrélations les plus importantes (supérieures à 0.7) sont mises en évidence en vert dans le Tableau 4. Les corrélations les plus marquées semblent plutôt liées aux plans sagittal ou transverse. Hormis l'abduction de hanche significativement corrélée avec l'obliquité du pelvis à 0.74, le plan sagittal est celui avec la tendance aux plus fortes corrélations.

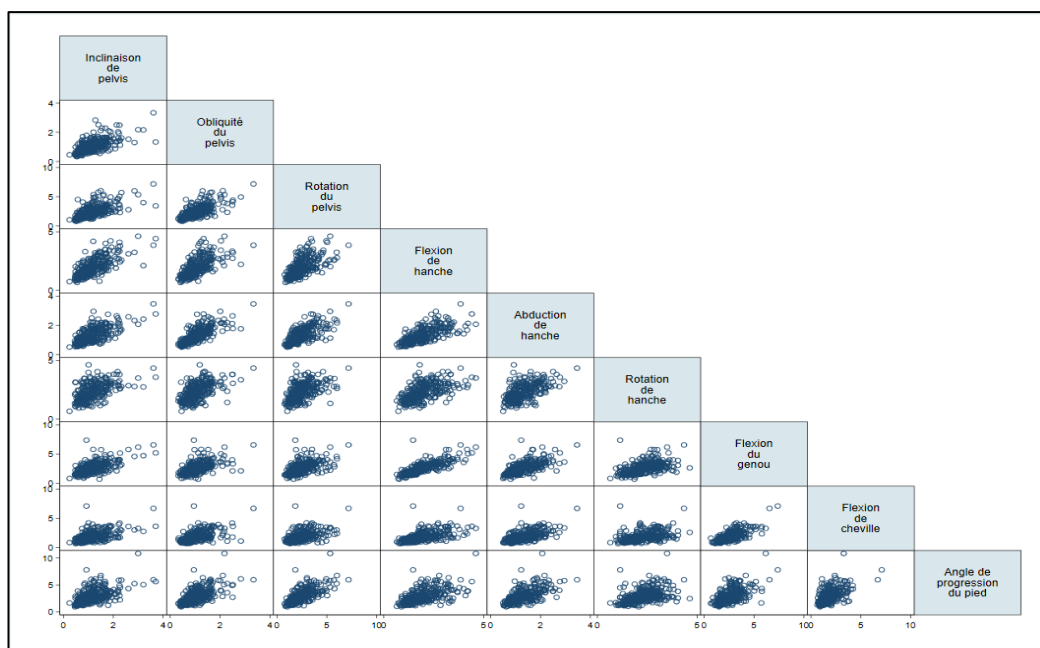


Figure 9 : Matrice de corrélation des 9 variables cinématiques (RMSD)

La corrélation entre les 9 variables cinématiques suggère une association entre elles. L'augmentation de la RMSD d'une variable cinématique augmente toutes les autres. À la suite à cette constatation, il semble plus adéquat de considérer la variabilité comme un score global pour le MI en analysant la GaitSD. Néanmoins, une analyse exploratoire par cluster est réalisée afin de confirmer la décision (Annexe VII).

Tableau 4 : Indices de corrélation entre les RMSD des 9 variables cinématiques ; * pour $p < 0.05$

Variables	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)
(1) Inclinaison de pelvis	1.000								
(2) Obliquité du pelvis	0.625*	1.000							
(3) Rotation du pelvis	0.618*	0.679*	1.000						
(4) Flexion de hanche	0.712*	0.648*	0.609*	1.000					
(5) Abduction de hanche	0.675*	0.745*	0.685*	0.691*	1.000				
(6) Rotation de hanche	0.545*	0.575*	0.518*	0.571*	0.567*	1.000			
(7) Flexion du genou	0.641*	0.552*	0.528*	0.791*	0.640*	0.505*	1.000		
(8) Flexion de cheville	0.536*	0.523*	0.478*	0.570*	0.593*	0.410*	0.734*	1.000	
(9) Angle de progression du pied	0.525*	0.600*	0.688*	0.554*	0.607*	0.443*	0.578*	0.549*	1.000

3.3 Facteurs explicatifs de la variabilité globale (GaitSD)

3.3.1 Facteurs cliniques

L'analyse des facteurs cliniques montre que la cotation fonctionnelle du GMFCS a une capacité explicative de la GaitSD de 7.29 % (0.537 ; $p < 0.001$). La comparaison entre les patients avec un GMFCS I et GMFCS II-III montre que ceux avec un GMFCS II-III ont une moyenne de la GaitSD plus importante. Le BMI est un facteur explicatif de la GaitSD lorsqu'il est considéré en sous-poids par rapport à un poids normal. En revanche, le type de diagnostic n'est pas significativement explicatif de la GaitSD (Tableau 5).

Tableau 5 : Capacité explicative de la GaitSD par les facteurs diagnostics ; * pour $p < 0.05$

Variables	Moyenne de la GaitSD ($\pm$ SD) (en degrés)	Coefficient	Intervalle de confiance	Capacité explicative r^2 (valeur p)
Diagnostic				0.17% (0.494)
Bilatérale	2.55 ($\pm$ 0.81)	-0.071	-0.27 ; 0.13	
Unilatérale	2.63 ($\pm$ 0.88)			
GMFCS				7.29% (0.000*)
GMFCS I	2.46 ($\pm$ 0.81)	0.537	0.30 ; 0.76	
GMFCS II-III	3.00 ($\pm$ 0.87)			
BMI				3.8% (0.006*)
Normal	2.49 ($\pm$ 0.84)	0.151	-0.15 ; 0.44	
Obèse	2.64 ($\pm$ 0.84)			
Surpoids	2.56 ($\pm$ 0.86)			
Sous-poids	3.01 ($\pm$ 0.80)			

3.3.2 Scores composés moyens par articulations des atteintes cliniques

Les atteintes cliniques sont localisées au niveau de la hanche (4.58 ± 0.59), du genou (4.81 ± 0.59) et de la cheville (4.09 ± 0.63) (Tableaux 6). La distribution des scores composés moyens par articulation suit une loi normale (Figure 10). La linéarité de la relation linéaire entre la GaitSD et les scores moyens par articulation semble visuellement acceptable (Figure 12). Il est donc possible méthodologiquement de réaliser une régression linéaire sur ces variables continues avec la GaitSD comme variable dépendante.

Tableau 6 : Résultats des scores composés moyens par articulation

Nom de la variable	Moyenne ($\pm$ SD) (/6)	MIN ; MAX (/6)
Score composé moyen de hanche	4.58 ($\pm$ 0.59)	(2 ; 5.75)
Score composé moyen de genou	4.81 ($\pm$ 0.59)	(2.66 ; 6)
Score composé moyen de cheville	4.09 ($\pm$ 0.63)	(2 ; 5.75)

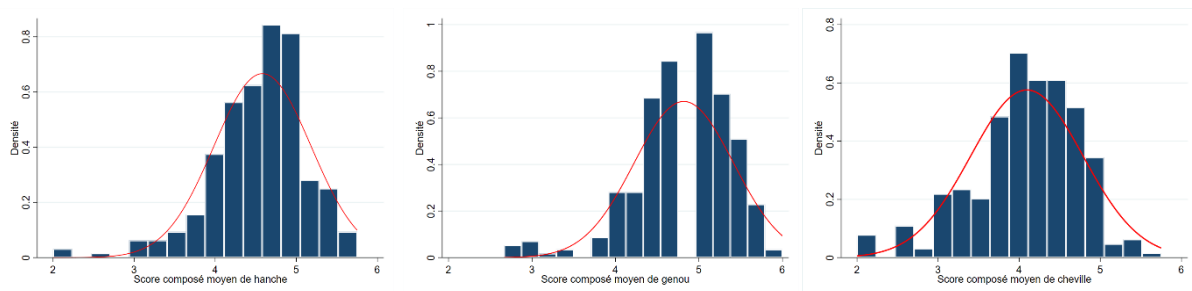


Figure 10 : Distribution des scores composés moyens par articulation

3.3.3 Scores composés moyens des types atteintes cliniques

Les atteintes cliniques de force et de ROM ont un score composé moyen relativement faible avec respectivement $3.85 (\pm 0.67)$ et $3.71 (\pm 0.75)$ (Tableau 7). La distribution de ces deux variables suit une loi normale (Figure 11). La relation linéaire semble visuellement acceptable (Figure 12). Une analyse de régression linéaire sur ces variables est donc méthodologiquement possible. Les scores de sélectivité et de spasticité montrent un score moyen plutôt élevé avec respectivement $5.25 (\pm 0.71)$ et $5.53 (\pm 0.65)$. Par contre, leur distribution ne suit pas une loi normale (Figure 11). Pour permettre d'inclure le score composé moyen de sélectivité dans les analyses de régression, il est dichotomisé de la manière suivante : atteinte de la sélectivité (score inférieur à 6) et pas d'atteinte de la sélectivité (score à 6). Cette dichotomisation part du postulat qu'une atteinte, même légère, de la sélectivité peut influencer la variabilité de la marche.

Tableau 7 : Résultats des scores composés moyens par type d'atteintes cliniques

Nom de la variable	Moyenne ($\pm$ SD) (/6)	MIN ; MAX (/6)
Score composé moyen de force	3.85 ($\pm$ 0.67)	(2 ; 5.33)
Score composé moyen de spasticité	5.53 ($\pm$ 0.65)	(2 ; 6)
Score composé moyen de sélectivité	5.25 ($\pm$ 0.71)	(3 ; 6)
Score composé moyen de ROM	3.71 ($\pm$ 0.75)	(2 ; 5.66)

En revanche, l'analyse de la distribution de la spasticité de notre population permet de conclure à une forte homogénéité de ce score clinique. En effet, une proportion de 73.26% des enfants et jeunes adultes atteints de CP montre une faible spasticité (score moyen supérieur à 5). Le score de spasticité est donc considéré comme une variable descriptive de la population de l'échantillon. Il ne sera pas inséré dans les modèles de régression.

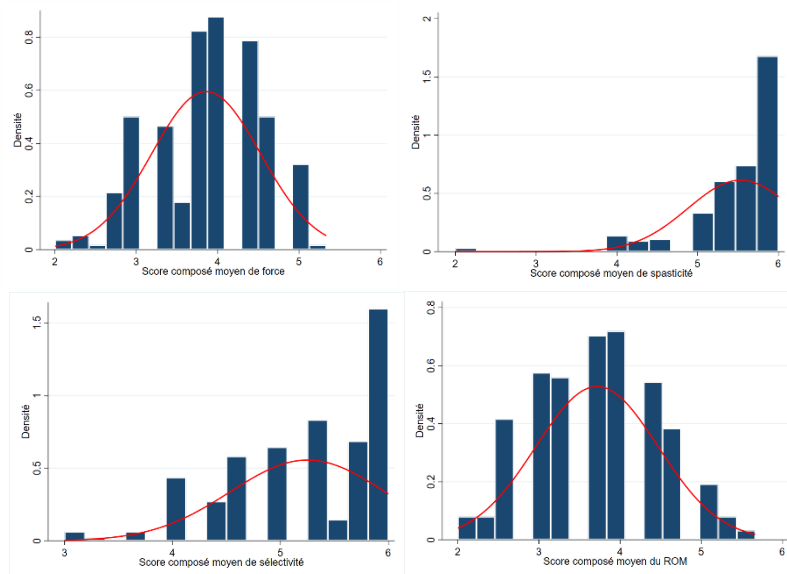


Figure 11 : Distribution des scores composés moyens par type d'atteintes cliniques

3.3.4 Régressions linéaires simples

Les résultats des régressions linéaires sont présentés dans le Tableau 8. Les facteurs explicatifs les plus importants de la GaitSD sont l'âge et le GDI. La vitesse n'est significativement pas explicative de la GaitSD par contre la cadence montre une capacité explicative. Parmi les scores cliniques, tous les scores composés moyens par types d'atteintes analysés sont explicatifs de la GaitSD. Le score composé moyen par articulation des atteintes cliniques de cheville est également explicatif. L'ensemble des droites de linéarité entre les facteurs explicatifs et la GaitSD est illustré dans la Figure 12.

La forte proportion explicative de l'âge et du GDI confirme l'hypothèse (basée sur l'expérience clinique et sur les connaissances scientifiques) qu'ils sont des probables facteurs confondants pour les autres variables. Le score de marche du GDI ainsi que le GMFCS sont probablement fortement liés aux atteintes cliniques du marcheur représentées par les scores composés moyens dans ce travail. C'est pourquoi ils ne seront pas inclus dans les modèles évaluant la capacité explicative de la GaitSD des scores composés moyens.

Tableau 8 : Valeurs explicatives de la GaitSD par régressions linéaires simples ; * pour $p < .05$

Variable	Capacité explicative (r^2)	Coefficient	Valeur p	Intervalle de confiance
Âge	28.17 %	-0.094	0.000*	-0.11 ; -0.07
Vitesse normalisée	0.42%	0.143	0.287	-0.12 ; 0.40
GDI	9.11%	-0.022	0.000*	-0.03 ; -0.01
Cadence	1.86%	0.005	0.024*	0.00 ; 0.01
Score composé moyen de hanche	0.29%	-0.077	0.376	-0.24 ; 0.09
Score composé moyen de genou	0.37%	-0.087	0.319	-0.25 ; 0.08
Score composé moyen de cheville	1.73%	- 0.162	0.029*	-0.30 ; -0.01
Score composé moyen de force	2.65%	-0.209	0.007*	-0.36 ; -0.05
Score composé moyen de sélectivité (atteinte)	2.16%	-0.270	0.018*	-0.49 ; -0.04
Score composé moyen de ROM	2.48%	0.178	0.009*	0.04 ; 0.31

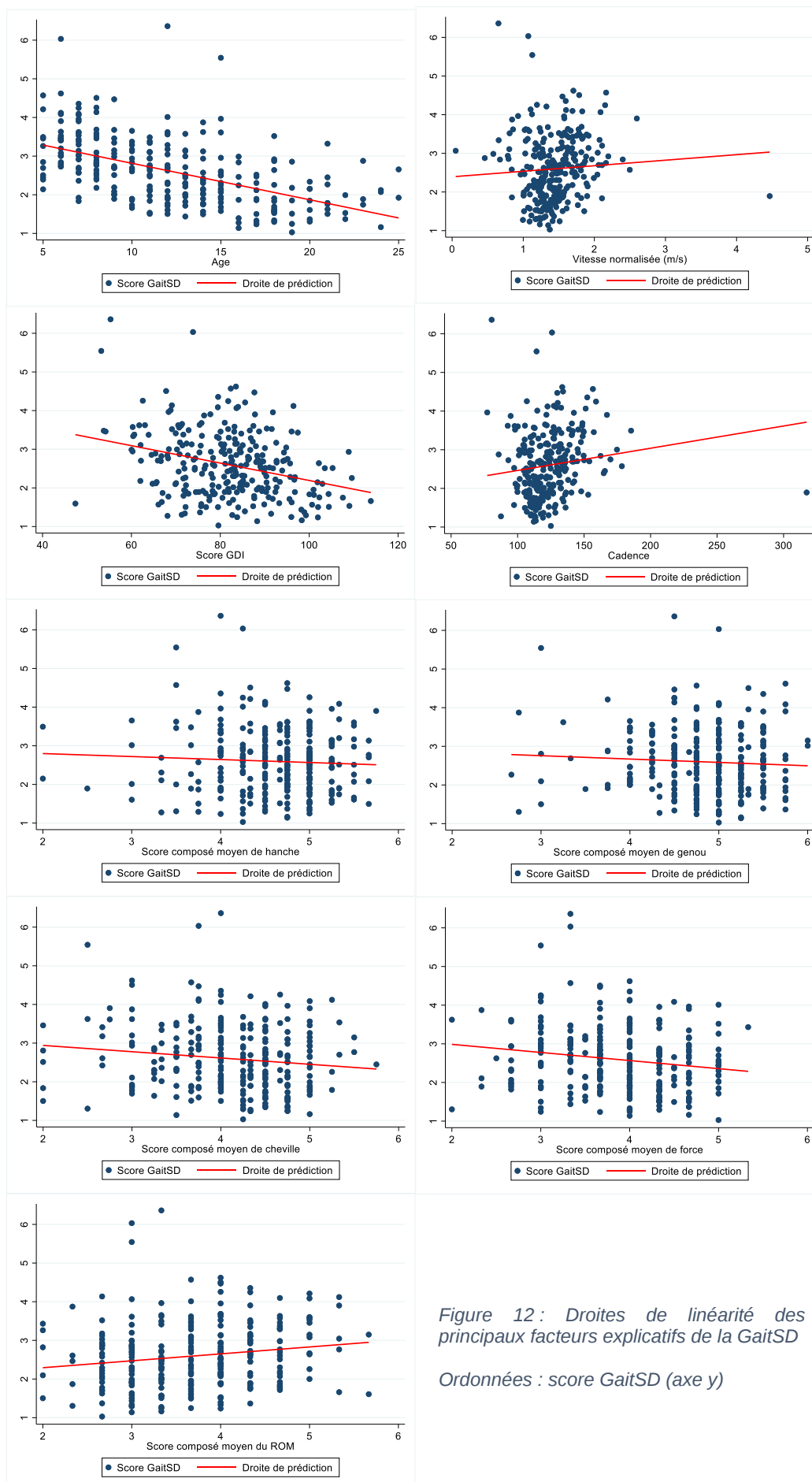


Figure 12 : Droites de linéarité des principaux facteurs explicatifs de la GaitSD

Ordonnées : score GaitSD (axe y)

3.3.5 Régressions linéaires multiples

Le modèle incluant les scores composés moyens de hanche, genou et cheville ainsi que l'âge a un r^2 à 28.92% ($p < 0.001$). À âge égal, les scores composés moyens de hanche, de genou ainsi que de cheville ne sont pas significativement associés à la GaitSD (Tableau 9).

Tableau 9 : Facteurs explicatifs de la GaitSD avec le modèle incluant l'âge et les scores composés moyens par articulation

Variables	Coefficient	Valeur p	Intervalle de confiance
Âge	-0.095	0.000 *	-0.11 ; -0.07
Score composé moyen de hanche	0.006	0.941	-0.17 ; 0.18
Score composé moyen de genou	-0.127	0.160	-0.30 ; 0.05
Score composé moyen de cheville	-0.095	0.174	-0.23 ; 0.04

Capacité explicative du modèle (r^2) : 28.92% ($p=0.000$) ; * pour $p < 0.05$

Le modèle incluant les scores composés moyens de force, sélectivité et ROM ainsi que l'âge montre un r^2 à 33.53% ($p < 0.001$) de la GaitSD. À âge, score sélectivité et ROM égaux, la force est associée significativement à l'évolution de la GaitSD avec un coefficient de -0.133 ($p = 0.05$). La sélectivité montre une tendance, mais non significative, à l'association avec la GaitSD ($p=0.07$). Les autres scores ne montrent pas d'association significative avec la GaitSD (Tableau 10).

Tableau 10 : Facteurs explicatifs de la GaitSD avec le modèle incluant l'âge et les scores composés moyens par type d'atteintes cliniques.

Variables	Coefficient	Valeur p	Intervalle de confiance
Âge	-0.092	0.000*	-0.11 ; -0.07
Score composé moyen de force	-0.133	0.050*	-0.26 ; 0.00
Score composé moyen de sélectivité (atteinte)	-0.177	0.070	-0.36 ; 0.01
Score composé moyen de ROM	0.064	0.269	-0.05 ; 0.17

Capacité explicative du modèle (r^2) : 33.53% ($p=0.000$) ; * pour $p < 0.05$

La distribution des résidus des modèles de prédiction de la GaitSD par les scores composés moyens par articulation (hanche, genou et cheville) ou les scores composés moyens par type d'atteintes cliniques (force, sélectivité et du ROM) semble visuellement adopter une normalité (Annexe VIII - Figures 18 et 19). Les modèles de prédiction semblent donc visuellement solides.

DISCUSSION

Le but de ce travail était de décrire et de mieux comprendre la variabilité cinématique intrinsèque (intercycle) liée à la marche pathologique des enfants et jeunes adultes atteints de CP âgés de 5 à 25 ans. Ce travail comporte différentes étapes de la compréhension de cette variabilité. Les résultats seront synthétisés et discutés dans l'ordre de réalisation des analyses.

1 STABILISATION DE LA VARIABILITÉ EN FONCTION DU NOMBRE DE CYCLES DE MARCHÉ

Les résultats graphiques de l'analyse ont montré que la variabilité intrinsèque cinématique représentée par la GaitSD se stabilise entre 5 et 6 cycles de marche. L'écart type de la GaitSD tend à diminuer également entre la mesure à deux cycles et celle à 8 cycles.

Ces résultats sont en adéquation avec l'équipe de Sangeux et al. (2016) qui a pu démontrer que la moyenne de la GaitSD est similaire sur 5 ou 30 cycles de marche chez le sujet sain (22). Leur résultat montre également que l'écart type diminue à partir de 5 cycles.

Le nombre de cycles minimum nécessaire pour analyser la variabilité cinématique des sujets avec une marche saine est nettement inférieur (5 cycles) à celui de l'analyse de la variabilité spatio-temporelle qui nécessite, elle, 30 cycles (22). D'un point de vue pratique, les résultats parlent plutôt pour favoriser l'analyse de la variabilité cinématique, car elle nécessite moins de distance à marcher et elle évite donc un effet de la fatigue musculaire sur la qualité de marche et l'analyse de la variabilité. Une étude a récemment démontré par des mesures EMG une fatigabilité musculaire des MIs plus importante chez les patients atteints de CP par rapport aux sujets sains après 5 minutes de marche (86). En outre, la capacité volontaire de contraction du quadriceps ainsi que le contrôle postural sont diminués chez les patients atteints de CP hémiplégique après une marche sur tapis roulant de 15 minutes (87). Il a été également démontré que les patients atteints de CP avec un schéma de marche identifié comme un « Crouch Gait » ont une modification de la marche au niveau de la cheville et du genou après 6 minutes de marche (88). Ces résultats suggèrent une dégradation de la marche liée à la fatigue et mettent en avant l'importance d'une mesure quantifiée de la marche courte.

Le nombre de cycles de marche nécessaire prend d'autant plus d'importance avec les patients atteints de CP avec un score GMFCS III. Le nombre de cycles moyen réalisé dans ce travail par les participants avec un GMFCS III est sensiblement plus faible que celui des participants avec un GMFCS I et II. Ces résultats mettent en évidence l'intérêt d'analyser la variabilité par les mesures cinématiques afin de pouvoir interpréter les résultats d'une population avec un

maximum d'hétérogénéité en matière de fatigabilité. De plus, l'analyse de la variabilité cinématique offre des informations détaillées de la marche pour chaque courbe de mouvement du MI.

2 VARIABILITÉ DES VARIABLES CINÉMATIQUES DU MEMBRE INFÉRIEUR

Parmi les 9 variables cinématiques, la variabilité (représentée par la RMSD) de l'angle de progression du pied est la plus importante. Pour les sujets sains, l'étude de Sangeux et al. a aussi montré une variabilité élevée dans cette courbe de mouvement (22).

L'angle de progression du pied est la résultante des rotations du pelvis, de la hanche et de la cheville ainsi que des éventuelles déformations articulaires ou osseuses (89–91). Dans nos résultats, le plan transverse est celui qui montre une plus forte variabilité notamment dans les rotations du pelvis et de la hanche. Il semble donc peu étonnant que l'angle de progression du pied, résultant de ces derniers, apparaisse comme fortement variable. De plus, les anomalies de rotation présentes à plus d'un niveau articulaire sont observées dans 77% des patients atteints de CP (89). Dans ce haut pourcentage, des compensations cinématiques sont mesurées à plus d'un niveau dans 48% des cas (89). Parmi les schémas de marche décrits par Rodda et al., les types de marche les plus atteints ont des rotations essentiellement de la hanche et du pelvis pour les patients atteints de CP à la fois unilatérale et bilatérale (66). Les types de marche en rotation sont dus à une augmentation de la spasticité, une diminution de force essentiellement proximale, des rétractions musculo-tendineuses (ROM) ou des déformations ostéo-articulaires (66). Ces atteintes cliniques sont présentes dans le plan sagittal. Ce travail ne mesure pas les atteintes cliniques dans le plan transverse. Il y a très probablement aussi des atteintes dans ce plan-ci qui influencent la variabilité de l'angle de progression du pied.

La variabilité cinématique est également élevée pour le plan sagittal notamment pour le genou. Ces résultats obtenus pour les enfants et jeunes adultes atteints de CP sont en adéquation avec les mesures des personnes asymptomatiques de l'étude de Sangeux et al. qui exposent également le genou comme plus variable que la hanche ou la cheville (22).

La forte variabilité dans le plan sagittal pourrait être expliquée en partie par le fait qu'il est le plan avec le plus d'amplitude de mouvement lors de la marche et ceci pour répondre à l'objectif d'avancée du corps (24). Dans le plan sagittal, l'articulation qui a le plus d'amplitude de mouvement est le genou (24). Physiologiquement, le mouvement chez la personne saine de

flexion-extension du genou est celui sujet à la plus grande vitesse angulaire, mais également la plus grande accélération des mouvements dans le plan sagittal (92). Comme chez le sujet sain, ces composantes physiologiques du mouvement du genou (amplitude et vitesse), ainsi que les atteintes cliniques ajoutées des patients atteints de CP, pourraient avoir un impact sur la variabilité cinématique (93). En revanche, la variabilité de la cheville et de la hanche dans le plan sagittal est sensiblement plus marquée dans nos résultats que chez le sujet sain (22). Malgré que les scores composés moyens par articulation aient tendance à montrer moins d'atteintes dans ces articulations, les schémas de marche proposés par Rodda et al. évoquent des atteintes cliniques importantes dans ces deux articulations (66). Il est donc possible que la variabilité de la cheville et de la hanche dans le plan sagittal puisse être influencée par des facteurs musculaires ou articulaires des plans transverse ou frontal (par exemple une faiblesse des adducteurs ou abducteurs pour la hanche). Ces facteurs n'ont donc pas pu être mis en évidence dans ce travail.

3 ANALYSE DE CORRÉLATION DES RMSD

Les RMSD des 9 variables cinématiques sont significativement corrélées avec une relativement forte interaction entre elles. La corrélation la plus forte est celle entre la flexion de genou et de hanche. En effet, les mouvements de hanche et de genou dans le plan sagittal sont les deux mouvements principaux responsables de l'avancée du corps lors de la marche (24). Une hypothèse possible est la synergie entre les deux articulations par leur lien fonctionnel lors de la marche (23,24). Leur proximité anatomique avec un segment de mouvement conjoint (le fémur) et des muscles biarticulaires conjoints (pour les principaux : les ischio-jambiers et le droit fémoral) participent probablement à corrélérer fortement leur variabilité. Si les atteintes cliniques - comme une diminution de force - sont localisées au niveau de la cuisse, ils influenceront la variabilité des deux plans de mouvement. Le schéma de marche de type « Crouch Gait » est probablement le bon exemple de la synergie entre hanche et genou (et la cheville) (66). Les fortes corrélations de la variabilité des variables cinématiques entre le genou et la cheville, entre l'inclinaison du pelvis et la flexion de hanche ainsi que l'abduction de hanche et l'obliquité du pelvis peuvent être probablement expliquées en partie par les mêmes arguments de synergie.

Une fois l'analyse annexe de cluster réalisée, la tendance à l'évolution conjointe de toutes les variables cinématiques se confirme par le profil RMSD des sous-groupes formés. L'évolution des scores RMSD prend l'apparence, comme illustrée dans la Figure 17, d'un « mille-feuilles ». C'est-à-dire que tous les scores RMSD évoluent ensemble dans ces groupes. Nous

pouvons donc conclure que le score RMSD (recommandé dans la littérature pour l'analyse de la variabilité cinématique (36)) n'est pas adapté pour discriminer des sous-groupes des participants atteints de CP. Cette constatation ainsi que la forte corrélation des scores RMSD entre eux oriente l'analyse de la variabilité des membres inférieurs des patients atteints de CP vers un score global comme le suggèrent Sangeux et al. en 2016 (22).

Pour la pratique, la suggestion d'une variabilité globale du MI incite les cliniciens à considérer leur intervention localisée comme ayant un effet sur les atteintes cliniques focales, mais également sur l'ensemble de la variabilité du MI. En effet, les changements cliniques apportés par l'intervention devraient avoir, par les synergies fonctionnelles (décrites plus haut (22,23)), un rôle sur l'évolution de la variabilité globale de la marche.

4 INFLUENCES SUR LA VARIABILITÉ

Dans ce chapitre sera discutée la relation de certains facteurs explicatifs comme l'âge, le BMI, le GDI, le GMFCS et les scores cliniques composés moyens avec la variabilité cinématique des enfants et jeunes adultes atteints de CP.

4.1 Relation de l'âge et le BMI avec la variabilité

Nos résultats indiquent que l'âge est un fort facteur explicatif de la variabilité cinématique globale (GaitSD). L'âge a une corrélation négative avec la variabilité. La variabilité diminue avec l'augmentation de l'âge. Les résultats de l'analyse annexe par cluster réalisée dans cette étude montrent la même tendance que les résultats par régression. Le sous-groupe du cluster avec le plus de variabilité est également le sous-groupe à la moyenne d'âge la plus basse.

La diminution de la variabilité cinématique de la marche chez les sujets sains comme chez les enfants CP s'explique en partie par la fin de l'apprentissage moteur de la marche estimée à 4 ans (75). La marche est considérée comme mature depuis cet âge et sa variabilité diminue progressivement (75). L'étude de Rosenbaum et al. en 2002 a montré une évolution de la fonction motrice relativement importante au départ puis ralentie chez les enfants et jeunes adultes atteints de CP jusqu'à 15 ans (75). Cette évolution participe probablement à la diminution de la variabilité cinématique (64).

Les résultats de Sangeux et al. chez les sujets avec une marche saine ont pu montrer également une diminution de leur variabilité de marche avec l'âge (22). Toutefois, leur étude intègre uniquement une population âgée de 6 à 17 ans tandis que notre étude a inclus des participants jusqu'à 25 ans. Dans la discussion de leurs résultats, cette équipe suggère que la

variabilité semble se stabiliser autour de 16 ans. Ils l'expliquent par la fin de la maturation osseuse du squelette. Nos résultats, eux, montrent que la variabilité des jeunes adultes atteints de CP semble encore diminuer en fonction de l'âge après 16 ans.

Lors du développement moteur (comme la marche) chez l'enfant sain, la variabilité du mouvement est nécessaire pour l'exploration des capacités du mouvement et l'apprentissage moteur. Elle stimule la plasticité cérébrale par l'acquisition de nouveau schéma moteur (94–96). La variabilité se stabilise lorsque le mouvement optimal de marche est obtenu (22,96), autour de 16 ans chez l'enfant avec une marche saine (22,96). Les enfants atteints de CP ont des atteintes cliniques retardant et limitant l'apprentissage moteur dans leur enfance. Alors que la maturation osseuse arrive à son terme autour de 16 ans chez les enfants sains, les enfants atteints de CP ont souvent des déformations structurelles (musculo-tendineuses et osseuses) durant le processus de maturation (6). L'apprentissage de la marche doit donc s'adapter à ces déformations. Ces constatations pourraient expliquer la différence d'évolution de la variabilité entre les sujets sains et les patients atteints de CP suggérant une stabilisation de la variabilité prolongée pour les patients atteints de CP.

Parmi les catégories du BMI, uniquement le BMI classifié en sous-poids est un facteur explicatif de la variabilité. La variabilité est augmentée lorsque le patient atteint de CP est en sous-poids par rapport à un poids normal. Les patients en sous-poids dans cette étude ont un âge moyen plus jeune (8.27 ans) que les enfants avec un poids normal (12.51 ans), obèses (11.62 ans) ou en surpoids (13.03 ans). Cette information supplémentaire nous permet de montrer que les enfants en sous-poids sont plus variables que les autres parce qu'ils sont essentiellement plus jeunes. Les catégories de BMI semblent plutôt associées à l'âge qui lui, a une influence sur la variabilité cinématique. La variabilité cinématique des patients avec un BMI catégorisé en sous-poids pourrait être donc indirectement liée à l'âge du patient.

4.2 Relation du GMFCS, du GDI et de la vitesse avec la variabilité

La capacité fonctionnelle - évaluée par la GMFCS - est un facteur explicatif de la variabilité globale (GaitSD). Les enfants et jeunes adultes atteints de CP avec un score GMFCS I ont une GaitSD moyenne significativement plus faible que les scores GMFCS II et III.

Les enfants âgés de 4 à 12 ans avec un score GMFCS I ont une marche décrite comme autonome. Malgré la présence d'atteintes cliniques, ils ne montrent pas de limitation de distance de marche (46). En revanche, pour le même âge, les enfants avec un GMFCS II et III ont, selon les scores, des difficultés notables à la marche (46). L'étude de Rosenbaum et

al. en 2002 a montré que la fonction motrice est proportionnelle au score GMFCS (64). Les prédispositions fonctionnelles et motrices des différents scores de GMFCS peuvent expliquer en partie la différence de variabilité cinématique des enfants et jeunes adultes atteints de CP.

L'index GDI est également corrélé avec la variabilité cinématique. Selon les résultats obtenus, une diminution du GDI implique une augmentation de la GaitSD. Plus la marche de l'enfant ou le jeune adulte atteint de CP varie de la norme du sujet sain (GDI), plus il risque d'y avoir une variation entre ses cycles de marche (GaitSD). À notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui a pu faire un lien entre le GDI et la variabilité (cinématique ou spatio-temporelle) de la marche. Cependant, la littérature montre des corrélations du GDI avec des facteurs explicatifs de la variabilité présentés dans ce travail tels que le GMFCS et la force musculaire (84,85,97). Il nous est donc permis de penser qu'une déviation de la marche de sa norme peut – puisqu'elle est corrélée avec des facteurs expliquant la variabilité cinématique – avoir une influence sur celle-ci.

La vitesse de marche apparaît comme un facteur non significativement explicatif de la variabilité malgré une tendance à l'augmentation de la variabilité avec l'augmentation de la vitesse. La distribution de la vitesse dans notre population est très homogène. Il est donc difficile d'inférer avec certitude ces résultats chez les patients atteints de CP. Néanmoins, une étude a pu démontrer que le sujet sain marchant avec une vitesse plus basse a une variabilité cinématique du genou plus importante qu'à vitesse élevée (98). Chez les patients atteints de CP, il a été démontré que la vitesse de marche augmente les co-contractions entre les muscles antagonistes. Cette co-contraction pourrait perturber le mouvement cinématique et augmenter sa variabilité. L'augmentation de la vitesse des réponses motrices causée par la majoration de la vitesse de marche diminuerait sa qualité et pourrait augmenter la variabilité du mouvement.

4.3 Relation des scores composés moyens par articulation et par type d'atteintes cliniques avec la variabilité

Le score composé moyen par articulation de la cheville permet d'expliquer la GaitSD (régression linéaire univariée). Nos résultats montrent aussi que la cheville est l'articulation avec la plus forte atteinte clinique. Les scores moyens par articulation de hanche et de genou ne permettent pas d'expliquer la GaitSD. L'étude de Mohammed et al. (2011) suggère qu'une intervention localisée au niveau de la cheville par la mise en place d'orthèse de marche a un effet sur la variabilité cinématique de la cheville dans le plan sagittal, mais également du pelvis, de la hanche et du genou (99). L'orthèse apporte probablement une stabilité supplémentaire

en créant un support mécanique au mouvement de la cheville. Elle permet de diminuer les influences des atteintes cliniques localisées dans le pied et la jambe sur la variabilité. Cette étude montre bien que la variabilité cinématique globale est influencée par les atteintes cliniques autour de la cheville.

Cependant, dans le modèle de prédiction corrigé par l'âge et intégrant les scores composés par articulation (hanche, genou et cheville), aucune des trois articulations n'est associée à la GaitSD (régression linéaire multivariée). À âge égal, la localisation des atteintes cliniques n'a pas de capacité explicative de la variabilité cinématique globale du MI. Ces résultats montrent encore la difficulté à discriminer la variabilité par localisation et la nécessité de la considérer comme globale. Les synergies fonctionnelles entre chaque mouvement de chaque articulation influencent la variabilité du mouvement global du MI. Les résultats proposés par Mohammed et al. (2011) abondent dans le même sens (99). Nos résultats stimulent le clinicien à plutôt considérer la variabilité selon la gravité et le type d'atteintes cliniques plutôt que par leur localisation.

Les atteintes cliniques de force, de sélectivité et du ROM apparaissent comme des facteurs explicatifs de la variabilité cinématique (régression linéaire univariée). Mais dans un modèle corrigé par l'âge et incluant les scores composés moyens de type d'atteintes cliniques (spasticité exclue), uniquement le score composé moyen de force est associé à la variabilité. À âge égal, une diminution de force augmente le score de GaitSD.

L'équipe de Papageorgiou en 2019 a exposé la relation entre la perte de force et la cinématique dans le plan sagittal chez les patients atteints de CP unilatérale et bilatérale (74). Ils ajoutent que la perte de force a une influence sur l'ensemble du cycle de marche (pendant la phase d'appui autant que pendant la phase d'oscillation) (74). Une étude menée sur les patients atteints d'AVC a montré que la faiblesse musculaire interfère avec le contrôle moteur volontaire. Il semblerait que des fluctuations de la contraction isométrique sont présentes sur les muscles affaiblis dans cette population - cela signifie qu'un muscle affaibli fournit une contraction variable (100). La population atteinte d'AVC a relativement les mêmes atteintes cliniques que celle de la CP. Il est fort à penser que la contraction des muscles affaiblis des patients atteints de CP est aussi variable. Cette variation de contraction pourrait expliquer en partie la variabilité cinématique associée à la diminution de force.

La sélectivité est un facteur explicatif de la GaitSD (régression linéaire univariée). Ces résultats ne sont pas significativement confirmés dans le modèle explicatif corrigé sur l'âge et incluant les scores composés moyens d'atteintes cliniques (force, ROM et sélectivité). Dans le modèle explicatif incluant l'âge et la force (tous deux significatifs), le score composé moyen de sélectivité se rapproche de la significativité. La faible hétérogénéité de la distribution de la sélectivité ainsi que la faible atteinte de la sélectivité dans notre échantillon ne nous permettent pas d'inférer avec certitude les résultats obtenus sur l'ensemble de la population d'enfants et jeunes adultes atteints de CP. Elle pourrait être confirmée dans une étude incluant une population avec des atteintes cliniques plus marquées.

Une étude a fait le lien entre la sélectivité musculaire volontaire et la capacité de coordination entre le mouvement de hanche et de genou lors de la phase d'oscillation chez les patients atteints de CP. Ils suggèrent que les patients atteints de CP avec une sélectivité diminuée ont une difficulté à réaliser des mouvements opposés de manière coordonnée (extension de genou et flexion de hanche) (101). La variabilité cinématique est probablement en partie expliquée par ce manque de coordination entre les muscles moteurs. En effet, cette difficulté de coordination entre deux mouvements de marche due à une diminution de sélectivité induit des mouvements possiblement différents entre les cycles de marche.

5 CONSIDÉRATIONS PHYSIOTHÉRAPEUTIQUES DE LA VARIABILITÉ

La variabilité cinématique de la marche chez les enfants et jeunes adultes atteints de CP étant peu étudiée, il n'existe à notre connaissance aucune publication mesurant les effets d'une intervention physiothérapeutique sur la variabilité cinématique chez cette population. Par contre, Lewek et al. (2009) ont pu montrer qu'un entraînement intensif de la marche sur tapis roulant (avec délestage) de 30 min, 3 fois dans la semaine pendant un mois améliore la constance intercycle des mouvements cinématiques du membre lésé chez les patients atteints d'un AVC chronique (102). La constance est la capacité à réaliser un mouvement cinématique le moins variable possible entre les cycles de marche (102). Dans cette étude, l'effet sur la constance du mouvement cinématique est uniquement présent avec un mouvement libre (stimulation manuelle du physiothérapeute). Le groupe ayant un mouvement contrôlé et standardisé (par assistance robotisée) n'a pas d'amélioration de la constance du mouvement (102). Ces résultats suggèrent en premier lieu que la répétition d'un mouvement de manière intensive augmente l'apprentissage moteur. Ils suggèrent en deuxième temps que le principe thérapeutique visant l'acquisition d'un schéma moteur optimal et constant par la répétition précise (sans variabilité) du mouvement semble moins efficace que l'apprentissage moteur

bénéficiant de la variabilité physiologique du mouvement (96,102,103). Ces résultats pourraient être expliqués par l'apport des variations de mouvement dans l'apprentissage moteur. En effet, les variations dites « naturelles » d'un mouvement cyclique comme la marche apportent à chaque mouvement des informations sensorielles qui permettent l'adaptation du mouvement suivant, affinant ainsi la précision et l'efficacité de celui-ci. La standardisation du mouvement (par exemple avec un exosquelette) réduit les informations sensorielles apportées par cette variabilité « naturelle ». Cela diminuerait la qualité de l'apprentissage moteur et éventuellement stimulerait la variabilité pathologique.

Cette argumentation prend sens également auprès des patients atteints de CP. Le travail de la marche en physiothérapie pourrait avoir des effets sur la variabilité cinématique en incluant lors des thérapies l'exploration des variations volontaires du mouvement de marche. Par exemple, le physiothérapeute pourrait - dans un objectif de diminution de la variabilité pathologique du mouvement dans le plan sagittal - demander au patient de réaliser volontairement des mouvements variables et répétés du MI de grandes, faibles ou moyennes amplitudes lors de la marche. L'exploration volontaire de la variabilité du mouvement favoriserait le développement de son schéma moteur et diminuerait potentiellement la variabilité pathologique. La proposition reste hypothétique et des études interventionnelles mesurant les effets d'une telle thérapie sur la variabilité cinématique des patients atteints de CP permettraient de confirmer son efficacité.

Ce travail a exposé des facteurs explicatifs de la variabilité qui peuvent être travaillés en physiothérapie comme la force et la sélectivité. Le travail de la force a fait ses preuves dans certaines composantes de marche comme la cinématique et le spatio-temporel (104,105). Il reste néanmoins à mesurer l'impact d'un entraînement de la force sur la variabilité cinématique par des études longitudinales interventionnelles.

6 LIMITES DU TRAVAIL

Chez les enfants et jeunes adultes atteints de CP avec un âge de 4 à 15 ans, des études ont montré que la fiabilité intertesteur des tests de spasticité, du ROM et de la force est modérée à faible (106,107). Cette fiabilité des tests peut avoir des conséquences dans l'interprétation des résultats lors l'association de ces atteintes cliniques avec la variabilité cinématique (régression linéaire). La cotation des atteintes en 3 niveaux (normal, atteinte légère ou forte) a probablement permis de diminuer les conséquences de cette faible fiabilité intertesteur. Ces

cotations en 3 niveaux ont fait cependant perdre de la sensibilité dans la variation du niveau d'atteinte clinique.

Il faut aussi relever une forte proportion de données manquantes dans la réalisation des tests cliniques. Pour ne pas perdre trop de données, les scores composés moyens ont été réalisés par la moyenne des cotations par type d'atteintes cliniques (force, sélectivité, spasticité, ROM) et par articulations (hanche, genou, cheville). Ces moyennes couvrent certes les données manquantes, mais peuvent également s'éloigner de la représentation précise de la symptomatologie du patient.

Ce travail comporte quelques données extrêmes autant dans les RMSD que dans les scores composés cliniques moyens. Ces données peuvent influencer les résultats. Cependant, les sessions avec des données extrêmes ont semblé cohérentes cliniquement et répondantes aux critères d'inclusion. Elles ont donc été maintenues dans cette étude.

Les scores composés du ROM ont été réalisés en choisissant les mesures d'amplitude articulaire avec les muscles biarticulaires en position courte afin de se rapprocher au maximum de la limitation articulaire sans l'influence musculaire. Mais dans la fonction de marche, les muscles biarticulaires ont une influence non négligeable sur les ROM. Les cotations issues des ROM choisis ne sont pas exactement représentatives des capacités d'amplitude articulaire active lors de la marche.

Pour la réalisation de ce travail, nous avons inclus des participants qui ont réalisé plusieurs AQM dans cette étude. Nous avons considéré deux sessions comme différentes lorsqu'au minimum une année les sépare. Ce choix est basé sur le postulat que durant ce laps de temps, l'évolution clinique de l'enfant ainsi que sa marche nous permettent de considérer les AQM comme indépendants. Toutefois, il est possible que la clinique de l'enfant n'évolue pas en une année et que deux sessions considérées comme indépendantes puissent être relativement identiques. Cette limite risque de perturber les résultats.

La revue de la littérature réalisée dans ce travail met en évidence certains désavantages de la RMSD à considérer. Certes, le RMSD est capable de détecter les variations d'amplitude (ROM) et de forme de la courbe, mais elle est également sensible au décalage temporel de la courbe (36). Le score RMSD n'est également pas capable de déterminer les types de variabilité (forme, amplitude, temporel) (36). Il serait donc intéressant de réaliser une nouvelle

analyse par cluster avec un score de variabilité moins sensible au décalage temporel et capable de discriminer les types de variabilité. Le coefficient de corrélation multiple (CMC) est également recommandé par la littérature et régulièrement utilisé pour mesurer la variabilité cinématique (36,108). Il serait intéressant de reproduire une analyse de cluster à partir de ce coefficient de corrélation multiple.

La construction des modèles de régression linéaire (univarié et multivarié) n'est pas forcément le modèle de régression le plus adéquat pour expliquer la GaitSD. En effet, l'analyse visuelle de la distribution de certains scores cliniques (comme la sélectivité) ne permet pas de conclure à une réelle linéarité. Pour répondre partiellement à cette limite, nous avons dichotomisé les variables qui semblaient nos linéaires. Cette dichotomisation diminue la puissance des résultats et pourrait perturber son interprétation.

7 PERSPECTIVES CLINIQUES ET PROPOSITIONS DE RECHERCHE

Ce travail montre l'importance de considérer la variabilité cinématique dans l'analyse de la marche des patients atteints de CP. Lors de l'interprétation d'une AQM, elle apporte à la variabilité spatio-temporelle une approche plus détaillée de l'analyse de la marche pour tous les segments en mouvement et dans tous les plans d'observation. Elle permet d'observer les interactions biomécaniques et fonctionnelles entre les variables cinématiques. Pour la prise en charge en physiothérapie, l'analyse de la variabilité permet d'identifier une variabilité du mouvement qui n'est quasiment pas objectivable dans un bilan standard de la marche. Le thérapeute peut alors cibler son travail sur cette variabilité et gagner en efficacité dans sa prise en charge de la marche.

Les composantes spatio-temporelles et cinématiques de la marche sont physiologiquement associées (24). Il serait intéressant pour des recherches futures d'explorer les potentielles relations entre la variabilité spatio-temporelle et cinématique et mieux comprendre les interactions entre elles.

Ce travail a montré que l'évolution de la variabilité cinématique est globale sur le MI. Pour les AQM, elle permet de quantifier la variabilité sous un seul score (GaitSD) et facilite au besoin son interprétation. Pour le physiothérapeute, ces résultats démontrent que la variabilité devrait préférentiellement être travaillée dans sa globalité pour le MI. Les thérapies ne devraient pas considérer une localisation précise dans le MI, mais plutôt prendre en compte le type d'atteinte clinique qui l'influence. Dans une perspective d'améliorer la prise en charge de la variabilité

cinématique en physiothérapie, des études mesurant les effets d'un traitement ciblant la force (et potentiellement la sélectivité) pourraient permettre de confirmer les résultats présentés dans cette étude.

L'analyse primaire réalisée dans ce travail a montré que le côté non atteint a tendance à avoir une variabilité (score GaitSD) plus marquée que le côté atteint. Cette différence est probablement expliquée par les compensations du côté sain pour pallier les atteintes cliniques du côté atteint. Cette constatation montre l'interaction entre les deux MIs. Il serait intéressant d'explorer les interactions entre le côté atteint et non atteint pour mieux comprendre le mécanisme expliquant la variabilité plus marquée du côté sain.

La population incluse dans cette étude a des atteintes cliniques relativement faibles pour ce qui est de la sélectivité et de la spasticité. Son niveau fonctionnel évalué par le GMFCS est bon (majorité de GMFCS I). Il serait intéressant de reproduire cette étude avec des patients plus atteints (GMFCS II-III). Une étude pourrait explorer la progression de la variabilité cinématique, mais également évaluer si les tendances (données par les résultats de ce travail) changent - notamment en ce qui concerne l'influence que pourrait avoir une atteinte plus importante de la sélectivité ou de la spasticité sur la variabilité.

Finalement pour continuer dans la compréhension de la variabilité cinématique de cette population, d'autres facteurs potentiellement explicatifs de la variabilité pourraient être explorés comme l'état de fatigue du patient atteint de CP, l'existence et le type de chirurgie de correction de la marche, le niveau cognitif du patient et ses capacités attentionnelles ou encore le type de lésion cérébrale (imagerie diagnostique). Ces facteurs pourraient avoir également une influence sur la variabilité cinématique de la marche des enfants et jeunes adultes atteints de CP.

CONCLUSION

Cette étude exploratoire rétrospective de la variabilité cinématique des enfants et jeunes adultes atteints de CP apporte plusieurs considérations méthodologiques et cliniques.

Pour le chercheur, ce travail a démontré que la variabilité évolue de manière homogène sur l'ensemble des variables cinématiques du MI suggérant de considérer la variabilité du MI dans sa globalité par un score composé (GaitSD). La déviation cinématique de la marche de l'échantillon étudié par rapport à la norme du sujet sain (GDI) est en relation avec la variabilité

cinématique. Ces résultats suggèrent que plus la marche dévie de la norme, plus elle sera variable.

Pour le clinicien, ce travail a démontré les effets de l'âge sur la variabilité. Il met en évidence qu'en plus de la variabilité physiologique liée à l'âge, les enfants et jeunes adultes atteints de CP ont une variabilité pathologique qui s'explique en partie par les atteintes cliniques telles que la force ou potentiellement la sélectivité. Ce travail a également montré que le score fonctionnel spécifique à la CP (GMFCS) est en relation avec la variabilité – suggérant que plus la capacité fonctionnelle se péjore plus la marche devient variable.

Finalement, les nouvelles considérations exposées dans ce travail tant au niveau méthodologique que clinique ouvrent la voie à d'autres questionnements. Des recherches exploratrices et longitudinales (interventionnelles) semblent nécessaires pour poursuivre la compréhension de la variabilité cinématique et évaluer l'efficacité des possibles interventions thérapeutiques la ciblant.

BIBLIOGRAPHIE

1. Armand S, Bonnefoy A, Hoffmeyer P, De Coulon G. Analyse quantifiée de la marche: mode d'emploi. *Revue médicale suisse*. 2015;11(490):1916-20.
2. Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. BioMed Central; 2005;2(1):1-9.
3. Öunpuu S, Gorton G, Bagley A, Sison-Williamson M, Hassani S, Johnson B, et al. Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross Motor Function Classification System level in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2015;57(10):955-62.
4. Chau T, Young S, Redekop S. Managing variability in the summary and comparison of gait data. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. Springer; 2005;2(1):22.
5. Mackey AH, Walt SE, Lobb GA, Stott NS. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait & Posture*. 2005;22(1):1-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.002
6. Canavese F, Deslandes J. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach*. Nova Biomedical; 2015.
7. Swiss-CP [En ligne]. Registre Suisse de la Paralysie Cérébrale [cité le 16 avril 2020]. Disponible: <https://fr.swiss-cp-reg.ch/>
8. Ashwal S, Russman BS, Blasco PA, Miller G, Sandler A, Shevell M, et al. Practice parameter: diagnostic assessment of the child with cerebral palsy: report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the Practice Committee of the Child Neurology Society. *Neurology*. AAN Enterprises; 2004;62(6):851-63.
9. Bax MC. Terminology and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. Wiley Online Library; 1964;6(3):295-7.
10. Krigger KW. Cerebral palsy: an overview. *American family physician*. 2006;73(1):91-100.
11. Assaiante C, Chabrol B. Développement et troubles de la marche chez l'enfant. *Revue Neurologique*. 2010;166(2):149-57. DOI: 10.1016/j.neurol.2009.10.014
12. Jaspers E, Verhaegen A, Geens F, Van Campenhout A, Desloovere K, Molenaers G. Lower limb functioning and its impact on quality of life in ambulatory children with cerebral palsy. *European journal of paediatric neurology*. Elsevier; 2013;17(6):561-7.
13. Ferrari A, Cioni G, Società Italiana di Medicina Fisica e Riabilitativa-Società Italiana di Neuropsichiatria dell'Infanzia e dell'Adolescenza (SIMFER-SINPIA) Intersociety Commission. Guidelines for rehabilitation of children with cerebral palsy. *Eura Medicophys*. 2005;41(3):243-60.
14. Zanudin A, Mercer TH, Jagadamma KC, van der Linden ML. Psychometric properties of measures of gait quality and walking performance in young people with Cerebral Palsy:

- A systematic review. *Gait & Posture*. 2017;58:30-40. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.07.005
15. Himuro N, Abe H, Nishibu H, Seino T, Mori M. Easy-to-use clinical measures of walking ability in children and adolescents with cerebral palsy: a systematic review. *Disabil Rehabil*. 2017;39(10):957-68. DOI: 10.1080/09638288.2016.1175036
 16. Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003;84(12):1878-84. DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00482-9
 17. Prosser LA, Lauer RT, VanSant AF, Barbe MF, Lee SCK. Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2010;31(4):522-6. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.001
 18. Brégou Bourgeois A, Mariani B, Aminian K, Zambelli PY, Newman CJ. Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait & Posture*. 2014;39(1):436-42. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.029
 19. Brændvik SM, Goihl T, Braaten RS, Vereijken B. The effect of increased gait speed on asymmetry and variability in children with cerebral palsy. *Frontiers in Neurology*. Frontiers Media SA; 2019;10.
 20. Kim Y, Bulea TC, Damiano DL. Children with cerebral palsy have greater stride-to-stride variability of muscle synergies during gait than typically developing children: implications for motor control complexity. *Neurorehabilitation and neural repair*. Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA; 2018;32(9):834-44.
 21. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1050-6. DOI: 10.1053/apmr.2001.24893
 22. Sangeux M, Passmore E, Graham HK, Tirosh O. The gait standard deviation, a single measure of kinematic variability. *Gait & Posture*. Elsevier; 2016;46:194-200.
 23. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Human Movement Science*. 1984;3(1):51-76. DOI: 10.1016/0167-9457(84)90005-8
 24. Levine D, Richards J, Whittle MW. *Whittle's Gait Analysis - E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2012.
 25. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. LWW; 1992;12(6):815.
 26. Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. Vol. 4 John Wiley & Sons; 2009.
 27. Rose J, Gamble JG. *Human walking*. Williams & Wilkins; 1994.
 28. Armand S. *Analyse Quantifiée de la Marche: extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade [Thèse]*. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis; 2005.

29. Carcreff L, Bonnefoy-Mazure A, Coulon GD, Armand S. Analyse quantifiée de la marche. *Mov Sport Sci/Sci Mot*. EDP Sciences; 2016;(93):7-21. DOI: 10.1051/sm/2015033
30. Baker R, Hart HM. Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis. Vol. 1 Mac Keith Press London; 2013.
31. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieen JH. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface. The Royal Society*; 2013;10(83):20120999.
32. Schwartz MH, Trost JP, Wurvey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait & posture*. Elsevier; 2004;20(2):196-203.
33. Fonseca M, Gasparutto X, Leboeuf F, Dumas R, Armand S. Impact of knee marker misplacement on gait kinematics of children with cerebral palsy using the Conventional Gait Model—A sensitivity study. *PLOS ONE. Public Library of Science*; 2020;15(4):e0232064. DOI: 10.1371/journal.pone.0232064
34. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*. 2011;30(5):869-88. DOI: 10.1016/j.humov.2011.06.002
35. Darling WG, Cooke JD, Brown SH. Control of simple arm movements in elderly humans. *Neurobiology of Aging*. 1989;10(2):149-57. DOI: 10.1016/0197-4580(89)90024-9
36. Di Marco R, Scalona E, Pacilli A, Cappa P, Mazzà C, Rossi S. How to choose and interpret similarity indices to quantify the variability in gait joint kinematics. *International Biomechanics*. 2018;5(1):1-8.
37. Picerno P, Cereatti A, Cappozzo A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*. 2008;28(4):588-95. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.003
38. Steele J, Bruce-Low S, Smith D, Jessop D, Osborne N. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. *Clinical Biomechanics*. Elsevier; 2014;29(10):1131-8.
39. Sohn WJ, Tan AQ, Hayes HB, Pochiraju S, Deffeyes J, Trumbower RD. Variability of leg kinematics during overground walking in persons with chronic incomplete spinal cord injury. *Journal of Neurotrauma*. Mary Ann Liebert, Inc., publishers 140 Huguenot Street, 3rd Floor New ...; 2018;35(21):2519-29.
40. Boudarham J, Roche N, Pradon D, Bonnyaud C, Bensmail D, Zory R. Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients. *PloS one. Public Library of Science*; 2013;8(6):e66421.
41. Little WJ. On the influence of abnormal parturition, difficult labours, premature birth, and asphyxia neonatorum on the mental and physical condition of the child, especially in relation to deformities. *Trans Obstet Soc London*. 1861;3:293.

42. Hagberg B, Hagberg G, Beckung E, Uvebrant P. Changing panorama of cerebral palsy in Sweden. VIII. Prevalence and origin in the birth year period 1991–94. *Acta Paediatrica*. Wiley Online Library; 2001;90(3):271-7.
43. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental medicine and child neurology*. 2005;47(8):571-6.
44. Sankar C, Mundkur N. Cerebral palsy-definition, classification, etiology and early diagnosis. *Indian J Pediatr*. 2005;72(10):865-8. DOI: 10.1007/BF02731117
45. Patel DR. Therapeutic interventions in cerebral palsy. *Indian J Pediatr*. 2005;72(11):979-83. DOI: 10.1007/BF02731676
46. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Gross motor function classification system for cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1997;39(4):214-23.
47. Jóźwiak M, Chen BP-J, Musielak B, Fabiszak J, Grzegorzewski A. Social Attitudes toward Cerebral Palsy and Potential Uses in Medical Education Based on the Analysis of Motion Pictures. *Behav Neurol*. 2015;2015. DOI: 10.1155/2015/341023
48. Taft LT. Cerebral palsy. *Pediatr Rev*. 1995;16(11):411-8; quiz 418.
49. Uvebrant P. Hemiplegic Cerebral Palsy Aetiology and Outcome. *Acta Paediatrica*. 1988;77(s345):1-100. DOI: 10.1111/j.1651-2227.1988.tb14939.x
50. Binder H, Eng GD. Rehabilitation management of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1989;70(6):482-9. DOI: 10.1016/0003-9993(89)90012-9
51. Krigger KW. Cerebral palsy: an overview. *American Family Physician*. 2006;73(1):91-100.
52. Muñoz-Bermejo L, Pérez-Gómez J, Manzano F, Collado-Mateo D, Villafaina S, Adsuar JC. Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE*. Public Library of Science; 2019;14(12):e0226274. DOI: 10.1371/journal.pone.0226274
53. Keawutan P, Bell K, Davies PSW, Boyd RN. Systematic review of the relationship between habitual physical activity and motor capacity in children with cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. 2014;35(6):1301-9. DOI: 10.1016/j.ridd.2014.03.028
54. Dekkers KJFM, Rameckers EAA, Smeets RJEM, Janssen-Potten YJM. Upper extremity strength measurement for children with cerebral palsy: a systematic review of available instruments. *Phys Ther*. 2014;94(5):609-22. DOI: 10.2522/ptj.20130166
55. Sheean G. The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology*. 2002;9(s1):3-9. DOI: 10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x
56. Liao H-F, Jeny S-F, Lai J-S, Cheng CK, Hu M-H. The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental*

- Medicine & Child Neurology. 1997;39(2):106-12. DOI: 10.1111/j.1469-8749.1997.tb07392.x
57. Mutlu A, Livanelioglu A, Gunel MK. Reliability of Ashworth and Modified Ashworth scales in children with spastic cerebral palsy. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:44. DOI: 10.1186/1471-2474-9-44
 58. Clarkson HM. *Musculoskeletal Assessment: Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength*. Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
 59. Nordmark E, Häggglund G, Lauge-Pedersen H, Wagner P, Westbom L. Development of lower limb range of motion from early childhood to adolescence in cerebral palsy: a population-based study. *BMC Med*. 2009;7(1):65. DOI: 10.1186/1741-7015-7-65
 60. McDowell BC, Hewitt V, Nurse A, Weston T, Baker R. The variability of goniometric measurements in ambulatory children with spastic cerebral palsy. *Gait & posture*. Elsevier; 2000;12(2):114-21.
 61. Sanger TD, Chen D, Delgado MR, Gaebler-Spira D, Hallett M, Mink JW. Definition and classification of negative motor signs in childhood. *Pediatrics*. *Am Acad Pediatrics*; 2006;118(5):2159-67.
 62. Cahill-Rowley K, Rose J. Etiology of impaired selective motor control: emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. Wiley Online Library; 2014;56(6):522-8.
 63. Chruscikowski E, Fry NR, Noble JJ, Gough M, Shortland AP. Selective motor control correlates with gait abnormality in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*. Elsevier; 2017;52:107-9.
 64. Rosenbaum PL, Walter SD, Hanna SE, Palisano RJ, Russell DJ, Raina P, et al. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *JAMA*. 2002;288(11):1357-63. DOI: 10.1001/jama.288.11.1357
 65. Molnar GE, Gordon SU. Cerebral palsy: predictive value of selected clinical signs for early prognostication of motor function. *Arch Phys Med Rehabil*. 1976;57(4):153-8.
 66. Rodda J, Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology*. 2001;8(s5):98-108. DOI: 10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x
 67. Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*. 2008;28(3):351-7. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001
 68. Toro B, Nester CJ, Farren PC. Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2007;25(2):157-65. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.02.004
 69. Kienast G, Bachmann D, Steinwender G, Zwick E-B, Saraph V. Determination of gait patterns in children with cerebral palsy using cluster analysis. *Gait & Posture*. 1999;1(10):57.

70. O'Byrne JM, Jenkinson A, O'Brien TM. Quantitative Analysis and Classification of Gait Patterns in Cerebral Palsy Using a Three-Dimensional Motion Analyzer. *J Child Neurol*. SAGE Publications Inc; 1998;13(3):101-8. DOI: 10.1177/088307389801300302
71. Bonnefoy-Mazure A, Sagawa Y, Lascombes P, De Coulon G, Armand S. Identification of gait patterns in individuals with cerebral palsy using multiple correspondence analysis. *Research in Developmental Disabilities*. 2013;34(9):2684-93. DOI: 10.1016/j.ridd.2013.05.002
72. Krautwurst BK, Wolf SI, Heitzmann DWW, Gantz S, Braatz F, Dreher T. The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*. 2013;34(4):1198-203. DOI: 10.1016/j.ridd.2012.12.018
73. Holmes SJ, Mudge AJ, Wojciechowski EA, Axt MW, Burns J. Impact of multilevel joint contractures of the hips, knees and ankles on the Gait Profile score in children with cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018;59:8-14. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.08.002
74. Papageorgiou E, Simon-Martinez C, Molenaers G, Ortibus E, Campenhout AV, Desloovere K. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study. *PLOS ONE*. 2019;14(10):e0223363. DOI: 10.1371/journal.pone.0223363
75. Sutherland D. The development of mature gait. *Gait & Posture*. 1997;6(2):163-70.
76. Lukban MB, Rosales RL, Dressler D. Effectiveness of botulinum toxin A for upper and lower limb spasticity in children with cerebral palsy: a summary of evidence. *J Neural Transm (Vienna)*. 2009;116(3):319-31. DOI: 10.1007/s00702-008-0175-8
77. Leboeuf F, Baker R, Barré A, Reay J, Jones R, Sangeux M. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & Posture*. 2019;69:235-41. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.04.015
78. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991;10(5):575-87. DOI: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z
79. World Health Organization (WHO). [En ligne]. Growth reference 5-19 years - BMI-for-age (5-19 years) [cité le 29 décembre 2020]. Disponible: <https://www.who.int/tools/growth-reference-data-for-5to19-years/indicators/bmi-for-age>
80. De Onis M de, Onyango AW, Borghi E, Siyam A, Nishida C, Siekmann J. Development of a WHO growth reference for school-aged children and adolescents. *Bulletin of the World health Organization*. SciELO Public Health; 2007;85:660-7.
81. De Onis M, Lobstein T. Defining obesity risk status in the general childhood population: which cut-offs should we use? Taylor & Francis; 2010.
82. Soucie JM, Wang C, Forsyth A, Funk S, Denny M, Roach KE, et al. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies: normal joint

- range of motion. *Haemophilia*. 2011;17(3):500-7. DOI: 10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x
83. Hair JF, Black WC, Babin BJ, Anderson RE, Tatham RL. *Multivariate data analysis*. Vol. 5 Prentice hall Upper Saddle River, NJ; 1998.
 84. Matsunaga N, Ito T, Noritake K, Sugiura H, Kamiya Y, Ito Y, et al. Correlation between the Gait Deviation Index and skeletal muscle mass in children with spastic cerebral palsy. *Journal of physical therapy science*. The Society of Physical Therapy Science; 2018;30(9):1176-9.
 85. Malt MA, Aarli Å, Bogen B, Fevang JM. Correlation between the Gait Deviation Index and gross motor function (GMFCS level) in children with cerebral palsy. *J Child Orthop*. 2016;10(3):261-6. DOI: 10.1007/s11832-016-0738-4
 86. Eken MM, Braendvik SM, Bardal EM, Houdijk H, Dallmeijer AJ, Roeleveld K. Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2019;61(2):212-8. DOI: 10.1111/dmcn.14002
 87. Vitiello D, Pochon L, Malatesta D, Girard O, Newman CJ, Degache F. Walking-induced muscle fatigue impairs postural control in adolescents with unilateral spastic cerebral palsy. *Res Dev Disabil*. 2016;53-54:11-8. DOI: 10.1016/j.ridd.2016.01.019
 88. Parent A, Raison M, Pouliot-Laforte A, Marois P, Maltais DB, Ballaz L. Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clinical Biomechanics*. 2016;34:18-21. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003
 89. Simon A-L, Ilharreborde B, Megrot F, Mallet C, Azarpira R, Mazda K, et al. A Descriptive Study of Lower Limb Torsional Kinematic Profiles in Children With Spastic Diplegia. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2015;35(6):576-82. DOI: 10.1097/BPO.0000000000000331
 90. Rethlefsen SA, Kay RM. Transverse plane gait problems in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. 2013;33(4):422-30. DOI: 10.1097/BPO.0b013e3182784e16
 91. Aktas S, Aiona MD, Orendurff M. Evaluation of Rotational Gait Abnormality in the Patients Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2000;20(2):217-20.
 92. Herlant M, Laassel EM, Voisin P, Angue JC. Analyse des variables de la marche. *Ann Kinésithér*. 1991;18:3-14.
 93. Chakraborty S, Nandy A, Kesar TM. Gait deficits and dynamic stability in children and adolescents with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;71:11-23. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.09.005
 94. Dhawale AK, Smith MA, Ölveczky BP. The role of variability in motor learning. *Annual review of neuroscience*. Annual Reviews; 2017;40:479-98.
 95. Herzfeld DJ, Shadmehr R. Motor variability is not noise, but grist for the learning mill. *nature neuroscience*. Nature Publishing Group; 2014;17(2):149-50.

96. Wu HG, Miyamoto YR, Castro LNG, Ölveczky BP, Smith MA. Temporal structure of motor variability is dynamically regulated and predicts motor learning ability. *Nature Neuroscience*. Nature Publishing Group; 2014;17(2):312-21. DOI: 10.1038/nn.3616
97. Ito T, Noritake K, Sugiura H, Kamiya Y, Tomita H, Ito Y, et al. Association between Gait Deviation Index and Physical Function in Children with Bilateral Spastic Cerebral Palsy: A Cross-Sectional Study. *J Clin Med*. 2019;9(1). DOI: 10.3390/jcm9010028
98. Li L, Haddad JM, Hamill J. Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Human Movement Science*. 2005;24(2):257-67. DOI: 10.1016/j.humov.2005.03.003
99. Mohammed U, Twycross-Lewis R, Timotijevic T, Woledge R, Bader D, Paterson M, et al. Variability of kinematic and kinetic gait data in ambulatory children with spastic cerebral palsy with and without fixed ankle-foot orthoses using 3d motion analysis: a quantitative prospective study. *Br J Sports Med*. BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine; 2011;45(2):e1-e1. DOI: 10.1136/bjsm.2010.081554.19
100. Chang S-H, Francisco G e, Zhou P, Rymer WZ, Li S. Spasticity, weakness, force variability, and sustained spontaneous motor unit discharges of resting spastic–paretic biceps brachii muscles in chronic stroke. *Muscle & Nerve*. 2013;48(1):85-92. DOI: <https://doi.org/10.1002/mus.23699>
101. Fowler EG, Goldberg EJ. The effect of lower extremity selective voluntary motor control on interjoint coordination during gait in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2009;29(1):102-7. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.07.007
102. Lewek MD, Cruz TH, Moore JL, Roth HR, Dhaher YY, Hornby TG. Allowing Intralimb Kinematic Variability During Locomotor Training Poststroke Improves Kinematic Consistency: A Subgroup Analysis From a Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy*. 2009;89(8):829-39. DOI: 10.2522/ptj.20080180
103. Shea CH, Kohl RM. Specificity and Variability of Practice. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. Routledge; 1990;61(2):169-77. DOI: 10.1080/02701367.1990.10608671
104. Damiano DL, Kelly LE, Vaughn CL. Effects of Quadriceps Femoris Muscle Strengthening on Crouch Gait in Children With Spastic Diplegia. *Phys Ther*. Oxford Academic; 1995;75(8):658-67. DOI: 10.1093/ptj/75.8.658
105. Damiano DL, Arnold AS, Steele KM, Delp SL. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Phys Ther*. 2010;90(2):269-79. DOI: 10.2522/ptj.20090062
106. Fosang AL, Galea MP, McCoy AT, Reddihough DS, Story I. Measures of muscle and joint performance in the lower limb of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2003;45(10):664-70. DOI: 10.1017/s0012162203001245
107. Klingels K, Cock PD, Molenaers G, Desloovere K, Huenaerts C, Jaspers E, et al. Upper limb motor and sensory impairments in children with hemiplegic cerebral palsy. Can they

- be measured reliably? *Disability and Rehabilitation*. Taylor & Francis; 2010;32(5):409-16. DOI: 10.3109/09638280903171469
108. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*. 2009;29(3):360-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.09.003
 109. Spiegel MR, Ergas A, Marcotorchino J-F. *Théorie et applications de la statistique*. McGraw-Hill New York; 1972.
 110. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 1989;7(6):849-60. DOI: 10.1002/jor.1100070611
 111. Røislien J, Skare O, Opheim A, Rennie L. Evaluating the properties of the coefficient of multiple correlation (CMC) for kinematic gait data. *J Biomech*. 2012;45(11):2014-8. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.014
 112. Iosa M, Cereatti A, Merlo A, Campanini I, Paolucci S, Cappozzo A. Assessment of Waveform Similarity in Clinical Gait Data: The Linear Fit Method. *Biomed Res Int*. 2014;2014. DOI: 10.1155/2014/214156
 113. Avers D, Brown M. *Le bilan musculaire de Daniels et Worthingham: Évaluation manuelle de la force et de la performance musculaire*. Elsevier Health Sciences; 2020.
 114. Fowler EG, Staudt LA, Greenberg MB. Lower-extremity selective voluntary motor control in patients with spastic cerebral palsy: increased distal motor impairment. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2010;52(3):264-9. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2009.03586.x
 115. Milligan GW, Cooper MC. An examination of procedures for determining the number of clusters in a data set. *Psychometrika*. 1985;50(2):159-79. DOI: 10.1007/BF02294245
 116. Howell DC. *Méthodes statistiques en sciences humaines (6e éd.)*(M. Rogier, V. Yzerbyt, & Y. Bestgen, Trad.). Paris: De Boeck Université(Édition originale, 1997). 2008.

ANNEXE I : Rapport d'analyse cinématique issu d'une AQM

ANNEXE II : Tableau de synthèse des outils statistiques mesurant la variabilité

ANNEXE III : Examen clinique

ANNEXE IV : Tableau des scores composés

ANNEXE V : Flowchart d'exclusion

ANNEXE VI : Analyse par cluster – Méthode

ANNEXE VII : Analyse par cluster – Résultats

ANNEXE VIII : Distribution des résidus des modèles de régression multiple

I. Rapport d'analyse cinématique issu d'une AQM

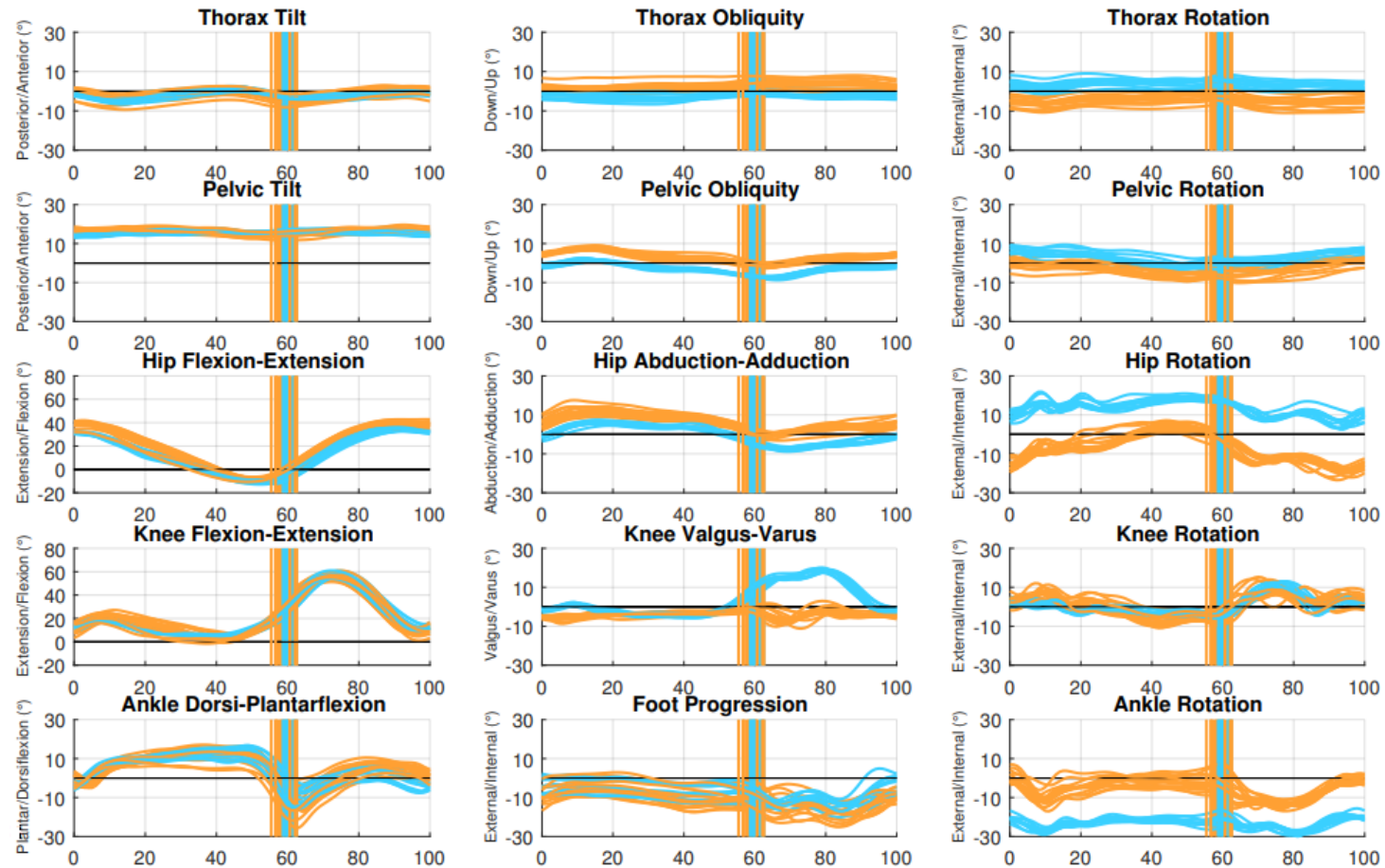


Figure 13 : Rapport d'analyse cinématique issu d'une AQM d'un patient atteint de CP

En abscisse : le pourcentage du cycle de marche / en ordonnée : l'amplitude articulaire / en orange : MID / en bleu : MIG

II. Tableau de synthèse des outils statistiques mesurant la variabilité

Tableau 11 : Synthèse des outils statistiques mesurant la variabilité

NOM	ABRÉVIATION	DÉFINITION	AVANTAGES	DÉSAVANTAGES	UTILISATION
Déviati on Standard	SD	Dispersion autour de la moyenne (racine carrée de la variance)(109)	Facile d'usage, reste dans la même unité mesurée	Ne permet pas de connaître la dispersion autour de la moyenne	Lors de chaque calcul de moyenne
Coefficient de variation	CV	Mesure de dispersion en pourcentage, écart type divisé par la moyenne (23)	Donne un pourcentage, facile d'interprétation	Dépendant du nombre de pas (22)	Permet de donner une échelle utilisable en clinique
Mean Absolute Variability	MAV	Mesure la moyenne des déviations absolues (minimum et maximum) par rapport à un point central d'une série statistique (courbes comparées) (36)	Détecte la variation du ROM, le ROM, et le décalage temporel de la courbe (36)	Le décalage temporel influence les autres variations (36)	Ne peut pas discriminer les facteurs de variabilité (36)
Coefficient de corrélation multiple	CMC	Proportion entre la variance de la moyenne d'une onde dans le temps et la variance totale de toutes les formes d'onde à travers le temps (110)	Considère une courbe en entier (110), besoin de peu de pas pour être précis (22). Sensible aux variations simultanées de plusieurs articulations, sensible à la forme de la courbe, sensible au décalage temporel (36)	Forte dépendance à la taille d'échantillon (111), peu sensible au changement de ROM de 5 à 60 degrés (36), perte de corrélation lorsque le décalage entre les courbes et dans le temps est trop important (36)	Utilisable si peu de décalage entre les courbes et le temps, sensible à la forme des courbes, et peut donner lieu à de fausses interprétations des résultats lors de la comparaison de données provenant de différentes articulations (36)

Gait Standard Deviation	GaitSD	Racine carrée de la variance moyenne sur les variances des variables cinématiques (moyenne/ score des déviations standards) (22)	Composée de 15 variables (pelvic tilt, pelvic obliquity, pelvic rotation ,left and right hip flexion, left and right hip abduction, left and right hip rotation, left and right knee flexion, left and right ankle dorsiflexion and left and right foot progression angles), peu sensible au nombre de pas (5=30) , bonne corrélation avec CMC et CV (22)	Une seule mesure de variabilité (22)	Peu utilisable pour mesurer la variabilité des articulations individuellement (22)
Déviations quadratique moyenne	RMSD	Représente la racine carrée de la variance, évaluée échantillon par échantillon, entre les courbes et la courbe moyenne sur le cycle de la marche (36,37)	Détecte la variation du ROM, le ROM, et le décalage temporel de la courbe (36)	Décalage temporel influence les autres variations (36)	Ne peut pas discriminer les facteurs de variabilité (36)
Régression linéaire	LFM	Calcule la régression linéaire entre un ensemble de courbes et une courbe moyenne de référence, en renvoyant des informations séparées sur la variation de marche par rapport à sa référence (a1), le décalage moyen pondéré (a0) et la justesse de la relation linéaire entre eux (R2) (112)	Sensible à la variation d'amplitude, au décalage de la courbe et au décalage temporel (36)	Ne détecte pas les changements de ROM (36), trois données statistiques, nécessite une donnée de référence (112), le décalage temporel influence les autres variations (36)	Utilisable que s'il n'y a pas de décalage temporel, car influence les autres (36)

III. Examen clinique

Feuille de prise de note standardisée des HUG

Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard
Examen clinique


**Hôpitaux
Universitaires
Genève**

Concerne Pat		EDS									
Examen du		Réalisé par									
	Amplitude		TRONC Fléchisseurs Extenseurs	Sélectivité Force S F		Spasticité Ashworth / Tardien / Angle			Anthropométrie		
	Droit	Gauche		Droit	Gauche	Droit Gauche			Taille	cm	BMI
									Poids	kg	kg/m ²
									Larg. Bassin	cm	
									Long. Jambe		cm
									Larg. Genou		cm
									Larg. Cheville		cm
									Long. Pied		cm
									Pér. Cuisse		cm
									Pér. Mollet		cm
Commentaires Amplitude											
Commentaires Force											
Commentaires Spasticité											
Droit CLONUS Gauche											
Observations Cliniques											

Voir feuille annexe pour les échelles de mesures utilisées.

Ha: Hauteur; Ge: Genou; Hall: Hallux; Tir: Tirage; RF: Rot. Fem. Post.; Ant: Antérieur; Post: Postérieur; L: Longue; Digit: Digitation;
 Flex: Flexion; Ext: Extension; Dors: Dorsiflexion; Plant: Plantaire; Inv: Inversion; Ev: Eversion; Rot: Rotation;
 S: Sélectivité; F: Force; Ash: Ashworth; Tard: Tardien; Ang: Angle.

Figure 14 : Feuille de prise de note standardisée des HUG

Tests cliniques

Amplitude articulaire – ROM

Mesures des amplitudes articulaires passives du patient prises par un clinicien par goniométrie. Le clinicien base sa mesure sur des points de repère osseux du patient. Chaque point de repère est standardisé pour tous les patients et cliniciens. L'amplitude du mouvement se mesure sur un seul plan : sagittal, frontal ou transverse (58).

Force musculaire

La force musculaire est testée par le Manual Muscle Testing (MMT) qui quantifie la force de 0 à 5. Le testeur demande au patient de réaliser le mouvement complet induit par le muscle testé sans résistance puis avec résistance (113). La cotation est la suivante :

- 0 : aucune contraction musculaire
- 1 : contraction musculaire visible, sans mouvement
- 2 : contraction musculaire permettant le mouvement en l'absence de pesanteur
- 3 : contraction musculaire permettant le mouvement complet contre la pesanteur
- 4 : contraction musculaire permettant le mouvement complet contre la pesanteur et contre une résistance de moyenne importance
- 5 : contraction musculaire permettant le mouvement complet contre la pesanteur et contre une résistance maximale – force normale

L'ajout d'un « + » ou d'un « - » à la cotation permet de nuancer le résultat obtenu lors du test.

Spasticité

La spasticité est testée par le test d'Ashworth (AS). Le testeur demande un relâchement complet du patient et induit un mouvement passif complet d'étirement rapide du muscle testé (57). La cotation du test est la suivante :

- 0 : Pas d'augmentation du tonus – spasticité
- 1 : Légère augmentation du tonus lors du mouvement
- 2 : Augmentation plus marquée du tonus, mais le mouvement testé reste facile
- 3 : Augmentation considérable du tonus avec difficulté dans le mouvement testé
- 4 : Membre rigide dans le mouvement

Sélectivité

La sélectivité est testée par le Selective Voluntary Motor Control. Le testeur demande un mouvement isolé volontaire d'une articulation (114). La cotation de la sélectivité comprend :

- 0 : incapable

- 1 : atteinte
- 2 : normale

Gross Motor Function Classification System (GMFCS)

Puisque notre travail porte sur une population d'âge depuis 5 ans, nous décrirons ici uniquement les classifications depuis cet âge-ci.

Entre 4 et 6 ans :

- I : Position assise sans appui des MSs sur une chaise, transferts assis-debout-assis seul, marche à l'intérieur et extérieur sans moyen auxiliaire et autonome, escaliers autonome, course ou saut possible
- II : Position assise sans appui des MSs sur une chaise, transferts assis-debout-assis seul, mais avec appui sur un plan stable, marche sans moyen auxiliaire à l'intérieur et sur de courtes distances à l'extérieur, escaliers avec un appui à une rampe, course et saut impossible
- III : Position assise sans appui des MSs avec soutien du pelvis et du tronc, transferts assis-debout-assis seul mais avec appui sur un plan stable, marche avec moyen auxiliaire, escaliers avec aide. Fauteuil roulant pour les longues distances et terrains instables
- IV : Assis sur une chaise spécialisée avec soutien du tronc et du pelvis, transferts assis-debout-assis avec aide ou appui sur plan stable, marche difficile avec aide ou moyen auxiliaire important, difficulté dans les demi-tours et les surfaces instables, mobilisation personnelle avec un fauteuil électrique.
- V : Difficulté de contrôle des mouvements volontaires et de maintenir la position de la tête et du tronc contre la gravité, position assise difficile même avec un fauteuil adapté, perte de toutes capacités fonctionnelles de mobilité.

Entre 6 et 12 ans :

- I : Marche à l'intérieur et extérieur sans moyen auxiliaire et autonome, escaliers autonome, course ou saut possibles, mais diminution de la coordination, de la vitesse et de l'équilibre
- II : Marche sans moyen auxiliaire intérieur et extérieur, mais avec des limitations dans les plans instables ou inclinés, escaliers avec appui sur la rampe, difficulté dans la course et le saut
- III : Marche intérieure et extérieure avec un moyen auxiliaire, escaliers avec appui sur la rampe. Déplacement en fauteuil roulant manuel pour les longues distances et les plans instables

- IV : Maintien des capacités acquises avant 6 ans. Automobilité par un fauteuil roulant électrique
- V : Difficulté de contrôle des mouvements volontaires et de maintenir la position de la tête et du tronc contre la gravité, position assise difficile même avec un fauteuil adapté, position assise difficile même avec un fauteuil adapté, perte de toutes capacités fonctionnelles de mobilité

Gait Deviation Index (GDI)

Le GDI développé par Schwartz (67) est un index qui permet de donner un score d'anormalité de la marche pour les patients atteints de CP par rapport à la norme. Il fait une sommation de la variance des ROM articulaires des membres inférieurs et pelvis et les mets en lien avec une référence de sujet sain (67). Un score décroissant indique une plus grande anormalité de la marche. Le GDI est fortement corrélé avec le GMFCS des patients atteints de CP (85).

IV. Tableau des scores composés

Tableau 12 : Synthèse des scores composés

Scores composés	
Force, spasticité et sélectivité	
Hanche en sagittale	Fléchisseurs de hanche Extenseurs de hanche
Genou en sagittale	Extenseurs de genou Fléchisseurs de genou
Cheville en sagittale	Triceps suraux Tibial antérieur
ROM	
Hanche en sagittale	Flexion Extension
Genou en sagittale	Flexion Extension
Cheville en sagittale	Flexion Extension
Scores composés moyens	
Score composé moyen hanche	Force / spasticité / sélectivité / ROM hanche
Score composé moyen genou	Force / spasticité / sélectivité / ROM genou
Score composé moyen cheville	Force / spasticité / sélectivité / ROM cheville
Score composé moyen de force	Force hanche / cheville / genou
Score composé moyen de spasticité	Spasticité hanche / cheville / genou
Score composé moyen de sélectivité	Sélectivité hanche / cheville / genou
Score composé moyen de ROM	ROM hanche / cheville / genou

V. Flowchart d'exclusion

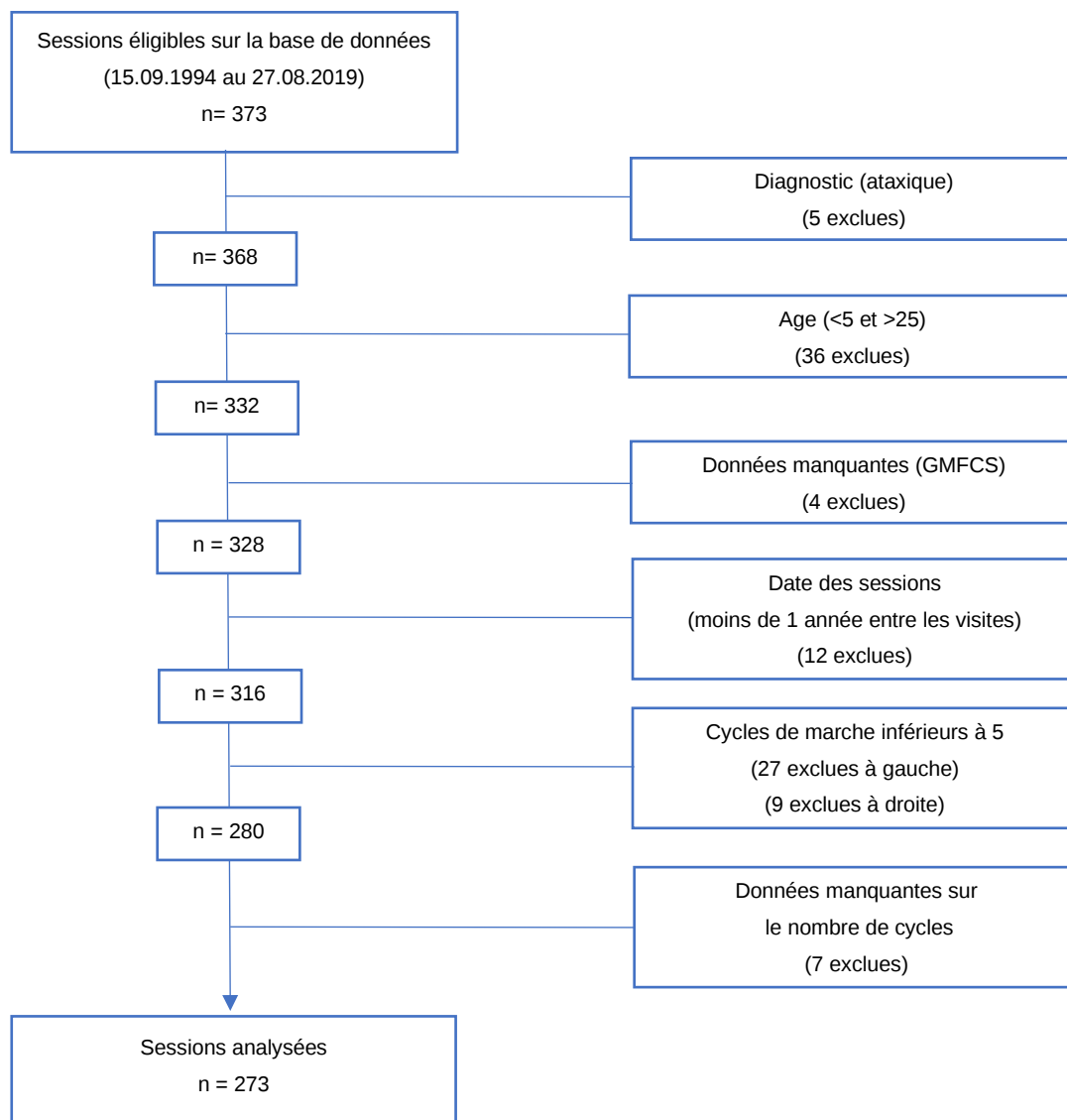


Figure 15 : Flowchart d'exclusion

VI. Analyse par cluster - Méthode

Création des clusters

Pour répondre à l'objectif 3 de cette étude (définir de potentiels sous-groupes à partir des données de variabilité sélectionnées), une analyse annexe par cluster est réalisée. Une formation préliminaire de cluster hiérarchique agglomérative à partir de la RMSD des variables cinématiques retenues est réalisée pour permettre une observation visuelle par dendrogramme des distances euclidiennes et donc du nombre de clusters potentiels. Ensuite, l'indice de Calinski-Harabasz est calculé pour des clusters hiérarchiques de 2 à 4 groupes. Cet indice représente le rapport entre la variance inter-groupe et la variance intragroupe, ce qui signifie que plus l'indice est élevé plus le cluster est dense et bien séparé.(115).

La formation de cluster avec la méthode non hiérarchique par k-means est faite pour déterminer la solution finale de cluster dans cette étude. L'analyse de k-means est réalisée avec les mesures de distance euclidienne entre les variables. En fonction des résultats observés dans la méthode hiérarchique, les indices de Calinski-Harabasz des clusters non hiérarchiques de 2 à 4 groupes sont également calculés. L'association entre les clusters 2 à 4 issues des deux méthodes est calculée avec un test de Chi2. Le nombre de groupe issu de la méthode non hiérarchique est finalement sélectionné lorsque l'association avec la méthode hiérarchique est la plus forte.

1.1. Comparaison entre les clusters

Une comparaison des différences cliniques (démographiques et variabilités cinématiques) entre les clusters précédemment créés est réalisée. Lorsqu'il s'agit de comparaison de proportion, un test de Chi2 est fait et lorsqu'il s'agit de comparaison de moyenne, un ttest ou un Mann-Whitney, une ANOVA ou un Kruskal-Wallis est fait en fonction du nombre de groupe et de la normalité de la distribution. Une distribution de variables continues est considérée comme normale si le skewness est compris entre -1 et 1, le kurtosis inférieur à 3 et un échantillon supérieur à 30 (116). Pour faciliter la lecture des résultats, les données comparées sont illustrées avec leur moyenne.

VII. Analyse par cluster - Résultats

Formation du cluster

Pour la formation du cluster, les RMSD des 9 variables cinématiques avec une corrélation inférieure à 75% sont retenues. Uniquement le couple de RMSD des flexions de hanche et de genou a une corrélation supérieure (79.1%). La variable cinématique avec une RMSD plus petite dans ce couple est exclue des variables déterminant la formation du cluster. La RMSD de la flexion de genou est donc exclue. La formation par cluster est réalisée avec les 8 autres variables cinématiques (inclinaison de pelvis, obliquité de pelvis, rotation du pelvis, abduction de hanche, rotation de hanche, flexion du genou, flexion de cheville et angle de rotation du pied).

La réalisation préliminaire de cluster par méthode hiérarchique a montré une formation de groupes avec une distance euclidienne visuellement plus importante avec 2 et 3 groupes. Les distances euclidiennes sont fortement réduites visuellement à partir de 4 groupes (Figure 16).

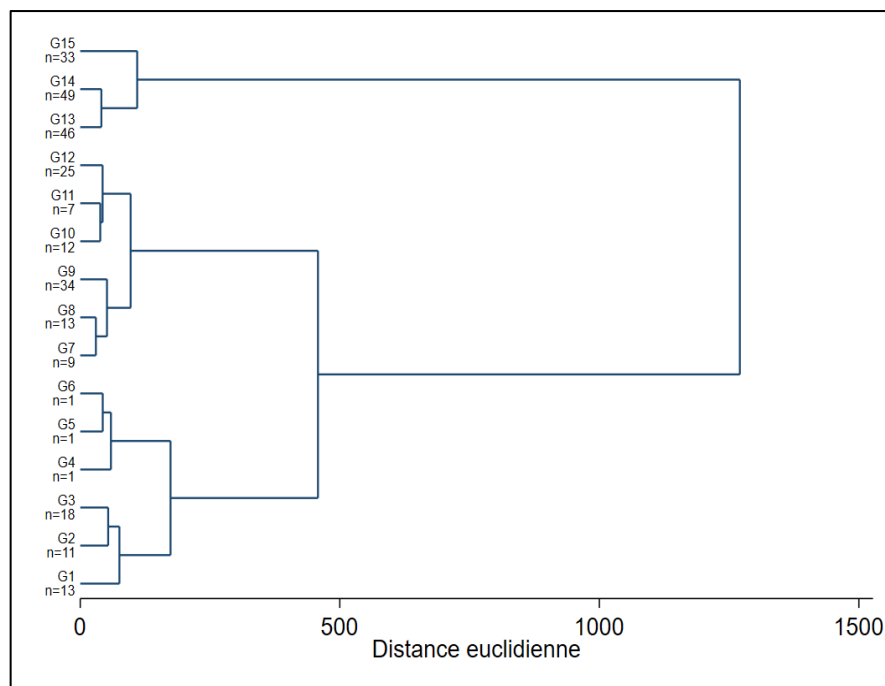


Figure 16 : Dendrogramme de la formation de cluster hiérarchique ascendante

L'indice de Calinski-Harabasz pour le cluster par méthode hiérarchique est de 168.31 lorsque 2 groupes sont formés et 146.96 et 120.65 avec respectivement 3 et 4 groupes. L'indice de Calinski-Harabasz pour le cluster par méthode non hiérarchique est de 211.90

lorsque 2 groupes sont formés et 173.86 et 141.71 pour respectivement 3 et 4 groupes (Tableau 13).

Tableau 13 : Indices de Calinski-Harabasz pour les clusters hiérarchiques et non hiérarchiques (k-means) en fonction du nombre de groupe

Nombre de clusters	Hiérarchique	Non hiérarchique
2	168.31	211.90
3	146.96	173.86
4	120.65	141.71

L'association entre les groupes formés par méthode hiérarchique et non hiérarchique montre clairement que les clusters formés de 3 groupes ont l'association la plus forte avec 81.94% ($p < 0.001$) (Tableau 14).

Tableau 14 : Associations entre les clusters hiérarchiques et non hiérarchiques (test de Chi2)

Nombre de clusters	Association	p-valeur
2	73.01%	0.000
3	81.94 %	0.000
4	69.05 %	0.000

La stabilité plus importante étant celle du cluster à 3 groupes (chi2) et l'indice de Calinski-Harabasz de la méthode non hiérarchique du cluster à 3 étant le plus haut, la formation de 3 groupes avec la méthode non hiérarchique des k-means est retenue. La description des variables cinématiques et des atteintes cliniques se fera sur la base de ses 3 groupes formés.

Analyse des groupes

Variabilités - RMSD

En premier, il convient de décrire ces groupes par les composantes qui les ont formés. C'est-à-dire leur variabilité représentée par les RMSD des 9 variables cinématiques. Le groupe 1 montre une variabilité plus importante dans les 9 plans par rapport au groupe 2 et 3 ($p < 0.0001$) (Tableau 15).

L'observation visuelle du profil des RMSD des 9 variables cinématiques en fonction de leur cluster confirme que l'évolution de la variabilité est globale. L'évolution des 9 variables

cinématique forme visuellement une sorte de « mille-feuilles », c'est-à-dire que les RMSD évoluent ensemble (Figure 17). Il n'y a aucune variable qui a une attitude différente des autres pour permettre de mieux discriminer les groupes (Figure 17). Cette constatation permet de confirmer l'hypothèse que la formation de cluster sur la base des scores RMSD n'est pas la méthode idéale pour identifier des types de variabilités chez les enfants et jeunes adultes atteints de CP.

*Tableau 15 : Comparaisons des RMSD entre les groupes - moyenne ($\pm$ SD) ;
* pour $p < 0.05$*

Groupe 1	Groupe 2	Groupe 3	Valeur p test statistique
Inclinaison de pelvis			
1.67 ($\pm$ 0.65)	1.31 ($\pm$ 0.39)	0.84 ($\pm$ 0.26)	0.0001* Kruskal-Wallis
Obliquité du pelvis			
1.55 ($\pm$ 0.51)	1.16 ($\pm$ 0.33)	0.78 ($\pm$ 0.24)	0.0001* Kruskal-Wallis
Rotation du pelvis			
3.98 ($\pm$ 1.06)	2.55 ($\pm$ 0.62)	1.73 ($\pm$ 0.48)	0.0001* Kruskal-Wallis
Flexion de hanche			
2.77 ($\pm$ 0.75)	2.19 ($\pm$ 0.55)	1.39 ($\pm$ 0.39)	0.0001* Kruskal-Wallis
Abduction de hanche			
1.94 ($\pm$ 0.49)	1.40 ($\pm$ 0.34)	0.97 ($\pm$ 0.27)	0.0001* Kruskal-Wallis
Rotation de hanche			
2.83 ($\pm$ 0.61)	2.69 ($\pm$ 0.58)	1.70 ($\pm$ 0.41)	0.0001* Kruskal-Wallis
Flexion du genou			
3.54 ($\pm$ 1.08)	2.89 ($\pm$ 0.69)	1.83 ($\pm$ 0.48)	0.0001* Kruskal-Wallis
Flexion de cheville			
2.72 ($\pm$ 1.11)	2.05 ($\pm$ 0.68)	1.35 ($\pm$ 0.44)	0.0001* Kruskal-Wallis
Angle de progression du pied			
4.85 ($\pm$ 1.25)	2.99 ($\pm$ 0.69)	2.01 ($\pm$ 0.58)	0.0001* Kruskal-Wallis

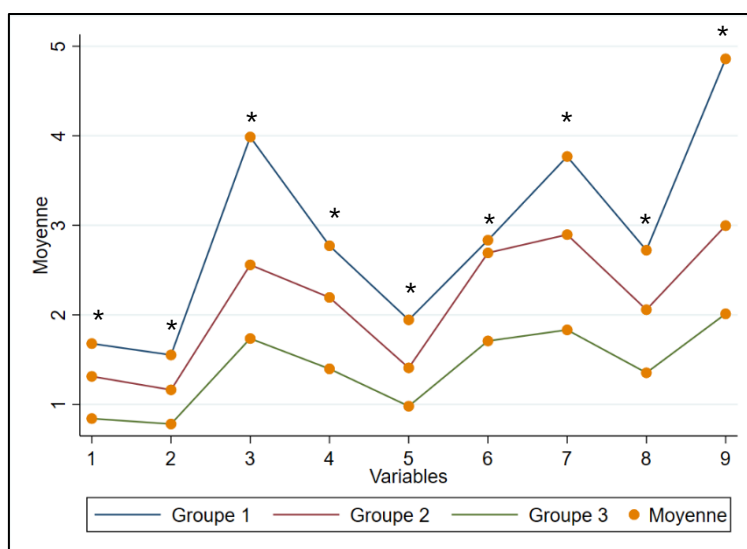


Figure 17 : Synthèse des comparaisons des RMSD entre les clusters

- 1 Inclinaison du pelvis
- 2 Obliquité du pelvis
- 3 Rotation du pelvis
- 4 Flexion de hanche
- 5 Abduction de hanche
- 6 Rotation de hanche
- 7 Flexion de genou
- 8 Flexion de cheville
- 9 Angle de progression du pied

* pour $p < 0.001$

Démographiques

Les comparaisons des données démographiques montrent que le groupe 1 a une proportion plus grande de GMFCS 2 (38.60%) et GMFCS 3 (7.02%) par rapport aux deux autres groupes. La moyenne d'âge est plus petite dans le groupe 1 (9.31 ± 3.51) par rapport aux deux autres groupes. La progression du GMFCS et de l'âge dans les groupes semble indiquer qu'ils sont des facteurs influençant la variabilité de la marche (Tableau 16).

Tableau 16 : Comparaisons démographiques entre les clusters ; * pour $p < 0.05$

	Groupe 1	Groupe 2	Groupe 3	Valeur p test statistique
GMFCS				n(%)
GMFCS 1	31 (54.39%)	78 (73.58%)	97 (88.18%)	0.000 Chi2
GMFCS 2	22 (38.60%)	25 (23.58%)	12 (10.91%)	
GMFCS 3	4 (7.02%)	3 (2.83%)	1 (0.91%)	
Sexe				n(%)
Femme	24 (42.11%)	46 (43.40%)	41 (37.27%)	0.654
Homme	33 (57.89%)	60 (56.60%)	69 (62.73%)	Chi2
Âge				moyenne ($\pm$SD)
	9.31 ($\pm$ 3.51)	10.85 ($\pm$ 4.22)	15.17 ($\pm$ 4.42)	0.0001* Kruskal-Wallis
BMI				moyenne ($\pm$SD)
Normal	15 (29.41%)	35 (35.71%)	38 (43.18%)	0.03* Chi2
Obèse	8 (15.69%)	22 (22.45%)	18 (20.45%)	
Surpoids	12 (23.53%)	18 (18.37%)	24 (27.27%)	
Sous-poids	16 (31.37%)	23 (23.47%)	8 (9.09%)	

Cependant, comme pour la comparaison des scores RMSD la tendance semble identique. Le groupe considéré comme le plus variable (Groupe 1) est le groupe avec la moyenne d'âge et la proportion de GMFCS la plus faible. Inversement, le groupe avec le moins de variabilité (Groupe 3) est le groupe avec la moyenne d'âge et la proportion de GMFCS la plus haute. Ces constatations montrent que, comme les scores RMSD, l'âge et le score GMFCS évoluent en même temps que la variabilité.

En vue des résultats obtenus montrant une forme de linéarité entre les résultats des groupes, l'analyse de cluster ne semble pas la plus adéquate. C'est pourquoi elle est stoppée sans analyse des scores composés moyens. La variabilité du membre inférieur à la marche est donc considérée comme un score global et représentée par la GaitSD (22).

VIII. Distribution des résidus des modèles de régression multiple

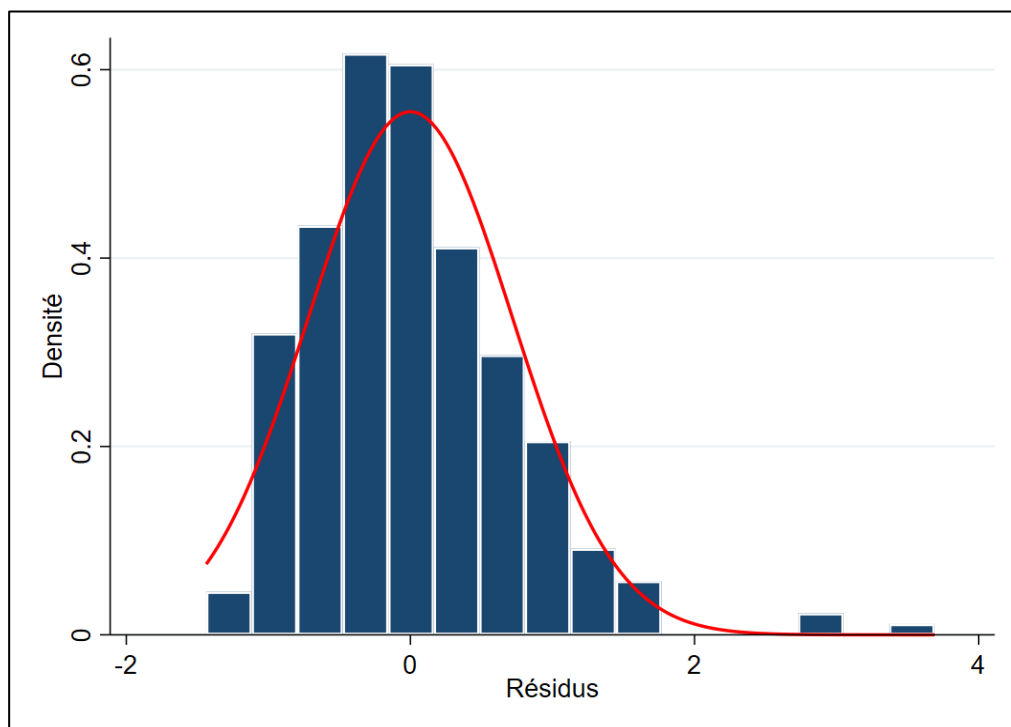


Figure 18 : Distribution des résidus du modèle corrigé par l'âge et incluant les scores composés moyens par articulation

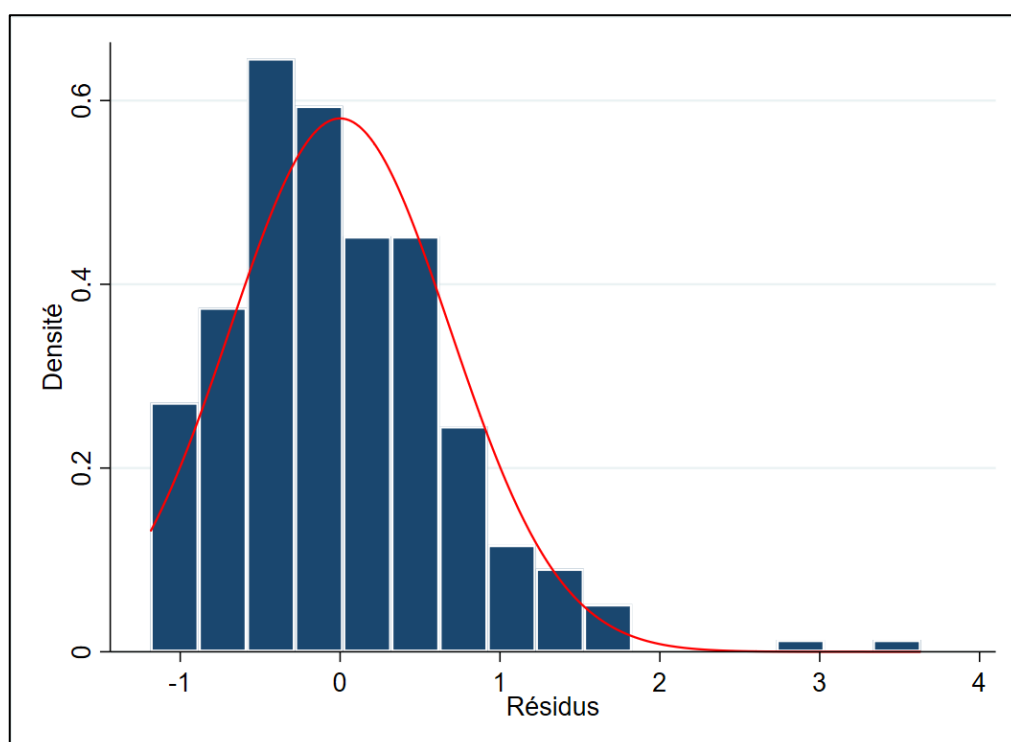


Figure 19 : Distribution des résidus du modèle corrigé par l'âge et incluant les scores composés moyens par type d'atteintes cliniques