



HAL
open science

Vers une automatisation de la classification des troubles de la gestuelle des membres supérieurs dus à une paralysie cérébrale pour une population pédiatrique

Julie Rozaire

► To cite this version:

Julie Rozaire. Vers une automatisation de la classification des troubles de la gestuelle des membres supérieurs dus à une paralysie cérébrale pour une population pédiatrique. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2025. Français. ⟨NNT : 2025LYO10082⟩. ⟨tel-05219262⟩

HAL Id: tel-05219262

<https://theses.hal.science/tel-05219262v1>

Submitted on 22 Aug 2025

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0 - Attribution - Non-commercial use - No Derivative Works - International License

**THESE de DOCTORAT DE
L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1**

**École Doctorale N° 162
Mécanique Énergétique Génie Civil Acoustique (MEGA)**

Discipline : Biomécanique

Soutenue publiquement le 11/06/2025, par :
Julie ROZAIRE

**Vers une automatisation de la classification des troubles de
la gestuelle des membres supérieurs dus à une paralysie
cérébrale pour une population pédiatrique**

Devant le jury composé de :

ROGOWSKI, Isabelle	Professeure des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1	Présidente du Jury
GROSS, Raphaël	Professeur des Universités - Praticien Hospitalier au sein de la Faculté de Médecine de Nantes et du Centre Hospitalier Universitaire de Nantes	Rapporteur
SANGEUX, Morgan	Responsable de laboratoire recherche, Université de Bâle	Rapporteur
BEGON, Mickaël	Professeur des Universités, Université de Montréal	Examineur
DUPREY, Sonia	Maîtresse de Conférences, Université Claude Bernard Lyon 1	Directrice de thèse
CHALEAT-VALAYER, Emmanuelle	Médecin Cheffe de service Centre Médico Chirurgical de Réadaptation les Massues Croix-Rouge française	Examinatrice
NAAIM, Alexandre	Ingénieur de recherche, Université Claude Bernard Lyon 1	Invité

REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements vont bien sûr à l'ensemble des enfants qui ont accepté de m'aider dans ce travail de thèse. Les loulous et les louloutes, merci de m'avoir donné de votre temps, de m'avoir laissé vous couvrir de marqueurs et de questions (même si vous n'aviez pas toujours de couleur préférée). Merci de vous être prêté au jeu de la recherche et surtout merci pour votre exigence qui nous pousse à penser des évaluations toujours plus agréables dont vous êtes le sujet et jamais l'objet. Merci également à vos familles pour leur temps et leur intérêt. Ce travail de thèse n'existe que grâce à vous et pour vous.

Merci aux ergothérapeutes du Centre des Massues et du CHU Sainte Justine, pour leur aide dans le recrutement, leur temps, leur gentillesse et pour m'avoir ouvert la porte de la performance ; j'ai beaucoup appris à vos côtés.

Je tiens à remercier l'ensemble des membres du jury, Pr. Isabelle ROGOWSKI, Pr. Raphaël GROSS, Pr. Mickaël BEGON et Dr Morgan SANGEUX. Merci de m'avoir accordé de votre temps pour la relecture et l'évaluation de ce travail.

Un très grand merci à mes encadrant-es de thèse, Dr. Sonia DUPREY, Dr. Emmanuelle CHALEAT-VALAYER et Dr. Alexandre NAAIM pour leur mentorat. La genèse de cette thèse n'a pas été un long fleuve tranquille et je ne me serais certainement pas autant accrochée si ce n'était pas pour travailler à vos côtés.

Dr CHALEAT, j'ai pris l'habitude de dire que j'avais la meilleure thèse du monde. Déjà parce qu'elle était accueillie directement par un hôpital, mais surtout car je connais peu de doctorant-es qui ont la chance d'être autant en contact avec leurs encadrant-es clinicien-nes. Un grand merci pour votre disponibilité et pour votre pédagogie, mais aussi pour votre énergie débordante et votre bienveillance pendant ces 3 ans.

Sonia, merci de m'avoir dit très tôt que la recherche c'était de « la résilience », nous en aurons eu la preuve jusqu'à très tard dans cette thèse. Merci aussi pour ta disponibilité à des horaires quasi Montréalais qui nous a permis de tenir les délais sur la fin de rédaction et pour avoir toujours su me redonner le cap quand je naviguais à vue.

Alexandre ! Que dire ? Ou plutôt que dire en moins de 10 pages ? Merci d'avoir toujours placé cette thèse sous le signe de la collaboration, d'avoir été une oreille attentive lors de mes phases de doutes mensuelles et de mes bêtises hebdomadaires, merci pour les belles valeurs de recherche que tu portes et l'énergie que tu déploies pour les partager à tous ceux et celles qui ont la chance de croiser ta route. C'est la fin d'un joli chapitre pour mieux commencer une nouvelle collaboration...
cher collègue !

Merci mes encadrant-es de thèse bis, toujours en première ligne du soutien moral et de l'accompagnement quotidien, Dr Hovannes AGOPYAN, Mme Audrey COMBEY et Mme Rachel BARD-PONDARRE. Merci Hovannes pour ta gentillesse, ton soutien et pour m'avoir donné une place d'ingénieure plus que d'étudiante dans l'établissement. Ce furent 3 belles années de

collaboration et le meilleur nous attends. Merci Tata Audrey et Tata Rachel de me prêter vos lunettes pour voir la vie couleur ergothérapie. Merci pour toute votre aide dans les inclusions, l'analyse et la réflexion de ce projet de thèse et merci d'être de si bonnes comparses de bêtises et jeu.

Merci à MM Dominique BARDOU et Franck ZANIBELLATO, directeurs successifs du Centre des Massues. Au premier pour m'avoir permis d'entrer dans ce bien bel hôpital et au second de m'avoir donné la possibilité d'y rester. Merci également à l'ensemble du personnel et plus particulièrement à toute l'équipe de l'hôpital de jour pour leur bonne humeur et leur accueil. Merci à Fabienne d'être un rayon de soleil.

Un très grand merci à l'entreprise TRINOMA et tout particulièrement à son directeur M. Nicolas LONG pour leur soutien à cette thèse et leur partenariat précieux avec le centre des Massues.

Un immense merci à David MITTON et à l'ensemble du Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs. Merci d'être un environnement incroyable de formation au savoir-faire et de savoir être. Merci à Amélie et à Patricia de lever les embûches administratives de nos chemins, à l'équipe technique pour toutes leur aide lors de mon stage et leur excellent café et aux chercheur·ses pour leurs conseils et leurs anecdotes de salle café. Merci à « mes » stagiaires Lila et Margaux pour leur aide sur l'étude IMPACT².

Je n'oublie pas bien sûr le volet canadien de cette thèse. Un grand merci au Pr. Mickaël BEGON, au Dr. Yosra CHERNI, au Pr. Nicola HAGEMEISTER pour leur accueil et leurs contributions au projet ARGOS ainsi qu'à l'ensemble des membres du laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement, du Centre de Réadaptation Marie Enfant et du Laboratoire d'Innovation Ouverte pour leur gentillesse. Merci également à mes colocataires d'outre atlantique, Nicola & Jade, qui m'ont chouchouté dans une période de rédaction « intense » et contribué à faire de cette parenthèse canadienne une aventure incroyable.

Merci aux doctorant·es (et bien sûr aux ex-doctorant·es, mesdames et messieurs les déjà-docteur·es) pour avoir été les compagnons/compagnes des moments de stress, des moments de joies, des déambulations militantes comme de la pratique de la zythologie en amateur·ices. Un merci plus particulier au *NewBalance crew* et au *Bureau 292* pour leur soutien et toutes nos discussions des temps difficiles, mais aussi celle des temps plus lumineux.

Merci à ma famille, ainsi qu'à ma belle-famille... en somme merci à ma très belle famille et à mes ami·es pour leur soutien et leurs encouragements jusque dans la dernière ligne droite.

À mes colocataires chéris, les hommes et la Marta de ma vie, qui illuminent mon quotidien.

À Antoine, ma lune, pour à peu près tout, et plus.

« Toutes les bonnes choses ont une fin, sauf la banane qui en a deux ! »

- Au service de la France -

RESUME

Vers une automatisation de la classification des troubles de la gestuelle des membres supérieurs dus à une paralysie cérébrale pour une population pédiatrique

L'objectif de cette thèse est de développer une évaluation quantifiée du mouvement des membres supérieurs chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, en complément des évaluations cliniques existantes.

Une revue systématique de la littérature a permis de mettre en évidence les limites des protocoles existants. Cette analyse a permis d'identifier les paramètres disponibles et de centrer la recherche sur l'instrumentation d'évaluations de la performance bimanuelle, au sens de la Classification Internationale de la Fonction, du Handicap et de la Santé (OMS 2001), telles que l'Assisting Hand Assessment (AHA) (Krumlinde-Sundholm et al. 2007)

Une première étude, menée au Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation (CMCR) les Massues Croix-Rouge française (Lyon), a évalué l'impact de l'instrumentation sur le score clinique de l'AHA de 18 participant·es. Cette expérience a révélé l'absence d'impact de l'instrumentation sur le score de performance bimanuelle, tout en mettant en lumière les difficultés inhérentes à la réalisation de mesures avec marqueurs en clinique chez les jeunes enfants.

Cette étude a également constitué une première base de données de 7 participant·es pour la proposition d'une méthodologie dédiée à l'analyse quantifiée du mouvement (AQM) dans le cadre de l'AHA. A l'aide d'une approche de classification ascendante hiérarchique, ce travail exploratoire a permis d'identifier des paramètres pertinents grâce à l'analyse de la fonction angulaire et à une analyse transversale des tâches de l'AHA. Ceci ouvre des perspectives pour l'identification de profils pathologiques.

Pour compléter cette étude, une seconde investigation a été menée au CHU Sainte-Justine (Montréal). Celle-ci a permis de contextualiser les mesures cinématiques de la performance par des mesures cinématiques de capacité d'amplitude articulaire active. Elle a également permis de comparer sur ces deux plans 5 participant·es pathologiques à 5 participant·es au développement typique. Cette étude constitue une première approche d'une AQM clinique intégrant à la fois les aspects de capacité et de performance.

Mots-clés : analyse quantifiée du mouvement, paralysie cérébrale, pédiatrie, performance

ABSTRACT

Towards an automation of the classification of upper limbs movement disorders due to cerebral palsy for a paediatric population

The objective of this thesis is to develop a quantified assessment of upper limb movement in children with cerebral palsy, as a complement to existing clinical assessments. A systematic literature review highlighted the limitations of existing protocols. This analysis made it possible to identify the available parameters and to focus the research on the instrumentation of bimanual performance assessments, according to the International Classification of Functioning, Disability and Health (WHO 2001), such as the Assisting Hand Assessment (AHA) (Krumlinde-Sundholm et al. 2007).

A first study, conducted at the Centre Medico-Chirurgical de Réadaptation (CMCR) des Massues Croix-rouge française (Lyon), evaluated the impact of instrumentation on the clinical AHA score of 18 participants. This experiment revealed the absence of impact of the instrumentation on the bimanual performance score, while highlighting the inherent difficulties in carrying out measurements with markers in a clinical setting with young children. This study also constituted an initial database of 7 participants for the proposal of a methodology dedicated to the quantified analysis of movement (QMA) within the framework of the AHA.

Using a hierarchical ascending classification approach, this exploratory work made it possible to identify relevant parameters through the analysis of angular function and a cross-sectional analysis of the AHA tasks. This opens up perspectives for the identification of pathological profiles.

To complement this study, a second investigation was conducted at CHU Sainte-Justine (Montreal). This made it possible to contextualize the kinematic measurements of performance with kinematic measurements of active joint range of motion capacity. It also made it possible to compare 5 pathological participants with 5 typically developing participants on these two aspects. This study constitutes a first approach to a clinical quantitative movement analysis integrating both capacity and performance aspects.

Keywords : quantified motion analysis, cerebral palsy, paediatric, performance

INFORMATIONS SUR LE LABORATOIRE

Le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC UMR_T9406) est une unité mixte de recherche entre l'Université Gustave Eiffel et l'Université Claude Bernard Lyon 1.

Le LBMC est composé de plus de 80 membres (45 permanent-es, environ 30 doctorant-es et 10 CDD et post-doctorant-es) auxquels s'ajoutent une vingtaine de stagiaires accueilli-es chaque année. Les compétences des membres du LBMC sont multiples : biomécanique des chocs, mécanique des structures, incertitudes, biomécanique des tissus, anatomie et chirurgie, ergonomie physique, biomécanique du mouvement, biomécanique musculosquelettique.

En lien avec des défis sociétaux, le LBMC conduit des recherches, selon deux thèmes :

- Faciliter les déplacements (véhicules automatisés, autonomie des déplacements)
- Maintenir le corps en bonne santé (maintien des capacités fonctionnelles, l'implant dans son environnement).

Formation associée : Master Biomécanique - Université Claude Bernard Lyon 1

Adresse : 25 avenue François Mitterrand, case 24, 69 675 Bron Cedex 69675 Lyon

LISTE DES ABREVIATIONS

AHA	Assisting Hand Assessment
APS	Arm Profil Score
AQM	Analyse Quantifiée du Mouvement
AVC	Accident Vasculaire Cérébrale
AVS	Arm Variable Score
BADS	Barry-Albright Dystonia Scale
BoHA	Both Hand Assessment
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CIF	Classification Internationale de la Fonction du Handicap et de la Santé
CMCR	Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation
DIS	Dystonia Impairment Scale
GMFCS	Gross Motor Function Scale
MACS	Manual Ability Classification Scale
MAS	Modified Ashworth Scale
PC	Paralysie Cérébrale (<i>Cerebral Palsy</i>)
TD	Développement Typique (<i>Typical Development</i>)

TABLE DES MATIERES

Remerciements	3
Résumé.....	5
Abstract	7
Informations sur le laboratoire.....	9
Liste des abréviations	11
Table des matières.....	13
Introduction.....	17
CHAPITRE I CONTEXTE CLINIQUE.....	19
1 La paralysie cérébrale	21
2 Prise en charge de la paralysie cérébrale.....	32
3 L'analyse quantifiée du mouvement en clinique	41
4 Discussion.....	45
CHAPITRE II REVUE SYSTEMATIQUE DE LA LITTERATURE	47
1 Introduction	49
2 Méthodes.....	50
3 Processus d'inclusion	56
4 Les outils de mesure	59
5 Population étudiée.....	67
6 Types de tâches étudiées	71
7 Paramètres mesurés.....	76
8 Discussion.....	82
9 Enonce des Objectifs de la Thèse.....	85
CHAPITRE III IMPACT DE L'ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT SUR L'EVALUATION DE LA PERFORMANCE	87
1 Introduction	89
2 Matériels et méthodes.....	91
3 Résultats	97
4 Discussion.....	100
CHAPITRE IV ÉVALUATION CINÉMATIQUE DE LA PERFORMANCE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE : ÉTUDE EXPLORATOIRE SUR 7 PARTICIPANT·ES.....	106

1	Introduction	108
2	Matériels et méthodes.....	111
A	– Analyse globale de l’AHA	118
1	Méthodes spécifiques à l’analyse globale de l’AHA	118
2	Résultats	122
B	– Analyse transversale des tâches de l’AHA	138
1	Méthodes.....	138
2	Résultats	142
3	Discussion.....	158
CHAPITRE V CAPACITÉ ET PERFORMANCE DES MEMBRES SUPÉRIEURS CHEZ UNE POPULATION PÉDIATRIQUE ASYMPTOMATIQUE ET ATTEINTE DE PARALYSIE CÉRÉBRALE.....		162
1	Introduction	164
2	Méthodes.....	165
A	– Comparaison capacité-performance	169
1	Traitement des données.....	169
2	Résultats	171
3	Etude A - Synthèse intermédiaire.....	181
B	– Analyse par classification ascendante hiérarchique.....	183
4	Traitement des données.....	183
5	Résultats	185
6	Etude B - Synthèse intermédiaire	194
7	Discussion.....	196
Conclusion		200
Communications associées.....		204
Références bibliographiques		206
Liste des figures.....		221
Liste des tableaux.....		226
ANNEXES		230
ANNEXE 1 : Chapitre III - Caractéristiques démographiques de la population		232
ANNEXE 2 : Chapitre IV - Liste des binômes de paramètres corrélés lors de l’étude par classification ascendante hiérarchique		233
ANNEXE 3 : Chapitre IV - Méthode d’extraction de l’atteinte controlatérale.....		236

ANNEXE 4 : Chapitre V - Tâche d'atteinte controlatérale	237
ANNEXE 5 : Chapitre V - Tâche de la bouteille	239
ANNEXE 6 : Chapitre V - Tâche du chapeau	241
ANNEXE 7 : Chapitre V - Tâche des cymbales.....	243
ANNEXE 8 : Chapitre V - Paramètres corrélés lors de l'étude de réduction de paramètres.....	245

INTRODUCTION

La paralysie cérébrale est la déficience motrice la plus fréquente chez l'enfant (Graham et al. 2016). Elle résulte d'une lésion non progressive survenue durant les périodes pré-, péri- ou postnatales. Ce terme générique recouvre une population hétérogène de patient·es dont les troubles diffèrent en sévérité et en présentation clinique. Bien que la lésion cérébrale à l'origine de la parésie d'un ou plusieurs membres ne soit pas évolutive, les déficiences fonctionnelles qui en découlent se modifient au cours du temps, en particulier durant la croissance. Cette évolution souligne l'importance d'évaluations régulières tout au long de la vie des personnes atteintes de paralysie cérébrale.

Afin d'appréhender la complexité de la paralysie cérébrale et d'évaluer la fonctionnalité des patient·es à travers les concepts de la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (OMS 2001), les clinicien·nes et les chercheur·euses disposent de nombreux outils, échelles et classifications. Cependant, les outils d'évaluation actuellement disponibles sont observationnels ou reposent sur l'évaluation de vidéo *a posteriori* (Bourke-Taylor 2007; Krumlinde-Sundholm et al. 2007; Mathiowetz et al. 1985). Ils sont donc limités quant au nombre et au type de paramètres quantitatifs qui peuvent être observés à l'œil nu. Le premier chapitre de ce manuscrit vise à établir le contexte associé à l'évaluation et à la prise en charge de la paralysie cérébrale des membres supérieurs.

Pour les membres inférieurs, l'analyse quantifiée du mouvement (AQM) a significativement amélioré la prise en charge des patient·es atteints de paralysie cérébrale, notamment grâce à l'analyse de la marche et au développement de chirurgies dites « multi-sites » (P. A. DeLuca et al. 1997; Wren et al. 2020; 2011). Bien que les bénéfices de l'AQM puissent potentiellement s'étendre aux membres supérieurs, les protocoles issus de la littérature peinent encore à être intégrés dans la pratique clinique courante. Selon une récente enquête internationale (Philp, Freeman, et Stewart 2022), les principaux obstacles à cette adoption sont le manque de protocoles

de référence, de financement et de besoins cliniques clairement identifiés. Le deuxième chapitre présente une revue systématique de la littérature menée afin de comprendre pourquoi les protocoles existants ne sont pas devenus des références cliniques et de proposer des recommandations pour améliorer leur pertinence et leur utilité clinique, en particulier pour une population pédiatrique.

La plupart des activités de la vie quotidienne sont bimanuelles (Bailey, Klaesner, et Lang 2015; Lee et al. 2019; Pan et al. 2020). Aussi l'Assisting Hand Assessment (AHA) est une évaluation clinique de la performance qui évalue l'implication du côté assistant chez les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale dans des scénarios bimanuels ludiques. C'est un outil validé et largement utilisé en clinique et dans la littérature. Bien que Beani *et al.* (2019) aient instrumenté l'AHA à l'aide d'accéléromètres pour quantifier l'asymétrie d'utilisation des membres supérieurs chez des patient-es hémiplegiques, aucune étude ne s'est encore intéressée à son analyse cinématique. Ainsi, la réalisation d'une AQM en parallèle de l'AHA permettrait de quantifier la cinématique lors de tâches de performance bimanuelles, c'est-à-dire de tâches impliquant l'utilisation spontanée du membre atteint dans des tâches requérant les deux mains. Le troisième chapitre de ce mémoire présente une étude menée au Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation (CMCR) des Massues à Lyon, explorant la faisabilité de l'instrumentation de l'AHA par AQM et évaluant l'impact potentiel de cette instrumentation sur le score de performance bimanuelle.

L'analyse du mouvement centrée sur l'activité de l'AHA se heurte toutefois à une difficulté notable : comment étudier des tâches non standardisées et non cycliques ? Pour y répondre, le quatrième chapitre propose une étude exploratoire utilisant la classification ascendante hiérarchique afin de comprendre le lien entre le niveau de fonction et les paramètres cinématiques dans des tâches de performance.

Dans la philosophie de la CIF, nous souhaitons proposer une nouvelle approche d'évaluation instrumentée des membres supérieurs. Cette approche combinerait des informations cinématiques de performance et des mesures de capacité, tout en contextualisant ces données par rapport à celles d'enfants au développement typique. C'est dans cette optique qu'une collaboration a été établie avec le CHU Sainte-Justine et l'Université de Montréal. Les résultats de cette collaboration sont présentés dans le cinquième chapitre de ce mémoire.

CHAPITRE I
CONTEXTE CLINIQUE

1 LA PARALYSIE CEREBRALE

La paralysie cérébrale (ou infirmité motrice cérébrale) est la déficience motrice la plus fréquente chez l'enfant (Graham et al. 2016). Elle est la conséquence d'une lésion pré, péri ou post natale non évolutive et s'accompagne le plus souvent de nombreux troubles associés tels que des troubles cognitifs, des troubles sensoriels ou des troubles de la communication et du langage. C'est un terme générique ; qui rassemble des patient-es dont les troubles diffèrent dans leur sévérité comme dans leur forme. Afin de rendre compte de la singularité des troubles exprimés par chaque patient-e et de rendre compte des difficultés rencontrées dans la vie de tous les jours, sa définition a fait l'objet d'une évolution constante depuis 50 ans. Cette section détaillera les étapes de cette évolution, la prévalence et l'étiologie de ce trouble ainsi que les différentes formes cliniques de la paralysie cérébrale.

1.1 Évolution de la définition

En 1957, Keith, Mackenzie et Polani ont proposé la première définition de la paralysie cérébrale dans leur ouvrage The Little Club (Keith, Mackenzie, et Polani 2008) en tant que « *trouble moteur persistant dû à une lésion non progressive sur un cerveau en développement* ». Cette définition inclut la caractéristique principale de la paralysie cérébrale : une lésion non évolutive survenue proche de la naissance ; par opposition aux enfants ayant connu un développement typique avant de connaître une lésion cérébrale.

Néanmoins, les cas regroupés par le terme paralysie cérébrale ne sont pas tous identiques en termes de symptômes et de causes. En 2005, un groupe international et pluridisciplinaire a formulé une définition de la paralysie cérébrale en lui reconnaissant ce rôle de terme générique : « *La paralysie cérébrale est un groupe de troubles permanents du développement de la posture et du mouvement, qui entraînent une limitation fonctionnelle motrice. Ces troubles sont attribués à des anomalies non évolutives survenues lors du développement cérébral fœtal et de l'enfant. Ils sont souvent associés à des troubles sensoriels sensitifs, cognitifs, de communication, des troubles épileptiques*

et des troubles orthopédiques secondaires » (Bax et al. 2005). Cette nouvelle définition reconnaît la diversité des symptômes et des déficiences associées à la paralysie cérébrale, qui ne se limite plus uniquement aux problèmes moteurs. En raison des différentes combinaisons de déficiences pouvant donc s'exprimer et du développement unique de chaque patient·e, certains articles choisissent depuis de parler de « troubles du spectre de la paralysie cérébrale », sur le modèle des troubles du spectre autistique (Shevell 2019).

En 2020, Chabrier *et al.* ont à nouveau proposé un élargissement de la définition en parlant d'un « *groupe de troubles permanents du développement de la posture et du mouvement, qui entraînent une limitation de l'activité et sont attribués à des perturbations non progressives du développement du cerveau du fœtus ou du nourrisson* » (Figure 1) (Chabrier et al. 2020). L'apparition de la notion d'activité dans cette définition est intéressante du point de vue de la prise en charge. La conséquence de la paralysie cérébrale n'est ainsi plus seulement des déficiences des fonctions et structures corporelles, pour lesquelles des interventions médicamenteuses ou chirurgicales sont nécessaires, mais aussi une limitation de l'activité pour laquelle les séjours de thérapie intensive sont également une solution (Gordon et al. 2007).

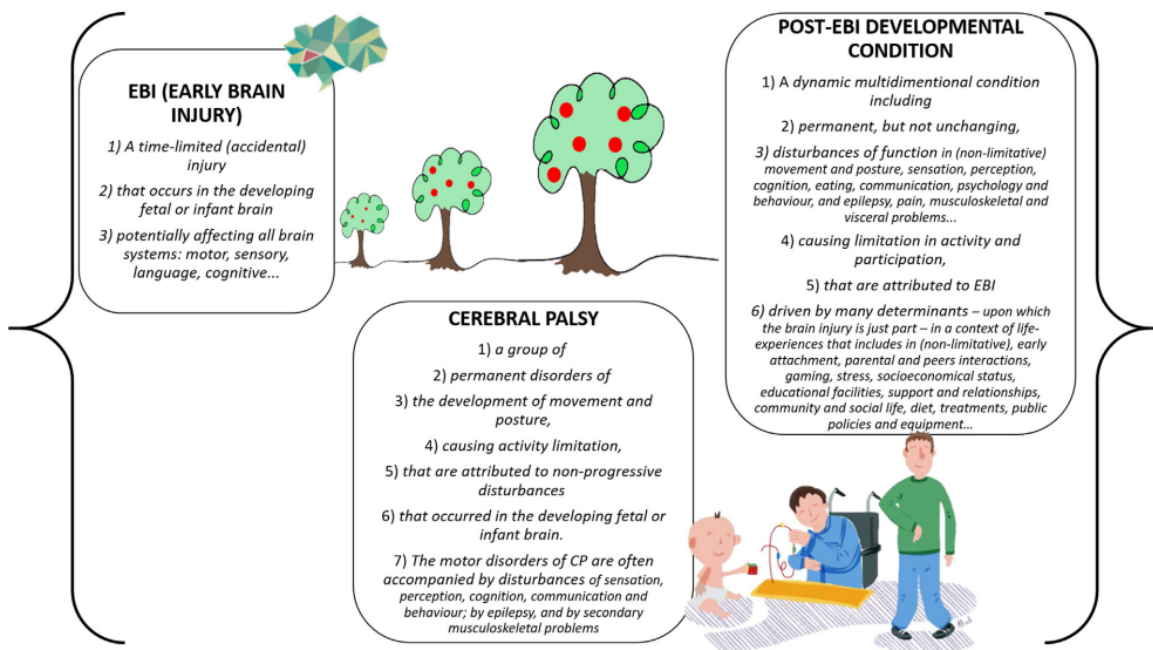


Figure 1. Lésions cérébrales précoces, paralysie cérébrale et troubles du développement post lésions cérébrales précoces : des entités liées mais distinctes. (Chabrier et al. 2020)

1.2 Principes de Gage

Bien que les lésions à l'origine de la paralysie cérébrale ne soient pas progressives, les déficiences fonctionnelles qui en résultent évoluent avec le temps. On distinguera ainsi ces aspects dans les différents types d'anomalies du mouvement susceptibles d'être développés par les patient-es (Gage et Novacheck 2001)

Les anomalies dites « primaires » sont les conséquences directes de la lésion du système nerveux central. Elles affectent principalement les muscles et leurs fonctions, avec une diminution de la sélectivité musculaire, l'apparition de contractions involontaires, des anomalies du tonus et des faiblesses musculaires. Les anomalies dites « secondaires » sont, elles, les conséquences des anomalies primaires. La croissance normale des os est conditionnée par les contraintes musculaires auxquelles ils sont soumis au cours de la croissance. Les anomalies du tonus musculaires sont alors à l'origine de vices architecturaux tels que des instabilités articulaires et des déformations osseuses importantes. Enfin, les anomalies « tertiaires » correspondent à l'ensemble des mécanismes posturaux compensatoires mis en place afin d'adapter le mouvement aux anomalies primaires et secondaires.

1.3 Prévalence et étiologie

La paralysie cérébrale concerne 17 millions de personnes à travers le monde (Graham et al. 2016). En France, la prévalence de la paralysie cérébrale en 2005 était d'environ 2 cas pour 1000 naissances, ce qui représente environ 1500 enfants sur les 700 000 naissances annuelles en France ou une naissance toutes les 6 heures (C. Cans 2005).

Les causes de la paralysie cérébrales sont multiples et inexplicées dans 30 % des cas (Himmelman et al. 2005). Les facteurs de risque peuvent être divisés en facteurs pré, péri ou postnataux. Les causes anténatales représentent 70 % des causes connues et comprennent des Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC), des infections materno-foetales, des hypoxies-ischémies causées par des complications placentaires, des malformations cérébrales ou des causes génétiques. Les causes

périnatales représentent 20 % des causes connues et regroupent les asphyxies périnatales, les AVC, les ictères sévères, les infections materno-fœtale et les causes génétiques. Les causes postnatales avant 2 ans représentent 10 % des causes connues et comprennent les hypoxies-ischémiques, les traumatismes, les AVC et les infections (HandiConnect.fr 07/22).

Depuis les années 80, le nombre d'enfants atteints de paralysie cérébrale a eu tendance à augmenter à l'échelle mondiale. Cette augmentation est attribuable aux avancées de la réanimation néonatale et donc à la baisse importante de la mortalité néonatale (Picard 2001). En revanche, dans les pays occidentaux depuis les années 90, la prévalence de la paralysie cérébrale a plutôt eu tendance à diminuer en raison d'une meilleure prise en charge des enfants prématurés. Par exemple, l'Australie qui comptait 2.1 cas pour 1000 naissances en 1995-1997 ne comptait plus que 1.4 cas pour 1000 naissances en 2010-2012 (Smithers-Sheedy et al. 2018).

1.4 Sous-types de la paralysie cérébrale

Les lésions cérébrales, en raison de leur taille et de leur emplacement, peuvent entraîner des troubles moteurs de formes différentes. Par conséquent, il est possible de catégoriser la paralysie cérébrale en différents sous types ; selon la forme du trouble moteur, la topologie de l'atteinte ou le niveau fonctionnel. Néanmoins, si ces classifications sont nécessaires pour penser la prise en charge, elles ne sont pour autant pas suffisantes pour présenter l'expression singulière de la paralysie cérébrale chez un individu.

1.4.1 Les sous-types d'atteintes motrices de la paralysie cérébrale

Les patient-es atteint-es de paralysie cérébrale peuvent tout d'abord être classé-es selon la forme du trouble du tonus d'après les définitions proposées par le groupe *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* (Figure 2) (Christine Cans 2007).

La paralysie cérébrale spastique

La paralysie cérébrale spastique est la forme la plus fréquente de paralysie cérébrale, elle représente 80 % des cas européens (Christine Cans 2007).

La spasticité est un trouble moteur caractérisé par une résistance involontaire et dépendante de la vitesse en réponse à un mouvement imposé (Lance 1980). Elle se manifeste par une hyperexcitabilité du réflexe myotatique, c'est-à-dire une contraction du muscle lorsqu'il est étiré à grande vitesse.

Cependant, si la spasticité est une caractéristique essentielle de la paralysie cérébrale spastique, elle n'est qu'un symptôme d'un syndrome plus large impliquant des anomalies hypokinétiques et hyperkinétiques d'origine à la fois musculaire et neuronale (J. Gracies et al. 2025). L'hyperactivité musculaire sensible à l'étirement comprend donc en effet la spasticité au sens stricte, mais également la dystonie spastique (activité musculaire tonique et involontaire au repos conduisant à des postures anormales durables) (Lorentzen et al. 2018) et la co-contraction spastique (contraction simultanée non désirée de muscles antagonistes pendant un mouvement volontaire) (J.-M. Gracies 2005). La lésion cérébrale entraîne par ailleurs de la parésie, définie comme le recrutement musculaire volontaire réduit ou la faiblesse musculaire, et la contraction des tissus mous en raison de la non-utilisation et du rétrécissement prolongé des muscles. (J.-M. Gracies 2005).

La paralysie cérébrale dyskinétique

La paralysie cérébrale dyskinétique est la deuxième forme la plus courante de paralysie cérébrale, elle touche environ 6 % de la population atteinte de paralysie cérébrale en Europe (Christine Cans 2007). Cette forme de paralysie cérébrale est caractérisée par des signes de dystonie et de choréo-athétose.

La dystonie se définit par des mouvements de torsion et des mouvements répétitifs, des postures anormales dues à des contractions musculaires soutenues et une hypertonie. La caractéristique électromyographique de la dystonie est la co-contraction des muscles agonistes et des antagonistes qui apparaissent généralement dans l'activité et, plus exceptionnellement, au repos (Vercueil 2003). Par rapport à la paralysie cérébrale spastique, où un examen sur table permet de déceler les signes de spasticité, la dystonie n'est donc observable que dans l'activité.

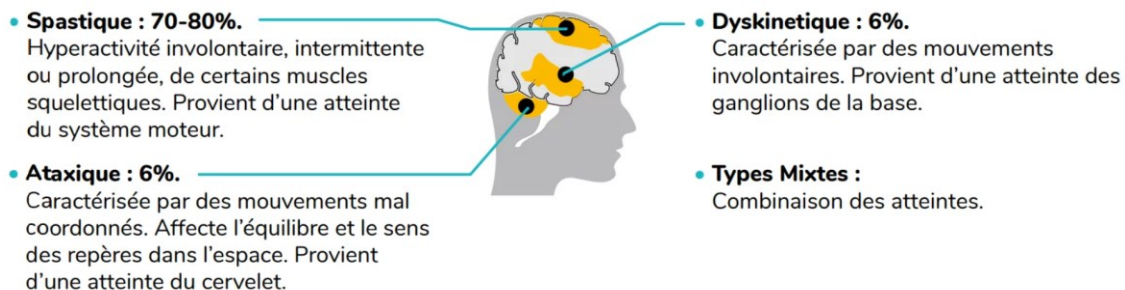
La choréo-athétose est caractérisée par une hyperkinésie (chorée, c'est-à-dire des mouvements involontaires, brusques et saccadés) alternée avec une hypokinésie (athétose, c'est-à-dire des mouvements lents, changeants et tordus).

La paralysie cérébrale ataxique

La paralysie cérébrale ataxique est une forme moins fréquente de paralysie cérébrale, elle représente environ 6 % de tous les cas de paralysie cérébrale en Europe (Christine Cans 2007). Les personnes atteintes de cette forme de paralysie cérébrale présentent des difficultés à coordonner leurs mouvements et à maintenir leur équilibre, ce qui peut entraîner des chutes fréquentes et des mouvements maladroits.

La paralysie cérébrale mixte

La paralysie cérébrale étant la conséquence de lésions cérébrales et ces lésions étant rarement limitées à une zone spécifique du cerveau, il est courant qu'un-e patient-e atteint-e de paralysie cérébrale ne puisse être limité-e à un seul type d'anomalie du mouvement. Des études ont d'ailleurs montré qu'entre 60 et 70 % des patient-es atteint-es de paralysie cérébrale spastique unilatérale présentaient également des signes de dystonie aux membres supérieurs et que 80 % d'entre eux présentaient de la dystonie aux membres inférieurs (Tedroff, Lidbeck, et Löwing 2022; Rice et al. 2017).



Adapté de : The Research Institute of the Cerebral Palsy Alliance in Australia. Created for World Cerebral Palsy Day.

Figure 2. Les types de paralysie cérébrale (Research Institute of the Cerebral Palsy Alliance, s. d.)

1.4.2 Les sous-types topologiques de la paralysie cérébrale

La localisation de la lésion au sein du cerveau a également des conséquences sur le nombre de membres touchés (Figure 3). Les paralysies cérébrales dites unilatérales regroupent à la fois les monoparésies où seul un membre, bras ou jambe, est atteint et les hémiparésies où le bras et la jambe d'un côté sont atteints. Les paralysies dites bilatérales rassemblent elles les diparésies, les triparésies et les quadriparésies qui touchent respectivement deux, trois ou quatre membres. Combinés, les différents types d'atteintes bilatérales représentent 60 % des cas de paralysies cérébrales spastiques (Smithers-Sheedy et al. 2018). La terminologie *parésie* est ici préférée à celle de *plégie* car le terme *plégie* désigne la perte totale de recrutement moteur quand celui de *parésie* désigne la perte partielle de recrutement moteur.

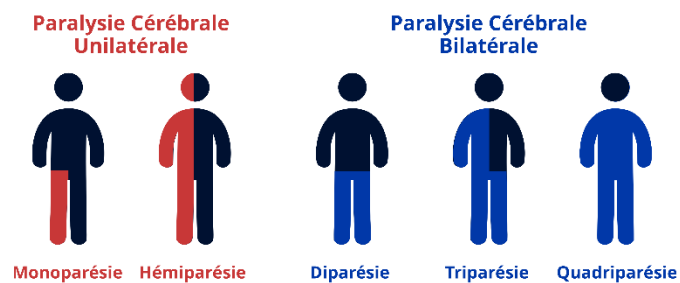


Figure 3. Description des paralysies cérébrales unilatérales et bilatérales

La topologie de l'atteinte a un impact sur l'activité et la participation sociale des patient-es, mais elle est également importante dans la hiérarchisation des traitements. Les traitements par injection de toxine botulique (une neurotoxine qui produit une dénervation et permet de diminuer la contraction musculaire) sont limités en nombre de doses en fonction du poids des patient-es. Lorsqu'un nombre important de muscles est touché, comme pour la triparésie, les médecins ne peuvent pas injecter l'ensemble des sites d'actions thérapeutiques identifiés. La conservation ou l'amélioration de la marche étant le plus souvent priorisée par les parents (Chiarello et al. 2010;

Brandão et al. 2015), les membres inférieurs sont injectés préférentiellement ; et ce au détriment des membres supérieurs et de leur fonction.

1.4.3 Les sous-types fonctionnels de la paralysie cérébrale

Le système de classification des aptitudes manuelles, ou *Manual Ability Classification System* (MACS), est un système de classification conçu pour décrire les aptitudes manuelles des personnes atteintes de paralysie cérébrale sur la base de l'utilisation qu'elles font elles-mêmes de leurs mains au cours de leurs activités quotidiennes (Eliasson et al. 2007). Cette classification a pour but de fournir aux professionnel·les de la santé et aux chercheur·euses un moyen normalisé de communiquer sur les capacités manuelles des personnes atteintes de paralysie cérébrale. Le MACS présente, comme la classification de la fonction motrice globale, ou *Gross Motor Classification System* (GMFCS, voir Figure 4) (Palisano et al. 2008), présente cinq niveaux allant du niveau I au niveau V.

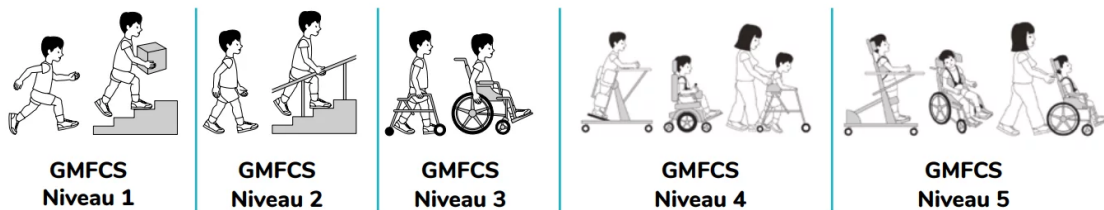


Figure 4. *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)*

Chaque niveau représente un degré différent d'aptitude manuelle ; le niveau I étant le plus fonctionnel et le niveau V (Tableau 1) celui nécessitant le plus l'assistance d'un tiers.

Il est important de noter que le MACS se concentre sur les capacités manuelles auto-initiées et ne prend pas en compte l'utilisation d'appareils d'assistance ou d'aide extérieure.

Tableau 1. Échelle Manual Ability Classification System (MACS) (Eliasson *et al.* 2007)

N°	Description
I	Manipule facilement les objets avec une efficacité fonctionnelle
II	Manipule la plupart des objets mais avec une certaine diminution de la qualité et/ou de la vitesse d'exécution
III	Manipule les objets avec difficulté et a besoin d'assistance pour se préparer ou pour modifier la manière d'agir
IV	Manipule une sélection limitée d'objets faciles à utiliser dans des situations adaptées
V	Ne manipule pas les objets en raison d'une habileté sévèrement limitée, même pour réaliser des actions les plus simples.

1.4.4 Schémas pathologiques des membres supérieurs

À l'instar des classifications des schémas de marche pour les membres inférieurs, qui établissent un lien direct entre les anomalies de la locomotion et les groupes musculaires impliqués (J. Rodda et Graham 2001), des classifications similaires ont émergé pour les membres supérieurs. Ces classifications permettent de décrire de manière synthétique les schémas pathologiques afin d'identifier des cibles thérapeutiques et de faciliter la communication entre les professionnels pour optimiser la prise en charge thérapeutique.

Aux membres supérieurs, Hefter *et al.* ont été les premiers à proposer une classification des schémas pathologiques chez les patient·es atteint·es d'AVC. Cette classification est basée sur les positions articulaires de l'épaule, du coude, de l'avant-bras et du poignet et se compose de 5 schémas (Figure 5) (Hefter *et al.* 2012).

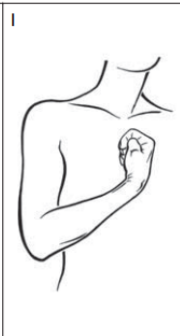
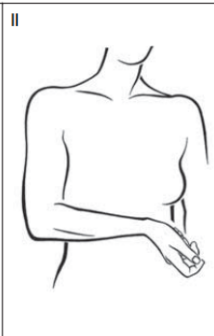
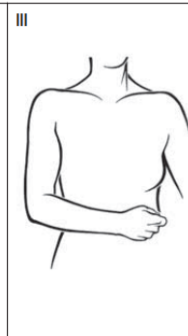

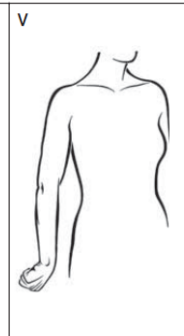
					
Shoulder	Internal rotation/ adduction	Internal rotation/ adduction	Internal rotation/ adduction	Internal rotation/ adduction	Internal rotation/ retroversion
Elbow	Flexion	Flexion	Flexion	Flexion	Extension
Forearm	Supination	Supination	Neutral	Pronation	Pronation
Wrist	Flexion	Extension	Neutral	Flexion	Flexion

Figure 5 - Classification des schémas spastiques aux membres supérieurs extrait de Hefter et al. (2012)

Dans le domaine de la paralysie cérébrale, Chaleat-Valayer *et al.* ont depuis proposé une classification similaire développée d’après une étude rétrospective sur 100 patient·es atteint·es de paralysie cérébrale spastique filmé·es au cours de tâches d’ambulation, d’activité controlatérale, de repos et de course. Ce travail a permis de mettre en évidence huit schémas pathologiques récurrents et de suggérer des groupes musculaires responsables de ces schémas (Chaleat-Valayer et al. 2017).

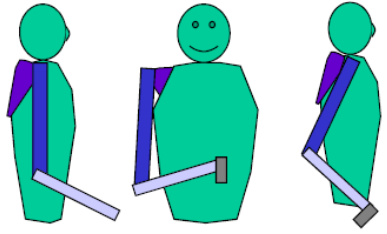
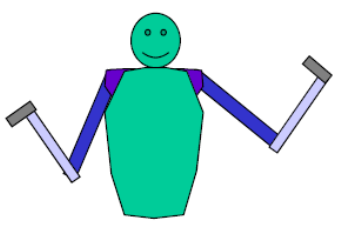
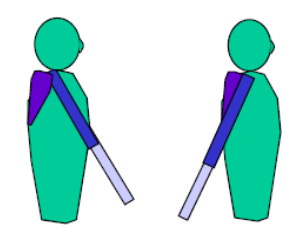








ELBOW FLEXION						ELBOW EXTENSION (+/- 20°)	
TYPE I : no external rotation			TYPE II : external rotation			TYPE III	
Elbow flexor pattern			Candelabra pattern			Elbow extension pattern	
Type I a	Type I b	Type I c	Type II a	Type II b	Type II c	Type III a	Type III b
Neutral shoulder rotation Without extension	Internal shoulder rotation Without extension	Shoulder extension and internal rotation	Forearm Pronation	Forearm Neutral	Forearm Supination	Shoulder flexion	Shoulder extension
			ABDuction very common			ABD / ADD variable	
							
Type I a <u>Hypertonia</u> Brachialis Biceps brachii Brachioradialis, Pronator teres ± Deltoidus	Type I b <u>Hypertonia</u> Pectoralis major Subscapularis Teres major Brachialis Biceps brachii Brachioradialis ± Pronator teres	Type I c <u>Hypertonia</u> Deltoidus posterior Teres major Latissimus dorsi Biceps brachii Triceps brachii Pronator teres	Type II a <u>Hypertonia</u> Deltoidus ± Pectoralis major Teres minor Infraspinatus Biceps brachii Brachialis Pronator teres	Type II b <u>Hypertonia</u> Deltoidus ± Pectoralis major Teres minor Infraspinatus Biceps brachii Brachioradialis	Type II c <u>Hypertonia</u> Deltoidus ± Pectoralis major Teres minor Infraspinatus Biceps brachii	Type III a <u>Hypertonia</u> Deltoidus anterior ± Deltoidus medialis Pectoralis major Triceps brachii Pronator teres	Type III b <u>Hypertonia</u> Deltoidus posterior ± Deltoidus medialis ± Latissimus Dorsi Triceps brachii Pronator teres
							

Figure 6 - Classification des schémas des membres supérieurs pour une population atteinte de paralysie cérébrale (Chaleat-Valayer et al. 2017)

2 PRISE EN CHARGE DE LA PARALYSIE CEREBRALE

La nature même de la paralysie cérébrale et de ses impacts sur le système neurologique et ostéoarticulaire nécessite un travail d'équipe transdisciplinaire, concerté avec les patient·es et/ou leurs aidant·es. Cette équipe transdisciplinaire se compose de kinésithérapeutes, d'ergothérapeutes de chirurgien·nes orthopédiques ou neurologiques. Elle est généralement coordonnée par un·e médecin spécialiste en médecine physique et réadaptation ou un·e neuropédiatre. Le projet de soin global sera partagé par les acteur·ices de l'hôpital, du médico-social, mais aussi de la ville.

Nous avons vu dans la section précédente que la paralysie cérébrale était une pathologie complexe, survenue dès le plus jeune âge, qu'il convient d'évaluer régulièrement au cours de la croissance afin de favoriser les progrès fonctionnels et prévenir les dégradations. Nous détaillerons dans cette section les principaux objectifs et outils de sa prise en charge dans un contexte hospitalier.

2.1 La Classification Internationale de la Fonction du Handicap et de la Santé

La Classification Internationale de la Fonction du Handicap et de la Santé (CIF) (Figure 7) propose d'établir un langage et un cadre universels et normalisés pour décrire la santé et les états liés à la santé (OMS 2001). Sa compréhension permet de mieux appréhender le lien entre les déficiences des fonctions organiques et structures anatomiques, les limitations d'activité et la participation sociale des individus.

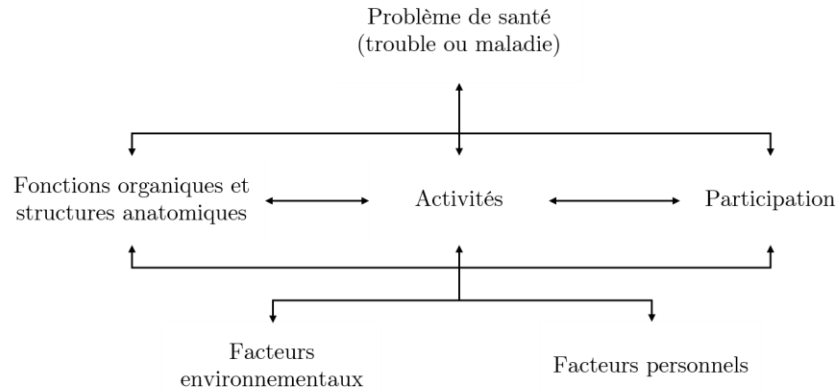


Figure 7. Diagramme des interactions entre les composantes de la Classification Internationale de la Fonction (OMS 2001)

2.1.1 Définitions

Les fonctions organiques désignent les fonctions physiologiques des systèmes organiques (y compris les fonctions psychologiques) et les structures anatomiques désignent les parties anatomiques du corps, telles que les organes, les membres et leurs composantes.

La notion d'activité désigne l'exécution d'une tâche ou le fait pour une personne de faire quelque chose et se décompose en deux concepts : la capacité et la performance. La capacité décrit l'aptitude d'un individu à exécuter une tâche ou une action. Ce concept représente le plus haut niveau de fonctionnement qu'une personne peut atteindre dans un domaine donné à un moment donné, alors que la performance décrit ce qu'un individu ferait spontanément dans son environnement. On notera que cette traduction littérale du mot anglais *performance* est en contradiction avec le sens de performance synonyme d'exploit et du meilleur résultat. Dans ce manuscrit, la notion de performance renverra toujours au sens de la CIF.

La participation signifie l'implication dans une situation de la vie réelle. Les restrictions de participation désignent les problèmes qu'une personne peut rencontrer pour s'impliquer dans une situation de la vie réelle.

Les facteurs contextuels représentent le cadre de vie d'une personne. Ils incluent les facteurs environnementaux et les facteurs personnels et peuvent avoir une influence positive ou négative sur la performance de la personne en tant que membre de la société, sur la capacité de la personne, ou sur une fonction organique ou une structure anatomique de cette personne. Les facteurs environnementaux constituent l'environnement physique et social dans lequel les gens vivent et mènent leur vie. Les facteurs personnels représentent le cadre de vie particulier d'une personne, composé de caractéristiques de la personne qui ne font pas partie d'un problème de santé ou d'un des états de la santé.

2.1.2 Interactions entre les composantes de la CIF

Pour résumer les différents éléments de la CIF et leurs interactions prenons l'exemple d'un enfant avec des difficultés à la supination du côté droit.

Cette difficulté est causée par le tonus musculaire excessif de ses muscles pronateurs et/ou la faiblesse de ses muscles supinateurs ; c'est une déficience de ses fonctions et structures anatomiques. Cette déficience entraîne des difficultés à tenir un plateau à deux mains ; c'est une limitation d'activité. Grâce à différentes interventions il récupère au fil des consultations de l'amplitude de mouvement qui lui permet, lors de mise en situations en consultation, de tenir un plateau (capacité). Mais il faudra encore du temps, de l'entraînement à la tâche et de la prise de confiance en sa force et son adresse pour porter un plateau dans la vie de tous les jours (performance) afin de manger à la cantine avec les autres enfants de son âge (participation).

Ce patient sera plus ou moins encouragé dans cette prise de compétence par des facteurs contextuels tels que la disponibilité de ses proches pour travailler cette tâche à la maison, la bienveillance des enfants de sa classe (facteurs environnementaux) ou l'éventuelle présence d'un autre trouble moteur ou cognitif (facteur personnel).

2.2 Outils d'évaluation cliniques

L'objectif d'un bilan clinique est de donner aux thérapeutes les clés pour comprendre les capacités à disposition d'un·e patient·e et les limitations sociales et fonctionnelles rencontrées par ce·tte patient·e dans son environnement afin de prendre des décisions quant à son orientation thérapeutique ; et ce dans un environnement clinique et un temps limité. Les conclusions de ce bilan permettront d'accompagner les patient·es dans leur développement personnel et fonctionnel, mais aussi d'anticiper de potentielles déformations osseuses qui sont induites par l'hypertonie musculaire et délétères pour la fonction.

La compréhension de l'activité d'un·e patient·e peut passer par des questionnaires à l'intention du/de la patient·e ou de ses aidant·es ou par de l'observation directe lors de l'examen. Les questionnaires et les outils d'émergence et de suivis d'objectifs patient·e-spécifiques tels que la Mesure Canadienne du Rendement Occupationnel (Law et al. 1990) ou la *Goal Attainment Scale* (Kiresuk et Sherman 1968) ne seront pas détaillés ici, bien que ces outils soient également des indicateurs validés de suivi de la fonction des patient·es. De plus, cette thèse s'intéressant aux anomalies du mouvement chez les patient·es atteint·es de paralysie cérébrale, les évaluations liées aux paramètres sensoriels, cognitifs ou de force ne seront pas étudiées dans ce manuscrit bien que ces aspects aient des conséquences sur le mouvement.

2.2.1 Évaluations des fonctions et structures corporelles

La première évaluation des fonctions et structures corporelles réalisée lors de l'examen clinique est la mesure des amplitudes articulaires passives grâce à un goniomètre. Cette information permet de quantifier la mobilité disponible chez un·e patient·e. Par ailleurs, les évaluations centrées sur les structures corporelles couramment employées dans le domaine de la paralysie cérébrale s'articulent autour de deux concepts majeurs évoqués plus haut : la spasticité et la dyskinésie.

Pour mesurer la spasticité, définie comme une augmentation du tonus musculaire, deux échelles principales sont privilégiées : les versions modifiées des échelles d'Ashworth (Bohannon et Smith 1987) ou de Tardieu (Boyd et Graham 1999). Ces échelles s'appuient sur le ressenti des clinicien·nes

lors de mobilisations passives d'une articulation à différentes vitesses afin de transcrire le niveau de résistance à l'étirement du groupe musculaire concerné.

Tableau 2. Échelle d'Ashworth modifiée (MAS) (Bohannon et Smith 1987)

Score	Caractéristiques
0	Pas d'augmentation du tonus
1	Légère augmentation du tonus avec sensation d'accrochage en fin de course
1+	Légère augmentation du tonus avec sensation d'accrochage en début de course
2	Augmentation importante du tonus durant toute la course mais le segment reste facilement mobilisable
3	Augmentation importante du tonus avec segment difficilement mobilisable
4	Rigidité segmentaire avec mouvements passif impossible

En ce qui concerne la dyskinésie, caractérisée par des mouvements involontaires, les échelles existantes tendent à mesurer la quantité et l'intensité de ces mouvements, que ce soit au repos ou lors d'une activité. Certaines échelles différencient la choréo-athétose de la dystonie (*Dyskinesia Impairment Scale*, DIS (Monbaliu et al. 2012)), tandis que d'autres se concentrent spécifiquement sur la dystonie (*Barry-Albright Dystonia Scale*, BADS (Barry, VanSwearingen, et Albright 2007)).

L'intérêt principal de ces évaluations réside dans leur capacité à identifier localement le problème et à quantifier son intensité, permettant ainsi un suivi de l'évolution des patient·es. Néanmoins, ces approches présentent certaines limites, notamment en raison de leur dépendance à la perception de l'évaluateur·ice ; tout particulièrement aux membres inférieurs (Meseguer-Henarejos et al. 2018).

2.2.2 Évaluations des activités

Les évaluations de l'activité (HAS 2021), visent à mesurer les limitations fonctionnelles des individus atteints de paralysie cérébrale, en s'intéressant à la fois aux capacités réelles et aux schémas moteurs mis en œuvre dans la vie quotidienne. Ces évaluations permettent d'objectiver les performances des patient·es et d'identifier les écarts entre ses capacités potentielles et son fonctionnement effectif.

Pour les enfants, parmi les outils d'évaluation de l'activité recommandés par la Haute Autorité de Santé, on retrouve le *Modified Melbourne Assessment* (MA2) et *Assisting Hand Assessment* (AHA) et ses variantes (HAS 2021).

La version modifiée du test de Melbourne (Bourke-Taylor 2007) évalue la capacité des patient·es en analysant l'amplitude des mouvements, la précision de l'atteinte et du placement, la dextérité de la saisie, du relâchement et de la manipulation, et la fluidité des mouvements des membres supérieurs chez les enfants atteints d'une déficience neurologique et âgés de 2.5 à 15 ans. Il consiste en une série de tâches unilatérales filmées sous différentes prises de vue évaluées au travers d'une liste d'éléments notés sur 3 (selon des niveaux de réussite spécifiques à chaque tâche).

Le AHA mesure la performance bimanuelle ; c'est-à-dire la quantité et la qualité d'utilisation de la main la plus atteinte lors d'activités bimanuelles. Le AHA est utilisé chez les enfants et adolescent·es âgé·es de 18 mois à 18 ans diagnostiqués d'une paralysie cérébrale unilatérale. Une version simplifiée existe pour les enfants de 8 à 18 mois (mini-AHA) et une version alternative existe pour les enfants présentant une paralysie cérébrale bilatérale et dotés d'une fonction manuelle correspondant aux niveaux MACS I à III (*Both Hands Assessment* ou BoHA (Elvrum et al. 2018)). Ces évaluations consistent en une session de jeu guidé de 20 minutes filmée et évaluée *a posteriori*. Par cohérence avec la terminologie de l'AHA, le terme « main assistante » désignera la main atteinte ou la main la plus atteinte chez les patient·es atteint·es de paralysie cérébrale et la main non préférée chez les enfants au développement typique. Le terme « main dominante » désignera quant à lui la main non atteinte, moins atteinte ou préférée.

Ces évaluations nécessitent l'achat d'un kit de jeu spécifique ainsi que la formation des thérapeutes pour garantir leur bonne utilisation. Leur intérêt principal réside dans leur capacité à démultiplier les situations d'observation, ce qui permet d'obtenir une représentation la plus complète possible des schémas moteurs mobilisés par les patient-es dans leur quotidien. Cependant, la quantité et le type d'informations observables à l'œil nu sont limités et la cotation de vidéo *a posteriori* peut s'avérer chronophage.

2.3 Traitements envisagés

Guidées par les évaluations cliniques, un large éventail d'options thérapeutiques peut être envisagé, supporté par différents niveaux de preuves scientifiques (Figure 8) (Novak et al. 2013; 2020).

Les interventions thérapeutiques se déclinent en plusieurs catégories, souvent combinées pour maximiser leur efficacité : promotion de l'activité, appareillage, solutions chirurgicales ou médicamenteuses.

La promotion de l'activité est un élément essentiel du développement des fonctions chez les patient-es atteint-es de paralysie cérébrale. Des programmes individualisés, axés sur la rééducation motrice, la physiothérapie et l'ergothérapie, sont conçus pour améliorer la fonction motrice, la coordination et l'indépendance (Saussez, Van Laethem, et Bleyenheuft 2018).

L'injection de toxine botulique de type A dans les muscles concernés est une option thérapeutique moins définitive et moins invasive que la chirurgie pour les problèmes de tonus et de spasticité (Chaléat-Valayer et al. 2011). La toxine botulique est une neurotoxine qui bloque l'influx nerveux entre le nerf et le muscle, entraînant ainsi une diminution du tonus musculaire. Les effets sont perceptibles entre 8 et 15 jours après l'injection et s'estompent progressivement entre 4 et 6 mois. Cependant, les patient-es nécessitant des injections dans plusieurs membres sont limités par le nombre de doses autorisées en fonction du poids. Certains muscles ou membres sont donc souvent privilégiés en fonction des objectifs fonctionnels des patient-es ou de la prévention des déformations orthopédiques.

Les approches chirurgicales courantes comprennent notamment les neurotomies qui consistent à sectionner un ou plusieurs nerfs afin de réduire la spasticité musculaire et d'améliorer la mobilité articulaire.

Le choix du traitement, ou de la combinaison de traitements, doit être adapté à chaque individu, en considérant la sévérité de sa paralysie, la spécificité de ses symptômes, ses objectifs fonctionnels et ses préférences personnelles. Cette évaluation est complexe, car elle requiert une analyse multidimensionnelle intégrant des aspects posturaux, cinématiques (performance et capacités actives et passives), et musculaires. Une approche à la fois qualitative et quantitative est nécessaire pour assurer un suivi longitudinal de la trajectoire du patient au fil de la croissance. Bien que les échelles d'évaluation clinique soient d'une grande utilité pour décrire qualitativement le niveau fonctionnel, il est également essentiel de disposer d'outils permettant d'objectiver et de quantifier la fonction de façon précise.

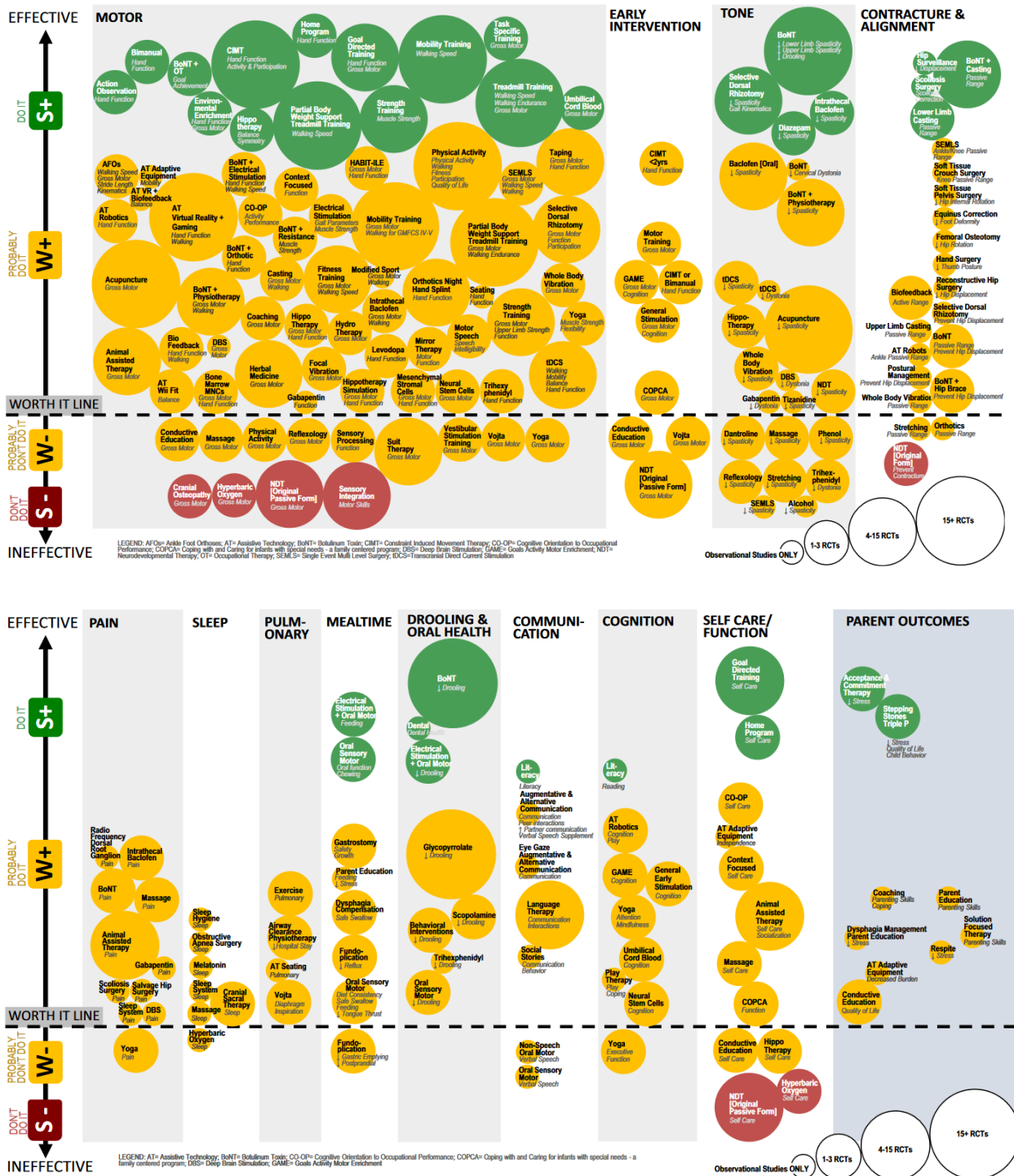


Figure 8. Niveau de preuve des interventions pour prévenir et traiter les conséquences de la paralysie cérébrale. En vert, les interventions avec un haut niveau de preuve d'efficacité, en rouge, les interventions avec un haut niveau de preuve d'inefficacité ou de préjudice et en jaune les interventions entre ces deux niveaux. (Novak et al. 2020)

3 L'ANALYSE QUANTIFIÉE DU MOUVEMENT EN CLINIQUE

3.1 Histoire et définition

En biomécanique, l'analyse quantifiée du mouvement (AQM) vise à recueillir des données quantitatives sur la mécanique du système musculosquelettique pendant l'exécution d'une tâche motrice (Cappozzo et al., 2005). Elle s'inscrit dans une longue tradition d'étude du mouvement, qui remonte aux travaux d'Etienne-Jules Marey à la fin du XIXe siècle sur la chronophotographie (Marey 1883); une technique photographique qui consiste à prendre une succession de photographies afin de décomposer chronologiquement les phases d'un mouvement dans le plan (Figure 9).

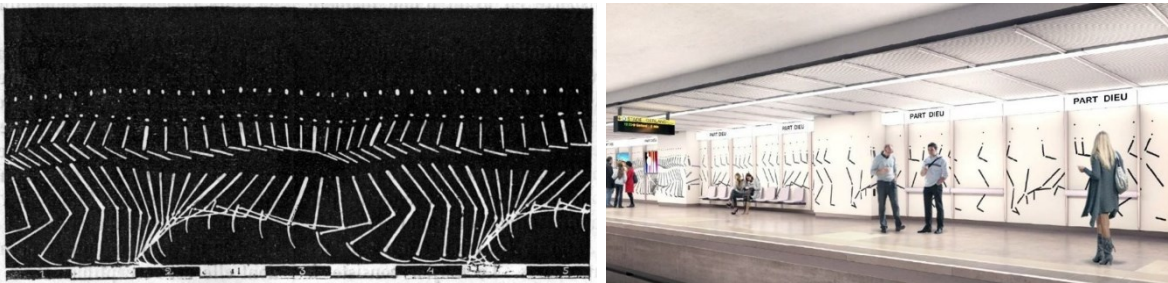


Figure 9. Chronophotographie de la course à pied (Marey 1882) et station de métro Part-Dieu Vivier-Merle (Lyon) © Sytral

3.2 L'analyse de la marche

L'AQM utilise aujourd'hui des instruments de mesures plus précis que la chronophotographie pour enregistrer le mouvement humain en trois dimensions cette fois (voir Chapitre II) et l'utilisation la plus répandue de l'AQM en clinique concerne l'analyse de la marche.

La marche est une tâche fondamentale de la vie quotidienne qui représente l'utilisation quotidienne des membres inférieurs et a donc été largement étudiée et décrite (Read et al. 2003; J. M. Rodda

et al. 2004; J. Rodda et Graham 2001). Son analyse, comme définie par l'acte médical NKQP003, consiste en une mesure de la cinématique articulaire de la marche sur une plateforme de force permettant ainsi de calculer les moments articulaires. Pour les clinicien·nes, c'est un outil important d'identification qui, combiné avec les informations recueillies lors de l'anamnèse et de l'examen clinique, permet une meilleure compréhension des troubles locomoteurs chez les patient·es atteint·es de paralysie cérébrale et donc du choix du traitement le plus approprié (Wren et al. 2020; 2011). L'amélioration diagnostique résultant de cette analyse a également favorisé le développement du concept de chirurgie dites « multi sites » où plusieurs gestes chirurgicaux sont réalisés en une seule fois. Cela a permis d'améliorer les résultats de ces interventions, mais également de diminuer leur nombre et la durée d'intervention et de réduire les couts médicaux (P. A. DeLuca et al. 1997; Simon 2004).

3.3 L'analyse du mouvement des membres supérieurs

3.3.1 Tâches réalisées par les membres supérieurs

Contrairement à la marche pour les membres inférieurs qui est une tâche cyclique et largement documentée, les tâches exécutées par les membres supérieurs englobent une gamme variée d'activités quotidiennes. Ces tâches sont rarement cycliques, asymétriques ou symétriques et peuvent s'appuyer sur la motricité fine, la coordination intra-membres supérieurs, différentes amplitudes angulaires ou niveaux de précision.

En outre, les membres supérieurs possèdent la particularité de pouvoir réaliser des tâches bimanuelles. La réalisation de ces tâches joue un rôle essentiel dans l'interaction avec l'environnement, car les performances d'un individu sont fortement influencées par sa capacité à utiliser simultanément ses deux mains (Sköld, Josephsson, et Eliasson 2004). En effet, une proportion importante des tâches quotidiennes implique l'utilisation simultanée des deux mains (Pan et al. 2020; Bailey, Klaesner, et Lang 2015; Lee et al. 2019). Mais la bimanualité est un terme vaste qui regroupe différents niveaux de difficulté d'exécution (Figure 10) (Kantak, Jax, et Wittenberg 2017).

Les actions bimanuelles peuvent en effet être distinguées selon leur symétrie ; les tâches asymétriques entraînant une difficulté supplémentaire pour les patient-es avec des syncinésies (qui ont besoin d'ouvrir une main pour ouvrir l'autre). Pour les tâches bimanuelles à but commun, il existe un dernier niveau de difficulté qui dépend du besoin ou non de synchroniser les mouvements des deux mains. Par exemple, la tâche « ouvrir un tiroir d'une main pour attraper un objet de l'autre » pourrait tout à fait être réalisée d'une seule main de façon séquentielle, alors que la tâche « ouvrir une bouteille d'eau » implique de stabiliser l'objet d'une main pour dévisser son bouchon de l'autre en coordonnant ses deux mains.

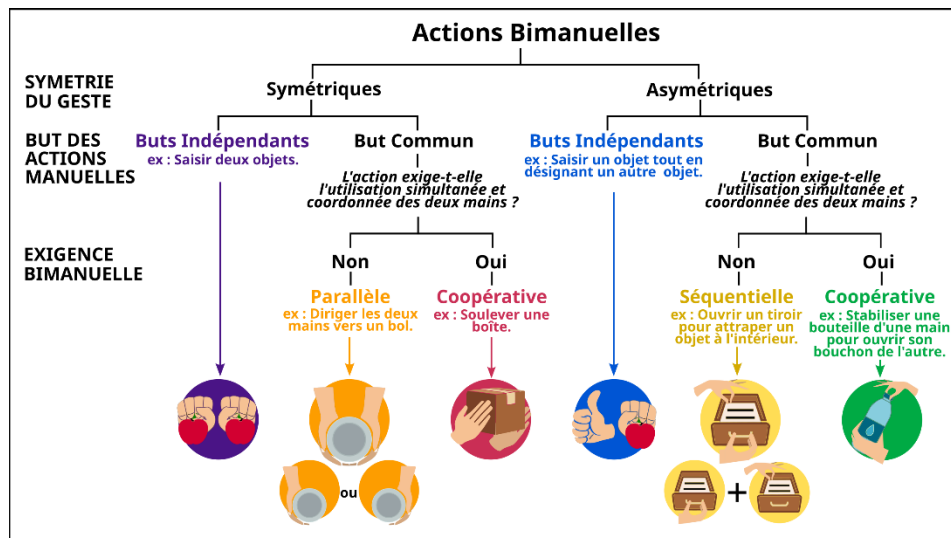


Figure 10. Classification des actions bimanuelles adaptée de Kantak et al. (2017)

3.3.2 Utilisation en milieu clinique

L'analyse de la marche s'est révélée être un outil précieux pour évaluer la paralysie cérébrale, fournissant des données objectives et quantitatives sur la fonction des membres inférieurs. Cependant, l'évaluation des mouvements des membres supérieurs dans la paralysie cérébrale représente un défi plus grand en raison de la nature complexe de ces mouvements. Les évaluations cliniques traditionnelles sont limitées, souvent subjectives et de portée restreinte, de sorte que les

avantages potentiels de l'analyse des mouvements dans l'évaluation clinique des membres supérieurs dans la paralysie cérébrale sont de plus en plus étudiés.

Cette thématique constitue un sujet de recherche d'importance majeure. Néanmoins, l'intégration de l'analyse du mouvement dans les pratiques cliniques pour l'évaluation des membres supérieurs dans le cadre de la paralysie cérébrale demeure restreinte. Une étude internationale récente a identifié plusieurs obstacles majeurs à l'adoption de cette méthode, notamment le manque de financement, l'absence de protocole de référence et la perception d'un manque de besoin clinique (Philp, Freeman, et Stewart 2022).

4 DISCUSSION

La paralysie cérébrale est le trouble moteur le plus fréquent chez l'enfant. Bien que les lésions à l'origine de la parésie d'un ou des membres ne soient pas progressives, les déficiences fonctionnelles résultant de ces lésions évoluent, elles, au fil du temps. Cela souligne l'importance d'évaluations régulières tout au long de la vie et surtout de la croissance des patient-es atteint-es de paralysie cérébrale afin d'adapter les parcours de soin en conséquence parmi les nombreuses solutions thérapeutiques disponibles.

Les membres supérieurs se distinguent des membres inférieurs par leur grand nombre de degrés de liberté et la complexité des gestes effectués au quotidien. Les clinicien·nes et les chercheur·euses disposent d'une multitude d'outils, d'échelles et de classifications pour appréhender cette complexité et évaluer la fonctionnalité des patient-es atteint-es de paralysie cérébrale au travers des différents concepts de la CIF. Toutefois, les outils d'évaluation disponibles sont limités en termes de nombre et de type de paramètres pouvant être observés à l'œil nu.

Pour les membres inférieurs, l'AQM a permis d'améliorer significativement la prise en charge des patient-es atteint-es de paralysie cérébrale grâce à l'analyse la marche et au travers du développement de chirurgie dites « multi sites ». Néanmoins, bien que ces bénéfices puissent être étendus aux membres supérieurs, les protocoles issus de la littérature médicale ont encore du mal à être intégrés à la routine clinique. Bien qu'une multitude de protocoles soient recensés dans la littérature scientifique, une disparité entre les besoins cliniques et les protocoles disponibles semble persister. En particulier, les protocoles de recherche se concentrent souvent sur la quantification de la capacité motrice, tandis que les consultations cliniques s'appuient également sur une évaluation qualitative de la performance fonctionnelle. Une analyse approfondie de la littérature pertinente permettrait de comprendre les raisons pour lesquelles les protocoles existants ne sont pas devenus les protocoles de référence attendus par la communauté scientifique.

CHAPITRE II

REVUE SYSTEMATIQUE DE LA LITTERATURE

1 INTRODUCTION

Afin de proposer des interventions thérapeutiques pertinentes susceptibles d'améliorer la participation sociale des patient·es, il est essentiel de procéder à une évaluation complète des différents domaines de la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF) (OMS 2001). Ainsi, les thérapeutes disposent d'une variété d'outils issus des différents domaines de la CIF, reposant majoritairement sur des questionnaires (Arnould et al. 2004; Haley 1992) ou l'observation directe (de visu ou par vidéo) de tâches fonctionnelles (Randall, Imms, et Carey 2008; Krumlinde-sundholm et Eliasson 2003; Monbaliu et al. 2012). Bien que ces échelles cliniques présentent souvent d'excellentes propriétés psychométriques, elles sont limitées par la quantité et le type d'informations accessibles à l'observation directe. Par conséquent, un intérêt croissant s'est manifesté pour l'utilisation d'évaluations instrumentées afin de fournir une évaluation plus objective et quantitative de la fonction des membres supérieurs chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale. Cependant, bien que les premières tentatives d'enregistrement et de description du mouvement des membres supérieurs lors d'une tâche d'atteinte remontent déjà à un siècle (Woodworth 1899) l'utilisation de l'analyse du mouvement des membres supérieurs dans la pratique clinique reste limitée.

Selon une récente enquête internationale, les principaux obstacles à l'utilisation de l'analyse quantitative du mouvement des membres supérieurs en clinique sont la disponibilité de protocoles de références, de financement et de besoins cliniques (Philp, Freeman, et Stewart 2022).

S'appuyant sur les conclusions de Philp *et al.* (2022), l'objectif de ce chapitre est d'analyser la littérature afin de comprendre les raisons pour lesquelles les protocoles existants ne sont pas devenus des protocoles de référence et ne répondent pas à un besoin clinique ainsi que de fournir des recommandations pour améliorer la pertinence clinique et l'utilité de ces évaluations plus spécifiquement pour une population pédiatrique.

Ce chapitre a fait l'objet d'un article publié dans *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Rozaire et al. 2024).

2 METHODES

2.1 Recherche et sélection

2.1.1 Mots clés

Une recherche complète des bases de données électroniques PubMed et Web of Science a été menée en septembre 2022. Les blocs de recherche ont été liés avec l'opérateur logique ET et incluaient des mots-clés liés au diagnostic ("Paralysie Cérébrale OU Dyskinésie OU Dystonie OU Spasticité"), à la région du corps ("Supérieur OU Bras OU Poignet OU Coude OU Épaule OU Doigt OU Avant-bras OU Main") et aux mesures ("Biomécanique OU Cinématique OU Analyse du mouvement OU Spatiotemporel OU 3D").

2.1.2 Processus de sélection

Les articles identifiés ont été transférés sur Rayyan (Qatar Computing Research Institute, Qatar), un outil de gestion des articles pour les revues de littérature. Les doublons identifiés par Rayyan ont été vérifiés individuellement pour être supprimés. Deux évaluatrices de formations différentes (JR, ingénieure, CP, kinésithérapeute, toutes deux en thèse de biomécanique) ont étudié indépendamment les titres et les résumés des articles en fonction des critères d'inclusion. Les critères d'inclusion sont présentés dans Tableau 3 en utilisant la méthode PICOS (Participant·es, Intervention, Comparaison, *Outcome* ou Résultat et *Study design* ou Design de l'étude) (Moher et al. 2009). En cas de désaccord sur l'inclusion ou l'exclusion, les articles ont été lus dans leur intégralité et une discussion entre les évaluatrices a permis de décider de leur classification.

Tableau 3 - Système PICOS pour la définition des critères d'inclusion et d'exclusion

Libellé	Description	Inclusion/Exclusion Criteria
Participant·es	Patient·es atteint·es de paralysie cérébrale âgé·es de plus de 4 ans	<ul style="list-style-type: none"> • Au moins la moitié du groupe d'étude est composé de patient·es atteint·es de paralysie cérébrale âgé·es de plus de 4 ans • Les articles sur des athlètes ont été exclus.
Intervention	Mesures instrumentées pour évaluer la fonction des membres supérieurs en mesurant des paramètres cinématiques	<ul style="list-style-type: none"> • Les articles ne s'intéressant qu'à des mouvements passifs ont été exclus. • Les articles n'utilisant que des EMG, des mesures de force ou des techniques d'imagerie ont été exclus. • Les articles n'utilisant que des données vidéos sans l'informatisation des techniques d'analyse ont été exclus.
Comparaison	Pas de groupe de comparaison nécessaire	<ul style="list-style-type: none"> • Les méthodes de comparaison n'ont pas été rapportées mais ne constituent pas une condition d'inclusion.
Résultats	Résultats mesurés dans l'un des niveaux suivants de la CIF : fonctions musculaires ou de mouvement, transport, déplacement et manipulation d'objets, utilisation (fine) des mains et des bras	<ul style="list-style-type: none"> • Les articles portant uniquement sur les mouvements de la tête ou du tronc ont été exclus. • Les articles sur la position debout ou assise et les tâches de marche ont été exclus. • Les articles étudiant les robots ont été exclus.
Design de l'étude	Articles complets	<ul style="list-style-type: none"> • Les articles rédigés dans une langue autre que le français ou l'anglais ont été exclus. • Les lettres d'opinion et les résumés de conférence ont été exclus

2.1.3 Évaluation de la qualité

Un formulaire de 20 questions a été élaboré sur la base de revues systématiques existantes dans le domaine de la biomécanique (Begon et al. 2018; Moissenet et al. 2021; Cacioppo et al. 2023) afin d'évaluer la qualité méthodologique des études incluses dans la présente revue.

Chaque question a d'abord été notée 0 (information manquante) ou 1 (information fournie) par l'examinatrice principale (JR), puis les articles ont été notés par une autre examinatrice (LH, formation de type STAPS, bac+5) pour une deuxième évaluation afin d'assurer la cohérence et la qualité. En cas de conflit, une troisième évaluatrice (CP) a été sollicitée pour arbitrer la décision.

Les critères de qualité ont été regroupés en cinq catégories : "Méthodologie", "Conception de l'étude", "Population", "Fiabilité" et "Pouvoir discriminatoire et validité écologique" (Tableau 4). L'attribution d'un poids à chacune de ces catégories permet de refléter l'importance relative de chaque catégorie dans l'évaluation globale de la qualité des études. Les catégories "Méthodologie", "Conception de l'étude" et "Population" reçoivent le même poids (3) car elles sont considérées comme fondamentales pour la validité de la recherche. L'étude de la "Fiabilité" (répétabilité et sensibilité au changement) a été jugée légèrement moins importante (poids de 2) et le "Pouvoir discriminatoire et validité écologique" est considéré comme le moins important (poids de 1). Le score total est la somme des moyennes par catégorie multipliée par leur poids sur 20. Les études qui ont reçu une note finale inférieure à 10 ont été exclues de l'analyse.

Tableau 4 - Grille d'évaluation de la qualité

Catégorie (Poids)	N°	Question
Méthodologie (3)	C1	Les objectifs de la recherche sont-ils clairement définis ?
	C2	Les résultats sont-ils liés aux objectifs de la recherche ?
	C3	La taille de l'échantillon est-elle justifiée ?
	C4	L'analyse statistique est-elle détaillée ?
		Les résultats sont-ils liés aux mesures cliniques ?
	C5	<i>Présence d'au moins une évaluation clinique dans les résultats.</i>
	C6	Les limites de l'étude sont-elles décrites ?
Design de l'étude (3)	C7	Les résultats sont-ils liés à d'autres résultats dans la littérature ?
	C8	L'installation du participant est-elle bien décrite ? <i>Ex : Conditions d'assise, position au repos)</i>
	C9	Les tâches sont-elles décrites de manière fiable afin qu'elles puissent être reproduites ?
		Les outils d'évaluation sont-ils clairement décrits ?
	C10	<i>Pour les systèmes de capture de mouvement la marque, la fréquence d'acquisition et l'emplacement des marqueurs seront attendus</i>
Population (3)	C11	Les paramètres des résultats sont-ils clairement définis, suffisamment pour être recalculés ?
	C12	Le côté le plus atteint des participant-es est-il indiqué ?
	C13	Le type dominant de paralysie cérébrale est-il décrit ? <i>Ex : spastique, dyskinétique, ataxique</i>
	C14	La fonctionnalité des membres supérieurs est-elle décrite pour le groupe de participant-es ou pour chaque participant ?
Fiabilité (2)	C15	La répétabilité test-re test/intra session est-elle étudiée ?
	C16	La répétabilité entre les sessions est-elle étudiée ?
	C17	La répétabilité entre évaluateurs est-elle étudiée ?
	C18	La sensibilité au changement est-elle étudiée ?
Pouvoir discriminant & Ecologie de la mesure (1)	C19	Les paramètres utilisés permettent-ils une discrimination entre des niveaux fonctionnels distincts de déficience ?
	C20	La tâche ressemble-t-elle à des situations de la vie réelle (par ex : Atteindre et saisir pour boire dans une tasse, environnement ludique, ramassage bilatéral d'une boîte) ?

2.2 Extraction des données

2.2.1 Procédure

Les éléments à extraire ont d'abord été identifiés par la première évaluatrice (JR), puis ces éléments ont été validés par une deuxième évaluatrice (CP). JR a effectué l'extraction pour tous les articles, puis CP et LH ont partagé les articles pour une deuxième extraction afin de garantir la qualité de l'extraction effectuée. En cas de conflit, la troisième évaluatrice a servi d'arbitre.

2.2.2 Type de données

Le tableau de données final a été construit à partir des données suivantes :

- Informations sur les articles : premier auteur·ice, année de publication, titre et pays,
- Caractéristiques de la population : nombre de sujets atteint·es de paralysie cérébrale, âge, type de déficience, niveaux MACS, niveaux Gross Motor Function Scale (GMFCS) (Palisano et al. 2008), nombre de participant·es au développement typique inclus·es le cas échéant,
- Instrument de mesure,
- Description des tâches : unimanuelle ou type de bimanualité selon la classification de Katak *et al.* (2017), type de tâche, description générale,
- Paramètres utilisés dans l'étude.

Ce tableau de données est disponible au format Excel en tant que matériel supplémentaire de l'article associé à ce chapitre. La description des tâches étant incomplète dans plusieurs articles, certaines informations sur la description des tâches ont été extraites des photos illustrant les expériences.

2.2.3 Corrélations avec des paramètres cliniques

Lorsqu'elles étaient disponibles, les corrélations significatives modérées à excellentes entre les paramètres cinématiques et les résultats cliniques pour des tâches données ont également été signalées dans un second tableau de données disponible en tant que matériel supplémentaire de l'article. Le seuil de significativité est de 5 % et une corrélation est considérée comme modérée si le coefficient de corrélation est supérieur à 0,5 (Witz et al. 1990).

3 PROCESSUS D'INCLUSION

3.1 Sélection des études

Le processus de sélection utilisé pour identifier et sélectionner les articles pertinents est présenté dans l'organigramme PRISMA de la Figure 11. Au total, 657 articles ont été identifiés dans PubMed et Web of Science. Après élimination des doublons, il restait 434 articles à examiner et, finalement, 97 articles ont été inclus dans l'analyse.

3.2 Évaluation de la qualité

Dans l'ensemble, la qualité des études examinées était modérée, avec un score moyen de $10,9 \pm 2,1$ sur 20. Seul un faible pourcentage d'articles justifiait la taille de l'échantillon (5 %) et un nombre limité d'articles fournissait des informations détaillées sur l'installation des participant·es (59 %).

En outre, la moitié des articles ne décrivaient pas entièrement la population ; 54 % seulement des études ont indiqué le type de paralysie cérébrale et 63 % ont mentionné le niveau de capacité manuelle MACS des participant·es.

De plus, seuls 39 % des articles comparaient leurs résultats cinématiques aux résultats de l'évaluation clinique, et seuls 20 % utilisaient les résultats cinématiques pour distinguer les différents niveaux de déficience fonctionnelle.

Vingt-et-une études incluses dans l'évaluation de la qualité ont obtenu une note inférieure à 10 et ont été exclues du processus d'extraction des données. Finalement, 76 études ont été incluses dans la synthèse avec un score de qualité moyen de $11,8 \pm 1,5$.

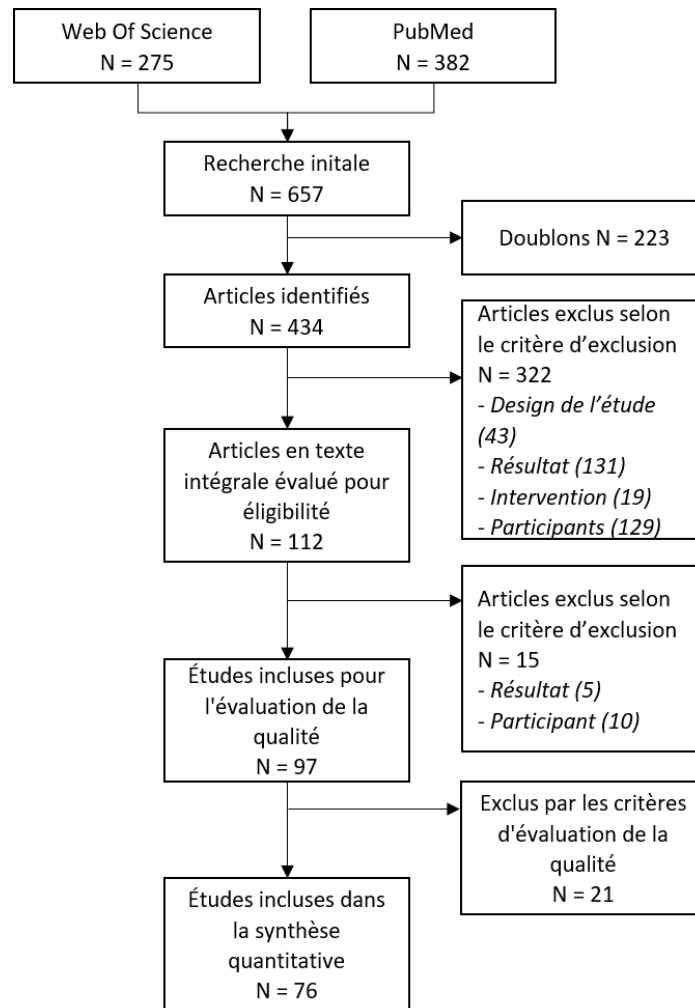


Figure 11 - Organigramme PRISMA du processus d'identification et de sélection des articles

3.3 Extraction des données

Afin de fournir une vue d'ensemble des données extraites, des liens entre les études incluses, des outils de mesure utilisés, du type de tâches utilisées, du côté de la déficience, du type dominant de paralysie cérébrale et des scores MACS des participant-es ont été affichés à l'aide d'un diagramme de Circos (Krzywinski et al. 2009).

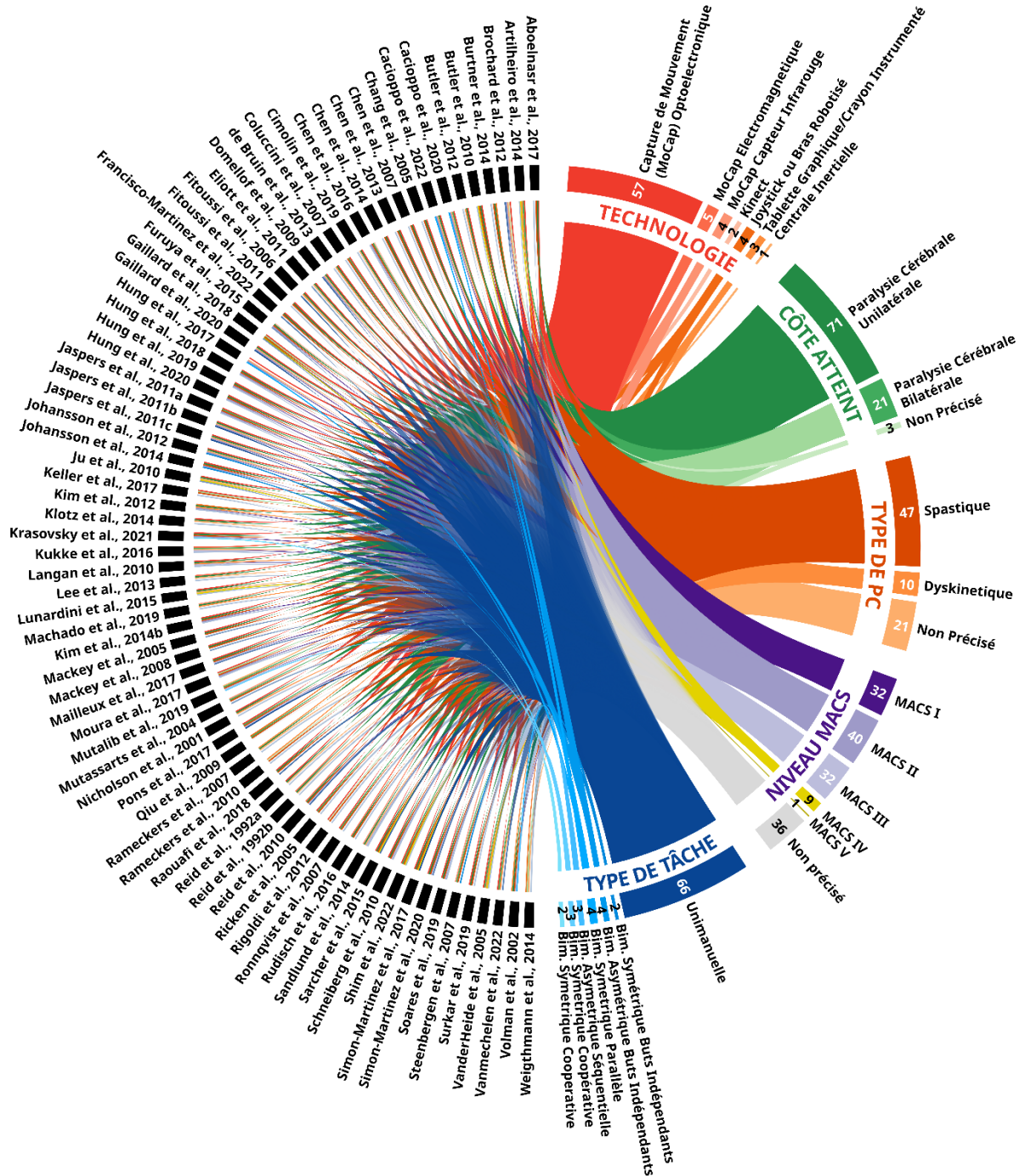


Figure 12 - Liens entre les études, les outils de mesure, les tâches, les côtés atteints, les sous-types cliniques de la paralysie cérébrale et les niveaux MACS

4 LES OUTILS DE MESURE

Un outil idéal pour l'analyse du mouvement en clinique doit allier précision, facilité d'utilisation et polyvalence. Si les systèmes optoélectroniques s'imposent comme la référence en recherche et en clinique grâce à leur précision et leur reproductibilité, d'autres dispositifs, moins coûteux ou moins contraignants, émergent comme des alternatives intéressantes.

4.1 Caméras optoélectroniques

La plupart des articles examinés utilisaient des caméras optoélectroniques (N=57/76), ce qui correspond aux résultats précédemment trouvés par d'autres revues de la littérature (Philp, Freeman, et Stewart 2022; Cacioppo et al. 2023; Haberfehlner et al. 2020).

4.1.1 Principe

Les caméras optoélectroniques émettent une lumière infrarouge, qui est réfléchiée par des marqueurs sphériques et est détectée en retour par les caméras (Chèze 2014). Ces marqueurs sont recouverts d'une matière réfléchissante et sont le plus souvent placés sur des points anatomiques palpables ou regroupés en groupe de marqueurs pour être fixés sur un support tiers qui sera à son tour fixé sur le corps ou les vêtements du participant ; on parle alors de *cluster* de marqueurs.

Après traitement des données issues de la réflexion de la lumière infrarouge, la position des marqueurs est connue dans le repère 2D de chaque caméra. Les caméras étant calibrées et synchronisées entre elles, il est possible d'obtenir la position en 3D des marqueurs à l'aide d'une méthode de triangulation (Abdel-Aziz et Karara 1971) avec une précision inférieure au millimètre (Francisco-Martínez et al. 2022), si au moins deux caméras détectent les marqueurs.

Le placement des marqueurs permet de connaître la position et l'orientation des segments osseux afin de pouvoir calculer la cinématique articulaire, néanmoins le mouvement mesuré est en réalité celui de la peau sur laquelle est fixée le marqueur. Cela peut entraîner des artefacts dus aux

mouvements relatifs de la peau par rapport à l'os, ce qui crée des écarts entre la position reconstruite des segments et celle des structures osseuses correspondantes.



Figure 13 – Participante équipée de marqueurs réfléchissants et le système de coordonnées associés, extraite de (Butler et al. 2010).

4.1.2 Avantages et inconvénients

Outre les artefacts dus aux tissus mous et bien qu'elle soit une mesure de référence dans le domaine, l'AQM par caméras optoélectroniques présente plusieurs inconvénients. Les systèmes de caméras optoélectroniques sont coûteux, avec souvent plusieurs milliers d'euros pour une dizaine de caméras, même si les couts ont été fortement réduits dans les dernières années. La position des marqueurs et des caméras est déterminante pour s'assurer qu'à tout instant les marqueurs soient vus par les caméras et minimiser la perte d'information afin de garantir une reconstruction précise. La préparation des participant-es, incluant la palpation des repères anatomiques, est longue et nécessite des connaissances en anatomie ce qui peut être fortement limitant dans le cadre de sujet fatigable que l'on peut rencontrer en clinique.

4.2 Centrales inertielles

Une seule étude de cette revue a utilisé des centrales inertielles afin d'instrumenter un cube manipulé (Mutalib, Mace, et Burdet 2019), néanmoins ces instruments de mesures peuvent

également être utilisés pour instrumenter les membres supérieurs des participant·es (Bard-Pondarré et al. 2023).

4.2.1 Principe

Les centrales inertielles sont des boîtiers composés d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres afin de mesurer respectivement l'accélération linéaire et la vitesse de rotation du boîtier ainsi que l'orientation du champ magnétique terrestre (Figure 14). La combinaison de l'ensemble de ces données permet d'obtenir l'orientation des centrales inertielles via des algorithmes de fusion (Kok, Hol, et Schön 2017).

4.2.2 Avantages et inconvénients

Ces boîtiers sont légers, moins chers que les systèmes optoélectroniques et insensibles aux problèmes d'occultation.

En revanche, leur précision reste incertaine. En effet, les centrales inertielles peuvent souffrir de la dérive des capteurs, c'est-à-dire de l'accumulation progressive d'erreurs au fil du temps (Bai et al. 2022). En outre, leur précision dépend fortement de leur calibration ; nécessaire pour compenser les biais des capteurs et aligner les mesures sur les segments corporels (Ru et al. 2022). Enfin, les centrales inertielles nécessitent des algorithmes et des techniques d'analyse sophistiqués pour extraire des informations pertinentes (Kok, Hol, et Schön 2017). En effet, ce dispositif ne mesurant pas directement la position, ces informations sont obtenues par intégration des données mesurées et sont donc moins précises que pour les caméras optoélectroniques avec une précision de l'ordre de $6.8 \pm 2.7^\circ$ dans la mesure d'angle des membres supérieurs (Francisco-Martínez et al. 2021).



Figure 14 - Participante équipée avec des centrales inertielles de l'entreprise XSens, extraite de (Abu-Faraj et al. 2015).

4.3 Caméras de profondeur

Deux études ont utilisé des caméras de profondeurs dans le but de permettre une évaluation de la fonction à domicile (Francisco-Martínez et al. 2022; Chen, Garcia-Vergara, et Howard 2015).

4.3.1 Principe

Les caméras de profondeur permettent d'enregistrer des vidéos couleur conventionnelles ainsi que la profondeur de la scène, c'est-à-dire la distance entre chaque point de la scène et la caméra. Les points 3D sont estimés en combinant les informations de profondeur avec des réseaux neuronaux qui estiment la position 2D des points d'intérêt dans l'image. Les caméras de profondeur les plus connues sont les différentes versions de la caméra Kinect de Microsoft (Redmond · États-Unis).

4.3.2 Avantages et inconvénients

Le principal avantage de ce type d'instrument de mesure est que le corps des participant-es n'a pas besoin d'être équipé de capteurs pour réaliser la mesure. Néanmoins, sa précision reste plus faible que les caméras optoélectroniques et dépend de la tâche évaluée. Par exemple, l'erreur de position du centre articulaire du poignet lors d'une montée de jambe est de $8,5 \pm 4,7$ mm, contre

$21,7 \pm 14,1$ mm pour une tâche d'atteinte (Hesse et al. 2023). De plus, il n'est pas possible d'utiliser une caméra de profondeur dans toutes les conditions. La distance entre la caméra et le participant est contrainte, avec entre 0,2 m et 5,4 m pour l'Azure Kinect de Microsoft (« Azure Kinect DK Hardware Specifications » 2022). La luminosité doit être contrôlée pour ne pas interférer avec l'estimation de la profondeur, et la fréquence d'acquisition est limitée à quelques dizaines de Hz (Wade et al. 2022).

4.4 Estimation de pose

4.4.1 Principe

Une autre méthode sans marqueurs relativement récente consiste à estimer automatiquement la position des points d'intérêt d'un ou plusieurs participant-es visibles sur la vidéo. D'un point de vue technique, cette méthode exploite des algorithmes d'intelligence artificielle, tels que les réseaux de neurones, pour détecter les coordonnées 2D de points anatomiques sur une image, comme dans OpenPose (Cao et al. 2021). Ces points, visibles sur plusieurs caméras, peuvent ensuite être triangulés pour obtenir leurs coordonnées 3D.

4.4.2 Avantages et inconvénients

L'intérêt et l'utilisation de ces technologies se sont accrus ces dernières années dans la communauté biomécanique, grâce à la disponibilité de systèmes propriétaires comme Theia ou open source tels qu'OpenPose (Cao et al. 2021) et MMPose (Sun et al. 2019).

Bien que prometteuse, l'application clinique de cette technologie récente est encore sujette à débat. La précision de la mesure d'angles varie de quelques degrés à quelques dizaines de degrés selon l'articulation considérée et le système utilisé, que ce soit pour OpenPose (Horsak et al. 2023; Uhrich et al. 2023) ou pour Theia (Kanko et al. 2021; Song et al. 2023). De plus, un écart de coût important existe entre les systèmes propriétaires comme Theia, qui nécessitent une licence et font grimper le prix du système complet à plusieurs dizaines de milliers d'euros, et les solutions open-source, où seul le matériel est payant, pour quelques milliers d'euros (Chaumeil et al. 2024).

De plus, les données utilisées pour l'entraînement des modèles sont souvent celles d'individus asymptomatiques adultes ce qui peut limiter la capacité des algorithmes à analyser correctement des patient·es sujet·tes à des déformations orthopédiques ou d'autres anomalies du développement ou même simplement des enfants. De plus, pour le traitement des données certains systèmes nécessitent l'envoi des données vers des serveurs externes à l'hôpital, ce qui soulève des questions de confidentialité des données de santé.



Figure 15 - Vingt-cinq points d'intérêt détectés en utilisant l'algorithme d'estimation de pose d'OpenPose (Cao et al. 2021) appliqué à une seule image.

4.5 Instrumenter la tâche

D'autres articles ont choisi d'instrumenter l'objet utilisé pendant la tâche plutôt que les participant·es en utilisant des joysticks, des bras robotisés (Burtner et al. 2014; Keller et al. 2022; Qiu et al. 2009; Weightman et al. 2014) ou une tablette graphique (Figure 16) (E. A. A. Rameckers

et al. 2007; E. Rameckers et al. 2010; Volman, Wijnroks, et Vermeer 2002). Ces approches sont moins invasives car elles ne nécessitent pas d'instrumenter le corps du participant. Toutefois, ces approches sont spécifiques à une tâche et ne peuvent pas saisir toute la gamme des mouvements et de la posture du participant. Cette solution ne sera donc pas discutée dans la suite de ce chapitre.



Figure 16 - Montage expérimental avec un moniteur LCD couleur extrait de (E. Rameckers et al. 2010)

4.6 Synthèse intermédiaire sur les outils de mesure

L'ensemble des avantages et inconvénients des différents outils de mesure ont été résumés dans le Tableau 5. Si la majorité des études utilisent des caméras optoélectroniques, c'est pour leur précision et leur polyvalence, mais aussi leur présence en clinique grâce à l'analyse de marche. Mais c'est également une technologie chère et peu écologique. Des alternatives existent, mais elles présentent aussi des difficultés dont la précision généralement réduite par rapport au *silver standard* que sont les caméras optoélectroniques. Néanmoins, la comparaison de la précision de ces instruments dépend des tâches et paramètres évalués. Le choix d'un outil plus écologique et

potentiellement moins cher que la référence exige donc une définition précise du cahier des charges, incluant les tâches à instrumenter, les paramètres à calculer et le niveau de précision acceptable.

Tableau 5 - Applicabilité clinique des instruments de mesure de la littérature comparés à l'outil de référence i.e. les systèmes de caméras optoélectroniques. En bleu les aspects positifs, en vert les aspects très positifs et en orange les aspects équivalents.

	Coût	Expertise requise	Contraintes sur l'environnement de mesure	Autre
Caméras optoélectroniques	Quelques dizaines de milliers d'euros	Connaissance en anatomie	Occlusion de marqueurs	–
Centrales inertielles	Quelques milliers d'euros	Équipement corps des participant-es + Calibration complexe	Pas d'occlusions	Dérive temporelle, algorithmes de traitement complexes
Caméras de profondeur	Quelques centaines d'euros	Pas d'équipement du corps des participant-es	Sensibles à la distance et à la luminosité Occlusion des points d'intérêts	Fréquence d'acquisition limitée
Estimation de pose (Open Source)	Quelques milliers d'euros	Pas d'équipement du corps des participant-es	Occlusion des points d'intérêts	Dépendance à la base de données d'entraînement
Estimation de pose (Propriétaire)	Quelque dizaine de milliers d'euros	Pas d'équipement du corps des participant-es	Occlusion des points d'intérêts	Choix de post traitements confidentiels données d'entraînement

5 POPULATION ETUDIÉE

Au total, 1 293 patient·es atteint·es de paralysie cérébrale ont été inclus·es dans les 76 articles publiés dans 20 pays différents (Figure 17). La population étudiée a été principalement recrutée dans des pays développés, en particulier en Europe. La plupart des études portaient sur des échantillons de petite taille, généralement moins de 20 participant·es.

La paralysie cérébrale est une pathologie complexe et chaque sous-type de paralysie cérébrale nécessite une approche différente dans l'analyse et le traitement. Par exemple, l'amplitude des mouvements du tronc peut être considérée comme une stratégie compensatoire chez un·e patient·e souffrant de spasticité au coude, alors que chez un·e patient·e dyskinétique, elle peut être due à un comportement dystonique. Toutefois, lors de l'évaluation de la qualité des articles examinés, seuls 55 % des études ont présenté de façon détaillée les sous-types de paralysie cérébrale des participant·es et seuls 64 % des articles ont décrit le niveau fonctionnel des participant·es.

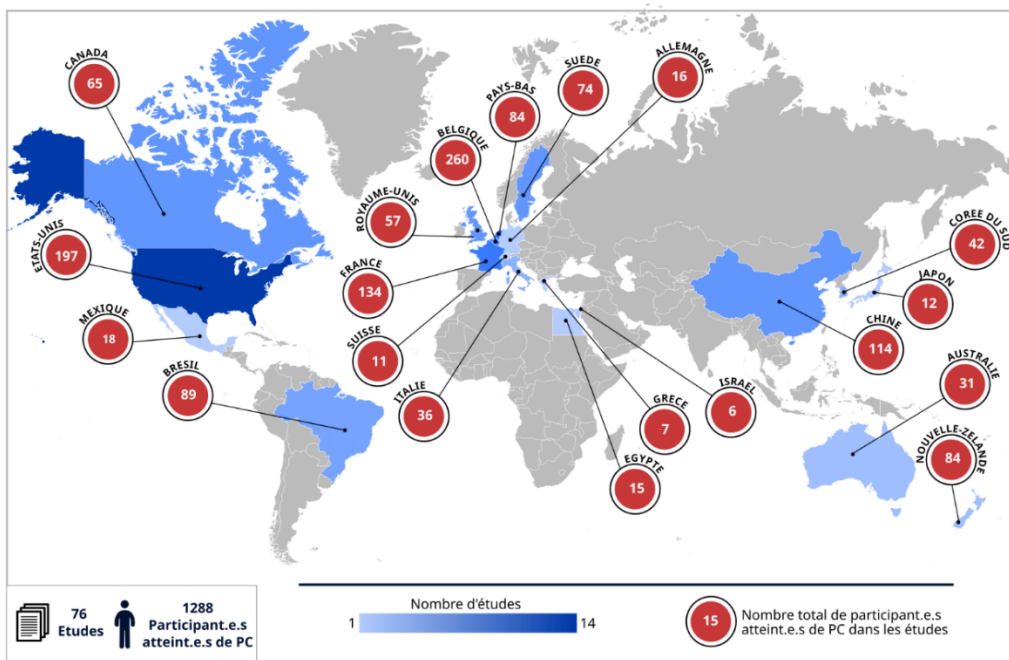


Figure 17 - Planisphère indiquant le nombre d'études et de participant·es atteint·es de paralysie cérébrale (PC) par pays

5.1 Types cliniques de paralysie cérébrale

Parmi les participant·es inclus·es dans cette étude, 6 % présentaient une paralysie cérébrale dyskinétique, ce qui reflète fidèlement la proportion des dyskinétiques dans la population globale (Christine Cans 2007).

La *Dyskinesia Impairment Scale* (Monbaliu et al. 2012) est actuellement le seul outil clinique disponible permettant de différencier chorée-athétose et dystonie. Cependant, son administration et sa notation précises nécessitent beaucoup de temps et d'expertise. Les évaluateur·rices doivent, au travers d'une multitude de tâches, apprécier les mouvements anormaux en termes de quantité (« souvent », « peu souvent ») et d'intensité (« pas beaucoup », « beaucoup »), des informations qui demeurent subjectives. Ces évaluations pourraient bénéficier de quantification. C'est d'ailleurs le domaine de recherche de certaines équipes qui travaillent à proposer une version instrumentée de cette échelle (Haberfehlner et al. 2023; 2024; Louey et al. 2024; Vanmechelen, Bekteshi, et al. 2023).

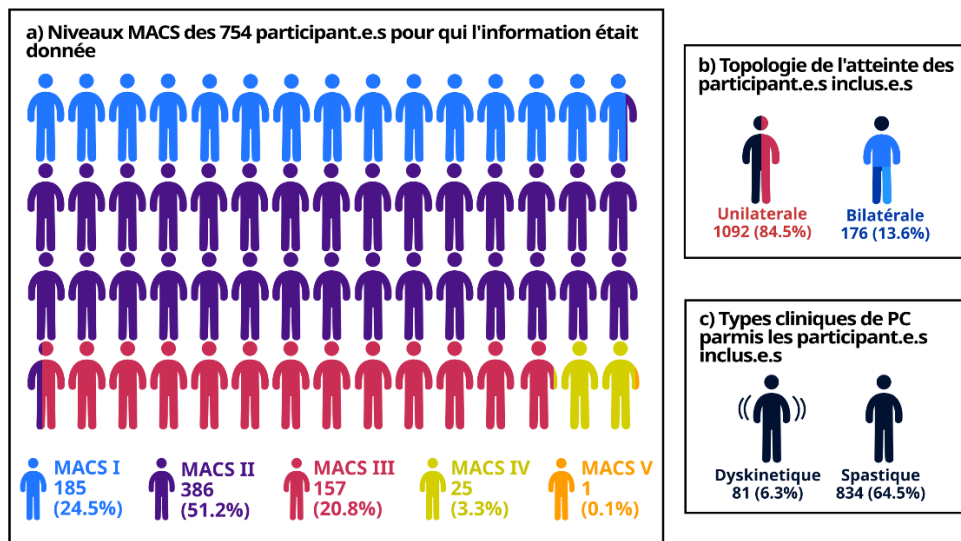


Figure 18 - Répartitions des différents sous-types de paralysie cérébrale (PC)

5.2 Sévérité de l'atteinte fonctionnelle

Les patient-es ayant les capacités les plus faibles, de niveaux MACS IV et V, sont sous-représentées dans les études incluses, avec respectivement 25 participant-es dans 9 études et 1 participant-e dans 1 étude (Figure 18).

Les patient-es de niveau IV ont besoin d'une aide continue pendant l'activité et ne peuvent au mieux participer de manière significative qu'à certaines parties de l'activité. Les participant-es de niveau V peuvent au mieux participer avec un mouvement simple dans des situations particulières, par exemple en appuyant sur un bouton ou en tenant occasionnellement un objet peu exigeant. Les évaluations cliniques de cette population se concentrent donc souvent sur la façon dont les soignants ou les proches peuvent les aider dans les activités quotidiennes essentielles telles que l'habillage et la toilette. Cependant, les quelques capacités restantes de cette population sont essentielles à leur indépendance et à leur qualité de vie telles que la capacité à ratisser des objets pour les ramener à soi, à utiliser un smartphone ou à piloter un fauteuil roulant électrique. Ces tâches sont très similaires à des tâches d'atteinte et la quantification précise de leur exécution permettrait d'anticiper les éventuelles dégradations qui priveraient ces participant-es de toute autonomie.

5.3 Atteinte bilatérale

La majorité des patient-es inclus-es présentent une atteinte unilatérale, 13,6 % seulement ayant une atteinte bilatérale (N=176) (Figure 18).

Ces chiffres ne reflètent pas la réalité puisque la catégorie des patient-es spastiques quadriplégiques peut représenter à elle seule près de 33 % des cas de paralysie cérébrale (Reid et al. 2011), auxquels s'ajoutent les patient-es dystoniques et mixtes bilatéraux. Toutefois, ce résultat est cohérent avec des recherches antérieures (Cacioppo et al. 2023) et peut à nouveau s'expliquer par le grand nombre de patient-es quadriplégiques présentant des troubles cognitifs sévères (Reid et al. 2018). Cependant, les patient-es atteint-es de paralysie cérébrale bilatérale sont également insuffisamment

étudié-es à l'aide des outils cliniques existants. Ce manque de recherche limite notre compréhension de l'efficacité des interventions pour ce groupe (Novak et al. 2020; 2013).

L'attention portée à la fonction des membres supérieurs chez les patient-es atteint-es de paralysie cérébrale bilatérale est souvent limitée par la priorité donnée au traitement des déficiences des membres inférieurs. En effet, la marche est souvent identifiée par les parents comme leur principale préoccupation (Chiarello et al. 2010; Brandão et al. 2015). Cependant, pour les enfants dépendants d'un cadre de marche ou d'un fauteuil roulant, cette mobilité est principalement conditionnée à l'utilisation des membres supérieurs.

5.4 Synthèse intermédiaire sur la population

L'une des difficultés à appréhender la paralysie cérébrale, que ce soit en matière d'évaluation ou de prise en charge, est l'hétérogénéité des profils des participant-es. Si les nombreuses classifications énumérées au Chapitre I sont autant d'outils utiles pour dresser la carte d'identité pathologique d'un-e patient-e, la littérature existante manque encore d'exhaustivité dans les descriptions des sous-types de paralysie cérébrale inclus. Pour comprendre les enjeux associés à l'évaluation d'un-e patient-e, les informations concernant sa topographie d'atteinte, sa forme clinique de paralysie cérébrale ainsi que son niveau fonctionnel sont primordiales.

En outre, lorsque de telles descriptions sont fournies, les études ont tendance à se concentrer sur les cas les plus légers, comme les patient-es avec une atteinte unilatérale, une bonne capacité fonctionnelle et sans dyskinésie, population déjà bien documentée dans la littérature clinique, au détriment des patient-es plus lourdement touché-es. Des travaux récents commencent à s'intéresser aux spécificités de la dyskinésie (Vanmechelen, Bekteshi, et al. 2023; Vanmechelen, Van Wonterghem, et al. 2023), mais les patient-es atteint-es de formes bilatérales ou sévères restent largement marginalisé-es.

6 TYPES DE TACHES ETUDIEES

Faute d'une tâche aussi représentative de la fonction quotidienne que la marche pour les membres inférieurs, la question de la tâche à évaluer est centrale dans l'évaluation des membres supérieurs. Cette tâche doit être cliniquement pertinente et représentative de l'utilisation des membres supérieurs dans la vie quotidienne, tout en étant répétable pour garantir une mesure inter session cohérente.

6.1 Tâches unimanuelles

Parmi les 76 articles analysés, 66 utilisent des tâches unimanuelles. Ces tâches, bien qu'utiles pour évaluer la coordination intra-articulaire, la fluidité, la rectitude et l'amplitude du mouvement du ou des membres atteints, ne reflètent pas l'utilisation des bras dans la vie quotidienne. En effet, les patient-es privilégient souvent l'utilisation de leur membre dominant pour ce type de tâches, par souci d'efficacité et de fiabilité.

6.1.1 Mouvements d'amplitude articulaire

De nombreux articles ont choisi d'étudier des mouvements unitaires et très simples mesurant l'amplitude d'une articulation (N=7/76). On retrouve par exemple la flexion/extension du coude (Raouafi et al. 2018; Sarcher et al. 2015; de Bruin et al. 2013), l'abduction/adduction d'épaule (Francisco-Martínez et al. 2022) ou la pronosupination. Ces tâches sont proches de ce que pourrait faire un-e clinicien-ne lors d'un examen clinique sur table.

6.1.2 L'atteinte et préhension

La majorité des articles (N=51/76) de la littérature ont fait le choix d'étudier des tâches plus fonctionnelles telles que l'atteinte, le « *Reach* », et l'atteinte et préhension, le « *Reach and Grasp* ». Ces tâches sont décomposables en phases distinctives au sein d'un cycle de façon similaire

à ce qui est fait dans l'analyse de la marche (voir Figure 19) et ont souvent comme application fonctionnelle le fait de boire un verre d'eau ou de porter un aliment à la bouche.

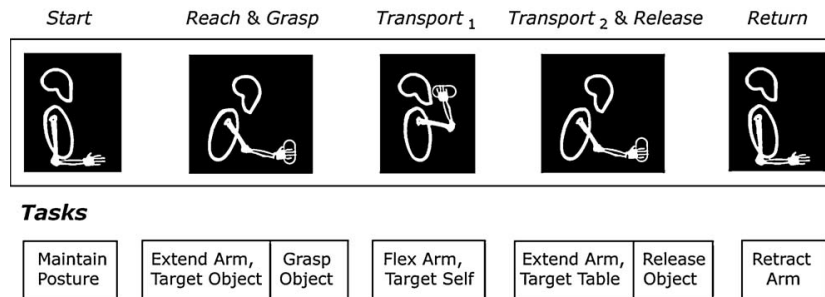


Figure 19 - Phase d'un cycle d'atteinte, préhension et transport, extraite (Butler et al. 2010)

6.1.3 Tâches de motricité globale

Certains articles (N=17/76) ont examiné des tâches de motricité globale représentant des tâches d'hygiène et d'alimentation telles que « main à la tête », « main à la fesse », « main à l'épaule controlatérale » ou « main à la bouche », similaires à certains items de l'évaluation modifiée de Melbourne (MA2).

6.2 Tâches bimanuelles

Seulement 11 articles ont utilisé des tâches bimanuelles, ce qui est cohérent avec la littérature (Cacioppo et al. 2023). Pourtant, la majorité des tâches de la vie quotidienne étant bimanuelles, la coordination bimanuelle est une aptitude très importante pour permettre l'interaction avec l'environnement.

6.2.1 Tâches de la vie quotidienne

La tâche bimanuelle la plus utilisée dans la littérature est la tâche « du tiroir » (Hung, Brandão, et Gordon 2017; Hung et al. 2019; 2020; Cacioppo et al. 2023). Il s'agit d'une tâche asymétrique séquentielle dans laquelle l'enfant doit ouvrir un tiroir d'une main et presser un interrupteur de l'autre. Cette tâche pourrait être mise en parallèle de celles de la vie quotidienne consistant à attraper des objets (vêtements, ustensiles) situés dans un tiroir. Il ne s'agit pas d'une tâche coopérative, car elle pourrait être réalisée en deux temps par une seule main. Une variante de cette tâche plus coopérative consiste à maintenir ouvert un couvercle d'une main pour presser un interrupteur de l'autre (Rudisch et al. 2016).

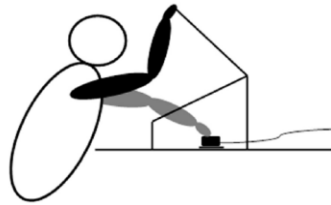


Figure 20 - Tache bimanuelle asymétrique coopérative, ouvrir une boîte et presser un interrupteur, extraite de (Rudisch et al. 2016)

L'autre tâche bimanuelle fréquemment utilisée dans la littérature consiste à soulever une boîte à deux mains en appui sur les côtés. Il s'agit d'une tâche bimanuelle symétrique coopérative : l'objet étant volumineux, il ne pourrait être soulevé efficacement d'une main (Hung, Ferre, et Gordon 2018; Klotz et al. 2014; Mutalib, Mace, et Burdet 2019).

6.2.2 Be-Api

Dans les exemples précédents, la bimanualité était étudiée au travers de tâches de la vie quotidienne. D'autres articles ont fait le choix de passer par le jeu comme dans le protocole "Be-API" (Be A Pilot) (Bouvier et al. 2019; Cacioppo et al. 2020). Dans ce test, l'enfant réalise différentes tâches bimanuelles afin de piloter un avion imaginaire. Par exemple, il doit baisser le

guidon pour passer une montagne, mettre les gaz en appuyant sur un bouton tout en maintenant le cap, et effectuer d'autres manœuvres nécessaires au vol. Ces activités sont conçues pour rendre l'évaluation amusante, tout en contraignant naturellement l'enfant à utiliser ses deux mains.

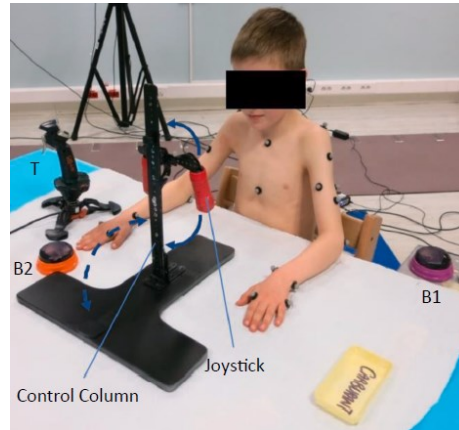


Figure 21 - Protocole Be-Api, extraite de (Cacioppo et al. 2020)

6.3 Synthèse intermédiaire sur les tâches

Dans la vie quotidienne, la plupart des activités nécessitent un usage bilatéral des bras (Pan et al. 2020; Bailey, Klaesner, et Lang 2015; Lee et al. 2019). Cependant, la majorité des tâches utilisées pour évaluer la fonction des membres supérieurs chez les patient·es atteint·es de paralysie cérébrale sont unilatérales. L'étude de la coordination bimanuelle est difficile, mais elle est nécessaire pour mieux appréhender les performances des enfants atteints de paralysie cérébrale dans la vie quotidienne. Cacioppo *et al.* (2023) ont récemment publié une étude sur l'utilisation d'outils de mesure instrumentés lors de tâches bimanuelles chez les patient·es atteint·es de paralysie cérébrale et ont fourni un aperçu complet des paramètres couramment utilisés pour décrire le mouvement bimanuel et ont analysé avec succès leurs propriétés métrologiques.

Les tâches de la littérature sont pour la grande majorité des tâches unilatérales, qui mobilisent donc uniquement le côté assistant. Il s'agit de tâches qui permettent d'exposer les patient·es à des mouvements qu'ils et elles ne font certainement pas dans la vie quotidienne, afin d'en comprendre les raisons : limitation angulaire, mauvaise coordination interarticulaire, mouvement lent, mauvaise praxie, etc. Dans cette catégorie, les tâches d'atteinte et de préhension sont largement dominantes dans la littérature, probablement en raison de leurs similarités avec la marche, notamment leur caractère cyclique et la possibilité d'une décomposition en phases. Certaines de ces tâches sont d'ailleurs utilisées dans le test de Melbourne. Néanmoins, en termes de compréhension de l'utilisation effective du côté assistant dans la vie quotidienne, ces tâches peuvent apparaître comme limitées.

Concernant les tâches bimanuelles, le terme « bimanuel » renvoie à un large corpus de tâches dont les degrés de difficulté sont variés. En effet, les tâches asymétriques, telles que décrites par Kantak *et al.* (2017), peuvent être plus difficiles pour les patient·es atteint·es d'une déficience neurologique, et les tâches coopératives sont les seules dans lesquelles la réalisation de la tâche dépend de l'utilisation coordonnée des deux membres. Ces tâches sont également les moins étudiées dans la littérature, bien qu'il existe de nombreux exemples de tâches coopératives dans la vie quotidienne : ouvrir le bouchon d'une bouteille, ouvrir un tube de dentifrice ou découper de la viande avec un couteau et une fourchette.

Ces tâches bimanuelles coopératives sont tout particulièrement pertinentes pour analyser l'utilisation spontanée de la main assistante, car elles permettent de s'assurer que celle-ci sera effectivement utilisée pour obtenir des données quantitatives. Le développement de protocoles reposant sur des tâches bimanuelles coopératives est donc un élément central pour évaluer la performance.

7 PARAMETRES MESURES

7.1 Catégories de paramètres

L'analyse a recensé 140 paramètres distincts calculés sur différentes tâches. Vingt-trois pourcent de ces paramètres n'ont été utilisés qu'une seule fois, le nombre médian d'occurrence d'un paramètre par article est de 3 et le paramètre le plus fréquemment utilisé est la durée totale de la tâche, qui apparaît dans 48 articles. Ces différents paramètres peuvent être rassemblés en catégories (Figure 22).

- Paramètres de la fonction
 - Paramètres de durée (en bleu foncé) : Ces paramètres se concentrent sur les facteurs temporels et donne un aperçu de la difficulté à réaliser une tâche ou une partie d'une tâche.
 - Paramètres de *timing* (en jaune) : Ils fournissent des informations sur la position temporelle d'évènements spécifiques, par exemple le moment où la vitesse est maximale. Ces paramètres permettent de caractériser une stratégie fonctionnelle.
 - Paramètres de précision (en vert clair): Ils évaluent la précision et l'exactitude des tâches d'atteinte ou de ciblage.
 - Paramètres de rectitude (en bordeaux) : Ils mesurent la déviation par rapport à une trajectoire dite idéale rectiligne entre le point de départ et d'arrivée de la main.
 - Paramètres de position (en bleu clair) : Ces paramètres décrivent le déplacement des articulations.
 - Paramètres de vitesse et d'accélération (en orange, en violet et en rouge) : Ces paramètres mesurent spécifiquement les vitesses linéaires ou angulaires de certaines articulations ou leur accélération linéaire.

- Paramètres de fluidité (en vert foncé): Ces paramètres évaluent la fluidité des mouvements sur la base des mesures d'accélération le plus souvent au niveau distal (poignet, main).
- Paramètres d'amplitude articulaire
 - Paramètres angulaires (en violet foncé) : Ces paramètres décrivent les angles (amplitude exploitée, maximum, minimum...) des articulations pendant le mouvement.
- Index de l'anormalité du mouvement
 - *Arm Profil Score*, *Arm Variable Score*, *Paediatric Upper Limb Motion Index* (en violet clair) : Ces paramètres sont conçus pour quantifier les schémas de mouvement anormaux par rapport à des pairs asymptomatiques, sur le modèle du *Gait Profil Score* (Baker et al. 2009). Ils peuvent s'appliquer globalement aux angles des articulations ou spécifiquement à une articulation.

Les paramètres comme l'Arm Profil Score sous-entendent une stratégie motrice idéale, calquée sur un profil asymptomatique. Si cette hypothèse est pertinente pour les patient-es peu atteint-es, elle exclut les individus plus sévèrement atteints, qui peuvent adopter des stratégies compensatoires efficaces, mais atypiques.

Parmi les articles utilisant des tâches bimanuelles, trois se concentrent sur les paramètres de coordination et de synchronisation entre les mains (Rudisch et al. 2016; Hung, Brandão, et Gordon 2017; Hung et Spingarn 2018). Pour les tâches symétriques, comme soulever une boîte en l'appuyant, un article a examiné la symétrie des bras en mesurant les différences d'angles articulaires de chaque côté pendant la tâche (Hung et Spingarn 2018). Pour les tâches asymétriques telles que l'ouverture d'une boîte ou d'un tiroir et l'appui sur un interrupteur, deux articles ont étudié la coordination des bras en utilisant des paramètres temporels tels que le temps écoulé entre l'ouverture complète de la boîte ou du tiroir et l'activation de l'interrupteur synchrone, ou le temps de chevauchement de l'utilisation des deux mains.

7.2 Corrélation avec les résultats cliniques

Sur les 36 articles qui ont établi un lien entre les paramètres et des résultats cliniques, 14 ont trouvé une corrélation significative modérée ($|r|>0.50$) à excellente ($|r|>0.90$). Seule une excellente corrélation a été trouvée entre les niveaux MACS et la durée totale du mouvement pendant la tâche « manger avec une cuillère » (Klotz et al. 2014).

Deux articles principaux ont étudié en profondeur les corrélations entre les résultats cliniques et les biomarqueurs ; un biomarqueur étant l'association entre une tâche et un paramètre. Parmi les 297 corrélations significatives modérées à excellentes rapportées, 63 % proviennent de (Mailleux et al. 2017) et 20 % de (Jaspers, Feys, et al. 2011) lors de tâches unilatérales d'atteinte et de préhension et de tâches de motricité globale.

7.2.1 Taille des échantillons

La principale limite de ces articles est la petite taille des échantillons étudiés. En effet, la paralysie cérébrale étant une pathologie très hétérogène, l'analyse statistique est limitée par le nombre de patient-es par sous-type. Selon les calculs de Shim *et al.* (2022), si la puissance statistique est de 80 % et que la valeur attendue du coefficient de corrélation est de 0,5 dans le groupe MACS niveau III, la taille de l'échantillon nécessaire est de 29 dans cette catégorie uniquement. Or, seulement 3 études ont inclus plus de 30 patient-es pour atteindre la significativité (Mailleux et al. 2017; Rudisch et al. 2016; Shim et al. 2022). Cela expliquerait le petit nombre d'études présentant une corrélation modérée à excellente (Shim et al. 2022).

7.2.2 Proximal et distal

Les paramètres spatio-temporels des articles de la revue ont été mesurés au niveau du poignet, de la main ou du doigt. Par conséquent, aucune corrélation bonne ou excellente n'a été trouvée à des niveaux anatomiques proximaux tels que l'épaule, l'omoplate ou le tronc, comme le montre la Figure 23.

Cela confirme les observations d'autres articles, selon lesquelles les évaluations cliniques usuelles reflètent principalement la fonction motrice distale. Cela n'est pas totalement inattendu, étant donné que la majorité des items de ces évaluations évaluent le comportement distal.

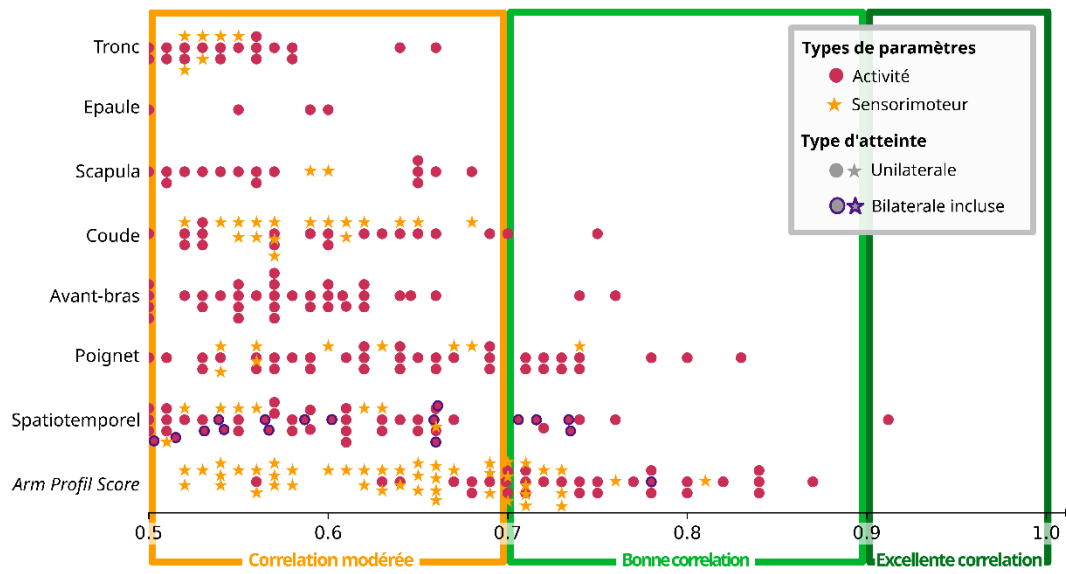


Figure 23 - Valeurs absolues des corrélations entre des biomarqueurs et les résultats d'évaluations cliniques triées par niveau anatomique de mesure. Les paramètres des évaluations cliniques sont divisés en paramètres sensorimoteurs (force musculaire, tonus musculaire, déficiences sensorielles) et en paramètres d'activité (scores de capacité et de performance). Les Arm Profil Score sont sans niveaux anatomiques spécifiques.

Gaillard *et al.* (2020) ont suggéré que de petites déviations dans les segments proximaux pouvaient entraîner des déviations plus importantes dans les segments plus distaux. Pour Mailleux *et al.* (2017), l'analyse du mouvement chez les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale et les évaluations cliniques doivent être considérées comme complémentaires de l'échelle clinique pour saisir les déficits moteurs proximaux.

7.2.3 Atteinte bilatérale

La plupart des études n'ont porté que sur des patient-es atteint-es de paralysie cérébrale unilatérale. Les trois études qui incluaient des participant-es d'atteinte bilatérale ont montré une corrélation modérée à bonne ($0.5 < |r| < 0.9$) avec les résultats cliniques, mais ont mesuré uniquement des paramètres spatiotemporels (Butler et Rose 2012; Ju, You, et Cherng 2010; Shim et al. 2022).

Cependant, on peut s'attendre à ce que les déficiences proximales jouent un rôle plus important dans la fonction puisque les enfants présentant un schéma « chandelier » (où le coude est fléchi et l'épaule est en rotation externe, soit un schéma pathologique de type II d'après (Chaleat-Valayer et al. 2017)), sont limités par l'éloignement de leurs mains de la zone de manipulation.

7.3 Synthèse intermédiaire sur les paramètres

L'analyse de la littérature révèle une grande hétérogénéité dans les paramètres utilisés pour étudier les mouvements des personnes atteintes de paralysie cérébrale. Cette diversité, associée à des tâches variées, rend les comparaisons entre les études difficiles. De plus, la taille réduite des échantillons limite la fiabilité des corrélations entre les mesures cinématiques et les évaluations cliniques. L'absence de consensus sur les outils d'évaluation clinique rend également les comparaisons entre les études encore plus complexes. Peu d'études ont clairement établi un lien entre une déficience spécifique et un paramètre cinématique particulier, ou entre ce dernier et une orientation thérapeutique. Face à cette multitude de paramètres mesurés dans des tâches variées, il est difficile d'extraire des informations claires et de formuler des recommandations cliniques précises.

8 DISCUSSION

Cette synthèse de la littérature offre une vue d'ensemble des évaluations instrumentées disponibles pour analyser la fonction des membres supérieurs chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale. Conformément aux observations de Philp *et al.* (2022), une grande hétérogénéité caractérise les protocoles existants, tant au niveau des tâches étudiées que des paramètres mesurés, reflétant la diversité des capacités fonctionnelles des membres supérieurs dans cette population.

Les systèmes basés sur des marqueurs, bien qu'établis comme référence en termes de précision et déjà présents dans de nombreux contextes hospitaliers, présentent des inconvénients significatifs. Leur mise en place est chronophage et les contraintes d'occlusion des marqueurs s'avèrent particulièrement problématiques compte tenu de la complexité des mouvements des membres supérieurs. Les systèmes sans marqueurs tels que l'estimation de pose émergent comme une alternative intéressante, offrant une mesure potentiellement plus écologique et s'affranchissant des contraintes liées à la pose et à la dépose des marqueurs. Cependant, la validité de ces algorithmes est fortement dépendante des modalités d'entraînement de leurs réseaux et des études de précision spécifiques aux tâches des membres supérieurs chez la population atteinte de paralysie cérébrale sont nécessaires pour évaluer leur fiabilité.

Un manque de détails contextuels concernant les populations étudiées est fréquemment observé dans les protocoles. L'absence d'informations précises sur le niveau de fonction (évaluée par une évaluation clinique) et la description du ou des types de paralysie cérébrale rencontrés rend difficile l'adaptation de l'analyse aux spécificités des difficultés individuelles. L'examen de la littérature révèle une surreprésentation des patient-es atteints de paralysie cérébrale spastique unilatérale avec un bon niveau fonctionnel – une population déjà bien caractérisée par les évaluations cliniques traditionnelles. Paradoxalement, moins d'outils sont disponibles pour évaluer les patient-es de niveau MACS IV ou V ou présentant une atteinte bilatérale.

Cette sous-représentation des patient-es avec une atteinte sévère ou bilatérale peut s'expliquer par la nature des tâches évaluées avec une sur représentation des tâches unilatérales d'atteinte et de

préhension. D'une part, même en simplifiant la tâche, ils et elles tendent à adopter des stratégies de compensation adaptées à leurs capacités plutôt que de se conformer à une stratégie dite "idéale". D'autre part, l'étude isolée de l'atteinte et de la préhension n'apporte souvent pas les informations les plus pertinentes pour les clinicien-nes concernant ces patient-es. Chez les patient-es MACS IV ou V, ou ceux avec une atteinte bilatérale sévère, la main la plus affectée joue un rôle d'assistance à la main dominante dans les tâches quotidiennes bimanuelles. L'enjeu fonctionnel réside donc dans le maintien de cette intégration de la main assistante dans les activités de la vie quotidienne, que ce soit pour la stabilisation ou pour faciliter la mobilisation passive du côté atteint par un-e aidant-e (par exemple, pouvoir déplier le bras pour des tâches d'habillement).

Bien que les tâches d'atteinte et de préhension unilatérale soient largement majoritaire on observe la parution d'un nombre croissant d'articles s'intéressant à la coordination bimanuelle. Si la bimanualité est une composante essentielle des activités de la vie quotidienne, les travaux de Katak *et al.* (2017) ont permis de mettre en évidence différentes formes de bimanualité avec différents niveaux de difficulté pour les personnes neuro-atteintes. Seules les tâches dites bimanuelles coopératives ont intrinsèquement besoin de l'utilisation coordonnée des deux membres. Ces tâches permettent donc de garantir l'implication d'une main assistante dans la tâche sans encouragement verbal et donc de s'approcher de la notion de performance. Par ailleurs l'AHA se concentre principalement sur l'évaluation de tâches coopératives. Son instrumentation permettrait donc d'étudier la coordination entre les membres supérieurs et la cinématique du côté assistant. Cependant, cette évaluation a été développée avec la préoccupation principale de masquer le contexte d'évaluation aux participant-es par le jeu afin d'accéder à leur comportement spontané même dans le cadre d'une consultation clinique. La question se pose donc de savoir s'il est possible d'ajouter l'analyse du mouvement lors de l'évaluation de l'AHA sans en dégrader les résultats, c'est-à-dire s'il est possible d'instrumenter la performance.

La littérature propose une longue liste de paramètres potentiels cependant, une question fondamentale demeure : quels paramètres faut-il mesurer ? Pour quel sens clinique ? Les mouvements des membres supérieurs ne peuvent être réduits à de simples déplacements de centres articulaires dans l'espace ; ils sont guidés par une intentionnalité complexe, qui échappe à une

analyse simpliste des trajectoires ou des angles. L'AHA, par exemple, se concentre sur l'étude de tâches de stabilisation où une main est pratiquement immobile, rendant l'évaluation de l'efficacité par la seule cinématique d'une complexité considérable. Par ailleurs, la paralysie cérébrale rassemble un ensemble de troubles qui dépassent les seuls troubles moteurs. Ce manuscrit soutient l'idée que l'AQM ne saurait se substituer au jugement clinique expert pour automatiser complètement l'évaluation ou remplacer d'une seule mesure l'ensemble des évaluations nécessaires à l'établissement d'une carte d'identité pathologie exhaustive. Néanmoins, l'AQM a toute sa place pour compléter l'évaluation clinique avec des données objectives et des paramètres inaccessibles à l'œil nu.

9 ENONCE DES OBJECTIFS DE LA THESE

Ainsi, comme indiqué en introduction et dans le chapitre I, ce travail de thèse a pour objectif principal de répondre au besoin d'évaluations instrumentées plus pertinentes cliniquement, mises en avant dans ces premiers chapitres, pour l'analyse de la fonction des membres supérieurs chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. Face à la surreprésentation des tâches de capacité unilatérale observée en chapitre II, cette recherche s'intéresse plus spécifiquement à l'étude de la performance bimanuelle.

Notre 1^{er} sous-objectif sera de vérifier qu'il est possible d'instrumenter la performance sans impacter le comportement des participant-es et de fait les résultats à l'évaluation de la performance bimanuelle qu'est l'Assisting Hand Assessment (AHA). Cette étude fera l'objet du chapitre III.

Comme évoqué au chapitre II, peu d'études de la littérature s'intéressent à des tâches non contraintes de la performance, mais ce type d'évaluation soulève une difficulté notable : comment étudier des tâches non standardisées et non cycliques ? Notre 2nd sous-objectif sera d'identifier les paramètres pertinents à l'étude de la fonction grâce à une étude exploratoire à partir des données du chapitre III. Ce travail fera l'objet du chapitre IV.

Comme évoqué au chapitre I, la CIF est un outil fondamental pour appréhender le lien entre les déficiences anatomiques, les limitations d'activité et la participation sociale des individus. Dans cet esprit, notre 3^{ème} sous-objectif est de proposer une nouvelle approche d'évaluation instrumentée des membres supérieurs combinant des informations cinématiques de performance et des mesures de capacité, tout en contextualisant ces données avec des données d'enfants au développement typique.

CHAPITRE III

IMPACT DE L'ANALYSE QUANTIFIEE DU MOUVEMENT
SUR L'EVALUATION DE LA PERFORMANCE

1 INTRODUCTION

En 1980, Taub *et al.* (1980) ont proposé le concept de « *learned nonuse* » pour expliquer la sous-utilisation persistante d'un membre malgré la récupération motrice après une lésion cérébrale acquise. En effet, un membre peut avoir un potentiel de mouvement, mais ne pas être utilisé en raison de son manque de fiabilité ou d'efficacité. Simultanément, l'individu apprend à compenser en n'utilisant que le membre non affecté ou moins affecté. Ce concept s'étend au-delà des lésions acquises chez les adultes. DeLuca *et al.* (2002) ont introduit le terme « *developmental disregard* » pour décrire comment les enfants atteints de paralysie cérébrale peuvent apprendre à ignorer ou à éviter d'utiliser le membre affecté pendant le développement moteur. Même avec une déficience légère, les enfants découvrent que les tâches peuvent être exécutées plus efficacement avec la main dominante, ce qui conduit à une utilisation préférentielle de cette main et à un sous-développement du membre atteint. Ce phénomène souligne à la fois l'importance d'une prise en charge précoce de ces patient·es afin de resymétriser au maximum l'utilisation des mains, mais aussi d'une évaluation à la fois de la capacité et de la performance pour mettre en évidence ces aptitudes potentielles sous-utilisées (Chaleat-Valayer et al. 2015; Van Eck et al. 2009; Sakzewski, Ziviani, et Boyd 2010).

Cependant, l'étude de la performance dans un contexte clinique est limitée car les patient·es ne sont pas dans leur environnement habituel (Palisano et al. 2008; Tieman et al. 2004). Cela est particulièrement vrai pour les patient·es présentant une atteinte unilatérale, qui ont tendance à masquer le « *developmental disregard* » (S. C. DeLuca 2002) lorsqu'ils ou elles sont dans une situation d'évaluation clinique en faisant ce qu'ils ou elles pensent être demandé ou attendu par le thérapeute ; c'est à dire utiliser leur membre affecté autant qu'ils ou elles le « peuvent ». Par conséquent, en contexte clinique, les thérapeutes ne peuvent qu'évaluer approximativement la performance et doivent détourner l'attention des patient·es du contexte d'évaluation afin d'accéder à leur comportement spontané. C'est la solution retenue par l'Assisting Hand Assessment (AHA) qui utilise le jeu pour observer comment les enfants intègrent leur main assistante dans des situations bimanuelles quotidiennes.

Pour recueillir des informations cinématiques sur la performance, il serait donc possible de réaliser une analyse du mouvement en parallèle de l'AHA. Beani *et al.* (2019) ont déjà instrumenté l'AHA à l'aide d'accéléromètres afin de quantifier l'asymétrie d'utilisation des membres supérieurs chez des patient-es présentant une atteinte unilatérale, mais aucune étude ne s'est encore intéressée à la cinématique. Néanmoins, il reste à déterminer si la réalisation de l'examen au sein d'un laboratoire d'analyse du mouvement aura un impact sur le comportement des patient-es et sur son utilisation spontanée du membre atteint. Les changements de comportement pendant les évaluations instrumentées ont été étudiés dans le contexte de l'analyse de la marche. Les études existantes ont principalement examiné l'impact de la présence de l'observateur, connu sous le nom d'effet Hawthorne (Jeon Jeongwoo *et al.* 2023; Kenzie B. Friesen *et al.* 2020; Marzieh M. Ardestani *et al.* 2020; Verónica Robles-García *et al.* 2015). Bien que des études aient montré que la présence d'un ou de plusieurs observateurs influence les paramètres spatiotemporels de la marche, le biais potentiel introduit par les instruments de mesure eux-mêmes n'a pas été entièrement exploré.

L'objectif de ce chapitre est de déterminer si la présence d'un dispositif d'analyse du mouvement (caméras et marqueurs) a un impact sur les scores AHA chez les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale. Pour les clinicien-nes de ce projet, l'hypothèse est que le cadre expérimental peut encourager les participant-es à dissimuler un manque de développement, améliorant ainsi les scores liés à l'utilisation de la main assistante. Pour les chercheurs en biomécanique, il serait plutôt attendu que la présence des marqueurs passifs réfléchissants des gènes dans les mouvements des participant-es et dégrade donc leur score de performance.

Ce chapitre a été soumis au Journal Research in Developmental Disabilities et est actuellement en deuxième relecture par les pairs après demande de modifications.

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Population

Pour déterminer la taille d'échantillon nécessaire à cette étude comparative, un calcul de puissance a été réalisé en utilisant un test t de Student pour échantillons appariés. Le seuil de différence cliniquement significative est 5 points (sur 100) sur la base de la sensibilité du score AHA (M Holmefur et al. 2009). Le niveau de signification (α) a été fixé à 0.05 (test bilatéral) et la puissance statistique souhaitée à 0.80, afin d'assurer une probabilité de 80% de détecter la différence spécifiée si elle existe réellement. Les paramètres clés de l'écart-type (SD) et du coefficient de corrélation (r) ont été estimés à partir de notre étude pilote préliminaire menée auprès de 10 participant·es et il a été déterminé qu'un minimum de 16 participant·es est requis pour cette étude.

Dix-huit enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale ont donc été recrutés sur dossiers médicaux après approbation éthique par le comité d'éthique du Comité de Protection des Personnes (n° 2023-A00303-42). Les critères d'inclusion étaient un âge compris entre 18 mois et 13 ans, une paralysie cérébrale unilatérale et l'absence de troubles cognitifs sévères. Cette tranche d'âge a été choisie afin de pouvoir utiliser les versions du AHA dites Small Kids et School Kids (M Holmefur et al. 2009). Ces versions comportent les mêmes objets, mais déposent sur deux plateaux de jeux différents (« Les extraterrestres » et « Le château ») ou une session de jeu libre, ce qui permet aux thérapeutes de raconter deux histoires différentes et d'éviter l'ennui des participant·es. L'âge moyen était de $7,0 \pm 3,7$ ans, le groupe comprenait 8 filles et 10 garçons, 8 participant·es étaient atteint·es du côté droit et 14 participant·es classé·es MACS II et 4 MACS III. Les informations démographiques détaillées sont disponibles en ANNEXE 1.

thoracique a été rendu possible grâce à un système d'aimants attachés au groupe de marqueurs, au-dessus du t-shirt et fixés la peau des participant-es, sous le t-shirt. Ce dispositif a permis au groupe de marqueurs de rester relativement fixe par rapport à la peau.

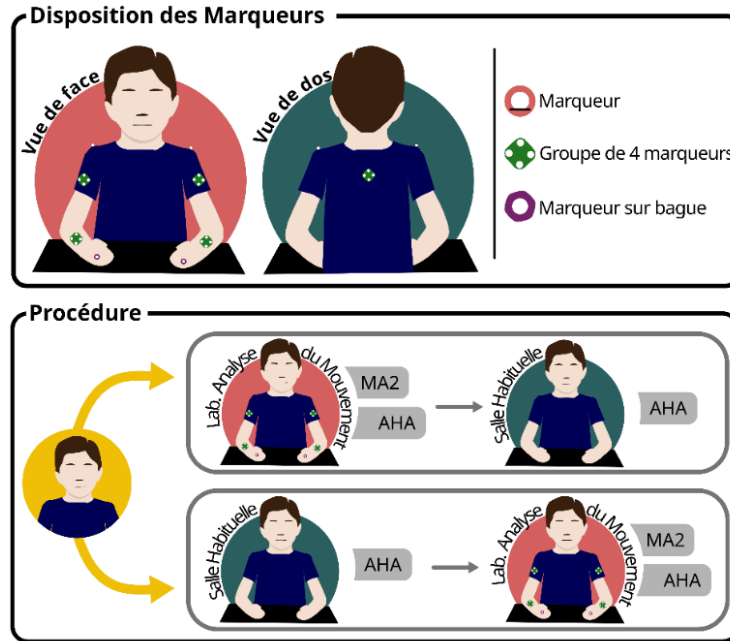


Figure 25. Disposition des marqueurs et procédure.
Assisting Hand Assessment (AHA); Modified Melbourne Assessment (MA2)

2.3 Tâches

L'expérience s'est déroulée en deux phases, dans un ordre randomisé. Dans la salle de consultation habituelle, les patient-es ont reçu une passation d'AHA classique dans les conditions habituelles. Dans le laboratoire d'analyse du mouvement, les patient-es ont été équipé-es de marqueurs réfléchissants puis ont passé une l'évaluation modifiée de Melbourne (Randall, Imms, et Carey 2008) ainsi qu'une passation de AHA (Figure 25). L'objectif de l'évaluation modifiée de Melbourne est de donner aux patient-es du temps pour s'habituer à la présence des marqueurs et des caméras.

2.4 Paramètres

La cotation de l'AHA est réalisée par analyse vidéo a posteriori à l'aide d'une grille d'évaluation standardisée (Tableau 6). Le score brut de l'AHA est déterminé par l'addition de 20 items évalués sur une échelle de 4 points. Ce score, qui varie de 0 à 80 points, est converti en une échelle *logit* de 0 à 100 unités AHA, communément appelée « Score AHA ».

Tableau 6. Grille d'évaluation de l'Assisting Hand Assessment (AHA) (M. M. Holmefur et Krumlinde-Sundholm 2016)

Items	Score
Manipule	4
Choisi la main assistante	4
Attrape	4
Varie les types de préhension	4
Réajuste la préhension	4
Bouge l'avant-bras	4
Atteint	4
Régule la force	4
Relâche	4
Fluidité	4
Stabilise par la préhension	4
Orienté les objets	4
Bouge le bras	4
Bouge les doigts	4
Coordonne	4
Initie l'utilisation	4
Enchaîne	4
Quantité d'utilisation	4
Stabilise par le poids	4
Tient	4
Total score brut	80

Les items sont classés du plus difficile au plus facile

Les cotations des deux AHA, avec et sans instrumentation, sont réparties au hasard entre deux ergothérapeutes expérimentés à la passation de l'AHA. Il est à noter que chaque ergothérapeute évalue une seule version de l'évaluation pour chaque participant-e, ce qui permet de minimiser les

biais. En effet, la présence de marqueurs sur la vidéo ne permet pas, d'un point de vue technique, une cotation en double aveugle.

Le AHA présente une fiabilité inter-évaluateur·ices satisfaisante (SEM = 1,5, IC à 95 % : ± 3 points sur le score brut) (Holmefur et al., 2007). Par conséquent, il est attendu des séances d'AHA évaluées par deux évaluatrices qu'elles présentent des différences de score brut ne dépassant pas 3 points. Cependant, afin de garantir cette répétabilité, les évaluatrices ont également évalué cinq vidéos précédemment évaluées par leur collègue, dans le cadre de nos expérimentations.

2.5 Statistiques

La fiabilité inter-évaluatrices des scores bruts de l'AHA a été évaluée à l'aide de diagrammes de Bland-Altman et de coefficients de corrélation intraclass (ICC) à partir d'un modèle d'effets mixtes à deux voies. Les limites d'accord ont été calculées comme la différence moyenne $\pm 1,96$ écart-type, avec un seuil de 3 points (sur 80) superposé, reflétant la fiabilité inter-évaluatrice du score AHA. La normalité des différences de score a été évaluée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. En cas de distribution non normale, une transformation logarithmique des données originales a été utilisé pour l'analyse de sensibilité.

Pour comparer les scores AHA instrumentés et réguliers, des tests de Student appariés ou des tests de rangs signés de Wilcoxon ont été utilisés, en fonction de la normalité des données testée par le test de Shapiro-Wilk. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$ pour toutes les analyses. Les différences absolues moyennes entre les deux méthodes d'évaluation, ainsi que leurs intervalles de confiance à 95 %, ont été rapportées. En outre, des diagrammes de Bland-Altman ont également été utilisés pour évaluer les différences systématiques entre les deux méthodes d'évaluation. Les limites d'accord ont été calculées comme étant la différence moyenne $\pm 1,96$ écart-type, et un seuil de différence cliniquement significative de 5 points (sur 100) a été superposé, sur la base de la sensibilité du score AHA (M Holmefur et al. 2009). En ce qui concerne la fiabilité intra-évaluateur, la normalité a été évaluée à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk, et une transformation logarithmique a été utilisée pour l'analyse de sensibilité (Giavarina 2015)

Le coefficient de corrélation de Pearson a été calculé pour évaluer la corrélation entre l'âge et les différences de score.

3 RESULTATS

3.1 Fiabilité inter-évaluatrices

Les différences entre les évaluateurs étaient normalement distribuées (Shapiro-Wilk : $W = 0,88$, $p = 0,15$), et le graphique de Bland-Altman indique que les différences se situent dans les limites de l'intervalle de confiance. La différence absolue moyenne des scores bruts de l'AHA entre les évaluateurs était de 0,6 point, avec une différence maximale de 2 points (Figure 26). Ce résultat est cohérent avec la fiabilité inter-évaluateurs précédemment rapportée pour l'AHA (Marie Holmefur, Krumlinde-Sundholm, et Eliasson 2007). Le coefficient de corrélation intraclass (CCI) était de 0,99 (IC à 95 % [0,96, 1,0] ; $p < 0,05$), ce qui confirme l'excellente fiabilité entre les évaluateurs réalisant cette étude.

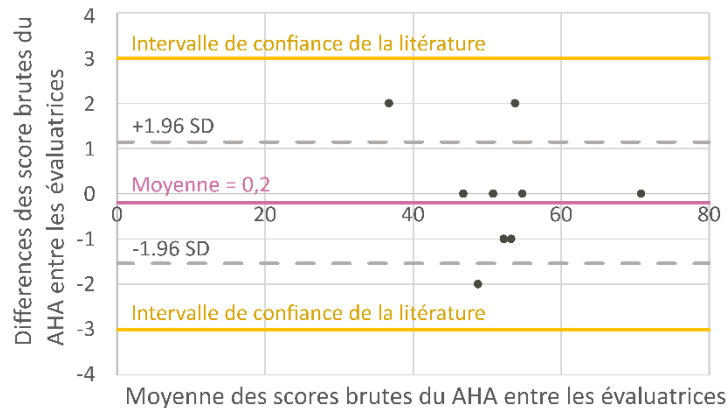


Figure 26. Diagramme de Bland Altman des scores AHA entre les évaluateurs.

3.2 Différences entre l'AHA standard et l'AHA instrumenté

Les différences entre les scores AHA instrumentés et réguliers n'étaient pas distribuées normalement (Shapiro-Wilk : $W = 0,88$, $p = 0,02$). La différence entre les scores AHA instrumentés et réguliers n'était pas significative (valeur $p = 0,99$). Cette différence était inférieure au seuil de significativité clinique pour tous les participant-es (Figure 27), à l'exception d'un-e participant-e qui a perdu 6 points de performance au cours de la session instrumentée (Tableau 7).

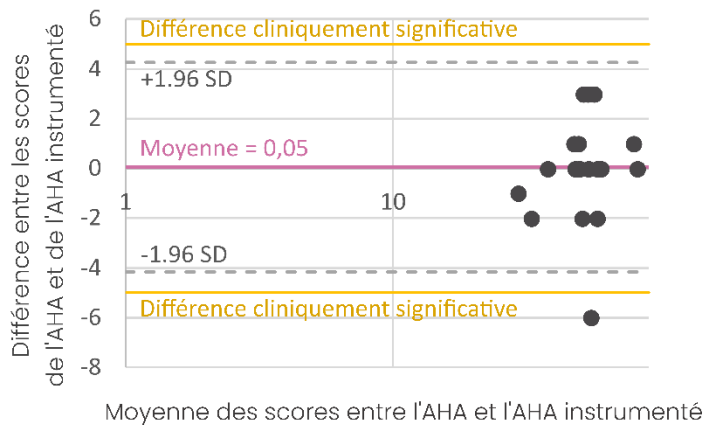


Figure 27. Diagramme de Bland Altman des scores AHA instrumentés et des scores AHA standards.

Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre l'âge et les différences absolues des scores AHA entre les évaluations régulières et instrumentées ($r = -0,256$, valeur $p = 0,305$).

Tableau 7. Différences de scores AHA entre l'AHA instrumenté et l'AHA standard.

N°	Age (Années)	Niveau MACS	Score AHA	Score AHA Instrumenté	Différences
1	2,1	3	52	55	-3
2	2,5	3	49	50	-1
3	3,2	2	54	54	0
4	3,2	2	47	48	-1
5	3,3	2	58	52	6*
6	4,6	2	59	57	2
7	5,1	3	34	32	2
8	6,1	2	48	48	0
9	6,2	2	50	50	0
10	6,5	2	82	82	0
11	6,6	2	52	50	2
12	7,8	2	55	58	-3
13	8,4	2	60	60	0
14	8,7	2	79	80	-1
15	11	3	38	38	0
16	12,2	2	50	53	-3
17	12,8	2	58	58	0
18	12,9	2	30	29	1

MACS: Manual Ability Classification System, AHA: Assisting Hand Assessment

* Cliniquement significatif (Différence absolue > 5 points)

4 DISCUSSION

4.1 Impact sur la performance

Un défi important pour la biomécanique clinique est de concilier l'environnement contrôlé du laboratoire d'analyse du mouvement avec l'écologie de mesure nécessaire pour comprendre la performance de la vie quotidienne. (Cacioppo et al., 2020 ; Klotz et al., 2014 ; Valevicius et al., 2018). L'instrumentation d'une évaluation de la performance telle que l'AHA offre un moyen de quantifier le mouvement spontané, fournissant des données objectives sur la cinématique du mouvement. Nous avons émis l'hypothèse que les patient-es obtiendraient de meilleurs résultats à l'évaluation de la performance en présence d'un dispositif d'analyse du mouvement dépendant de marqueur, en raison de l'effet d'Hawthorne, ou de moins bons résultats en raison de la gêne occasionnée par la présence des marqueurs. Pourtant, après une phase d'adaptation, les scores de l'AHA n'ont pas significativement été affectés par la présence des caméras et des marqueurs. Ce résultat démontre que l'instrumentation de l'AHA ne compromet pas sa validité.

Une explication pourrait être que les patient-es ont pu être perturbée par la présence du système de capture de mouvement, mais que la première étape de la passation de l'évaluation modifiée de Melbourne a été suffisante pour les familiariser avec les marqueurs et leur faire penser que l'outil n'était utilisé que pendant l'évaluation des capacités. Si nous pensons que la familiarisation avec le jeu de marqueurs a pu être utile pour accroître la coopération des enfants, il est selon nous peu probable qu'elle puisse expliquer entièrement l'absence de changement.

Il est également possible, qu'étant donné le contexte clinique et la présence d'un-e thérapeute, que les patient-es soient déjà habitués à être observés. Ainsi l'instrumentation supplémentaire n'aurait qu'un impact minimal sur leur comportement par rapport à l'effet *Hawthorne*. L'utilisation spontanée du membre affecté pendant l'évaluation de l'AHA peut être davantage attribuée à l'opportunité d'utiliser des objets quotidiens dans un contexte ludique qu'à un oubli temporaire de l'évaluation.

Un cas limite (le participant 5) a tout de même présenté une modification du score d'AHA cliniquement significatif, perdant 6 points lors de la session instrumentée par rapport à l'AHA standard. Cette patiente était jeune et fatigable, elle était généralement moins efficace à la fin des sessions d'évaluation. Comme l'AHA instrumentée était la deuxième AHA à la fin de l'évaluation, cette différence pourrait être due à la fatigue. Dans la littérature, la répétabilité du AHA a été évaluée lors de journées d'évaluation différentes (M Holmefur et al. 2009) et il n'existe aucune étude documentant la variabilité fonctionnelle des patient-es jeunes ou pouvant être qualifiés de fatigables entre le début ou la fin d'une consultation bien que ce phénomène soit observé empiriquement par les équipes cliniques qui privilégient généralement le début de la consultation pour les évaluations fonctionnelles.

4.2 Population

L'une des limites de l'étude actuelle est qu'elle se concentre exclusivement sur les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale. Néanmoins, notre hypothèse est que le phénomène de *developmental disregard* est plus marqué chez les patient-es présentant une atteinte unilatérale que chez les patient-es atteint-es de paralysie cérébrale bilatérale. Ces derniers seraient donc moins affecté-es par la présence d'instruments de mesure. Cette hypothèse doit cependant être confirmée par d'autres études.

Une autre limite est la taille relativement petite de l'échantillon, qui peut avoir limité la puissance statistique. En outre, l'inclusion de participant-es présentant une déficience motrice légère à modérée (MACS II et III) limite la généralisation des résultats aux personnes présentant des formes plus sévères de paralysie cérébrale. Les études futures devraient porter sur un échantillon plus important et inclure des personnes atteintes de formes plus sévères.

4.3 Technologie

Dans cette étude nous avons choisi d'utiliser la capture de mouvement par caméras optoélectroniques pour son statut de mesure de référence en analyse quantifiée du mouvement, mais également car cet outil de mesure combine des éléments communs à d'autres outils d'analyse quantifiée du mouvement : la présence de marqueurs sur le corps des patient-es (centrales inertielles; accéléromètres) et la présence de nombreuses caméras (systèmes sans marqueurs). Ce dispositif représente donc, selon nous, le scénario le plus invasif et nos résultats pourraient donc s'étendre à ces autres formes d'instrumentation plus légère.

Certain-es participant-es présentant des troubles cognitifs légers ou des problèmes de comportement ont été difficiles à équiper de marqueurs. Il a fallu de longues négociations pour placer les marqueurs et, à quelques reprises, les enfants ont retiré eux-mêmes les marqueurs distaux pendant l'évaluation. Ces difficultés soulignent la nécessité de technologies moins invasives, telles que la capture de mouvement sans marqueur ou les capteurs portables, pour la mesure objective de la fonction des membres supérieurs. Alors que l'actimétrie a été utilisée pour évaluer l'asymétrie d'utilisation des membre supérieurs pendant un AHA (Beani et al. 2019), les solutions vidéo constituent une alternative prometteuse à l'utilisation de capteurs portés sur le corps pour quantifier la cinématique du mouvement. De plus, l'instrumentation directe des objets manipulés lors des activités évaluées pourrait offrir une collecte transparente des paramètres spatiotemporels pertinents (Mutalib, Mace, et Burdet 2019), et la combinaison de technologies sans marqueurs avec l'instrumentation d'objets mérite d'être explorée pour une évaluation encore plus complète et écologique.

4.4 Tâches

D'aucun pourrait souligner que l'AHA ne mesure pas « vraiment » la performance, car cette mesure s'inscrit dans un cadre clinique et non dans l'environnement quotidien. En ce sens, il est vrai que cette étude s'est moins intéressée à l'impact de l'instrumentation sur la performance telle que

conceptualisée dans la CIF qu'à son impact sur son évaluation selon les critères de l'AHA. À mesure que la recherche se déploie hors des hôpitaux et des laboratoires (Carcreff et al. 2022; 2020), cette question mérite certainement d'autres études pour pouvoir se rapprocher au mieux de la mesure de la performance.

4.5 Synthèse

Cette étude démontre la faisabilité de l'intégration de la capture de mouvement dans l'évaluation de l'AHA sans compromettre sa fiabilité pour une population pédiatrique atteinte de paralysie cérébrale unilatérale. D'autres études sont nécessaires afin de pouvoir généraliser ces résultats à des patient-es plus sévèrement atteint-es (formes bilatérale, MACS IV, V).

L'analyse du mouvement en parallèle d'évaluations cliniques permet de recueillir des données cinématiques sans allonger la durée des consultations – à la pose des marqueurs près - et optimise ainsi le temps passé à l'hôpital. L'AQM pourrait ainsi être bénéfique lors des consultations cliniques sous trois formes : elle pourrait permettre d'automatiser certaines cotations, réduisant ainsi la charge de travail des cliniciens ; dans un second temps, elle pourrait permettre d'améliorer la fiabilité des évaluations cliniques en contrôlant leur bonne passation, par exemple en quantifiant les compensations du tronc dans les tâches d'atteinte de l'évaluation modifiée de Melbourne ; enfin, l'AQM permettrait de quantifier des paramètres qui ne sont pas accessibles lors des simples analyses vidéo, comme la quantification précise d'amplitudes articulaires au cours du mouvement ou l'étude de la prépondérance d'un schéma moteur au cours du temps.

Cette étude a néanmoins mis en évidence que la plus grande difficulté associée à l'instrumentation de l'évaluation de la performance pour une population pédiatrique était moins la perte de spontanéité des participant-es que l'acceptabilité des outils de mesure par les enfants et le temps clinique supplémentaire engendré par ce type de protocole. Dans la perspective de minimiser le temps passé à l'hôpital et la gêne occasionnée pour les patient-es, la capture de mouvement avec des caméras optoélectroniques et des marqueurs passifs réfléchissants n'est pas l'option la plus

indiquée. Les solutions vidéo sont dans ce cadre une perspective intéressante, bien qu'elles présentent d'autres formes de difficulté (Chapitre II).

La question centrale réside désormais dans la nature des données que l'on peut extraire d'une acquisition aussi longue et non contrôlée d'une évaluation comme l'AHA. Comment hiérarchiser les niveaux de lecture d'une analyse quantitative du mouvement dans ce contexte ? La question des choix des tâches de l'AHA et plus particulièrement de la sélection des paramètres d'études sera plus particulièrement soulevée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE IV

ÉVALUATION CINÉMATIQUE DE LA PERFORMANCE PAR
CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE :
ÉTUDE EXPLORATOIRE SUR 7 PARTICIPANT·ES

1 INTRODUCTION

L'analyse de la fonction des membres supérieurs a longtemps été dominée par l'étude de tâches contraintes et stéréotypées. Cette approche permet de faciliter la répétabilité de la mesure entre les individus, mais est peu représentative des activités quotidiennes. Parallèlement, les évaluations cliniques, telles que l'Assisting Hand Assessment (AHA), fournissent une analyse qualitative en évaluant l'utilisation spontanée du côté atteint dans des situations bimanuelles de la vie quotidienne. Comme évoqué en Chapitre I, l'AHA est une évaluation validée de la littérature, mais elle est limitée dans la quantité et le type d'informations accessibles à l'œil nu des thérapeutes (Chapitre I).

Des études ayant eu recours à des accéléromètres pour quantifier l'AHA se sont principalement focalisées sur des paramètres spatio-temporels, à l'instar de l'indice d'asymétrie d'utilisation (Beani et al. 2019). Il serait intéressant de faire le lien entre les paramètres cinématiques et le score AHA, et de déterminer comment ces nouveaux paramètres peuvent enrichir l'information clinique pour une prise de décision thérapeutique plus éclairée.

Cette démarche implique toutefois une remise en question des méthodologies conventionnelles d'analyse quantifiée du mouvement (AQM). L'analyse de la marche traditionnelle, par exemple, repose sur l'évaluation de paramètres lors de cycles de marche standardisés et sur la comparaison des courbes des patient·es avec des bases de données normatives (Wren et al. 2020). L'analyse du mouvement centrée sur l'activité de l'AHA soulève deux défis majeurs : la définition de l'échelle temporelle pertinente et la sélection des paramètres à étudier. En effet, l'AHA comprend une dizaine de tâches quotidiennes, qui ne sont ni standardisées ni cycliques. Comment, dès lors, choisir et analyser les paramètres cinématiques dans ce contexte ? Comment décomposer une activité globale en unités d'informations analysables ? De plus, quels outils statistiques peuvent être employés pour identifier des tendances, regrouper les patient·es et extraire des informations pertinentes ? Ce travail exploratoire vise à proposer une nouvelle méthode d'analyse permettant

de faire le lien entre le niveau de fonction et les paramètres cinématiques dans des tâches de performance.

Afin de pouvoir mieux étudier les mouvements des membres supérieurs, les auteurs Schambra *et al.* (2019) ont proposé un cadre sémantique pour décomposer les activités aux objectifs multiples (s’habiller, se préparer à manger) en mouvements fonctionnels (passer un bras à travers une manche, couper un oignon) puis en primitives fonctionnelles définies comme mouvements simples sur une courte échelle de temps (repos, atteindre, transporter, repositionner). Les primitives fonctionnelles sont des mouvements élémentaires qui ne peuvent pas être décomposés d’avantage à l’œil nu par un observateur entraîné.

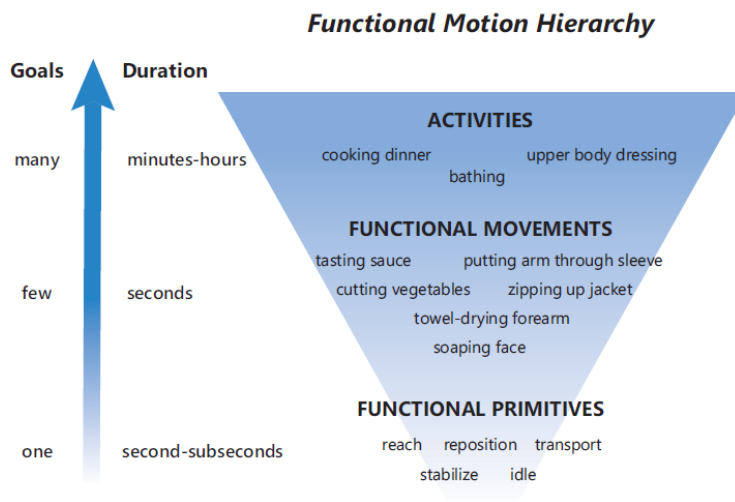


Figure 28. Hiérarchie des mouvements fonctionnelles extraite de Schambra *et al.* (2019)

Cette décomposition permet de mettre en évidence le fait que les différentes unités temporelles contiennent chacune des informations spécifiques. La classification ascendante hiérarchique, méthode statistique de clustering qui regroupe itérativement les éléments en fonction d'une mesure de distance (les éléments les plus proches étant fusionnés en premier), sera d'abord appliquée à l'ensemble de l'évaluation AHA afin d'analyser une image cinématique globale de la fonction des

participant·es (Étude A). Ensuite, cette méthode sera appliquée spécifiquement à différentes tâches de l'AHA afin de déterminer un portrait plus exhaustif de la performance cinématique des patients (Étude B).

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

Les données de ce chapitre ont été collectées lors de l'étude sur l'impact de l'instrumentation sur la performance bimanuelle menée au chapitre III. Les éléments méthodologiques relatifs à la description des tâches et au choix des paramètres sont spécifiques aux études A et B et seront définis localement. Les éléments communs aux deux études sont présentés dans cette partie.

2.1 Dispositif d'analyse du mouvement

Le matériel pour l'acquisition du mouvement consistait en 7 caméras optoélectroniques VICON[®] avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz (Oxford Metrics, UK). Le jeu de marqueurs était constitué de 17 marqueurs réfléchissants d'un diamètre de 5 mm, positionnés sur le tronc (un groupe de 4 marqueurs sur la 8ème vertèbre thoracique), les bras (un groupe de 4 marqueurs sur l'insertion du deltoïde et 1 marqueur sur le point le plus dorsal de l'articulation acromio-claviculaire), les avant-bras (un groupe de 4 marqueurs à côté des apophyses styloïdes radiale et cubitale), et la tête métacarpienne des troisièmes doigts (1 marqueur monté sur une bague) (Figure 29).

Les repères anatomiques ont été calibrés à l'aide de la méthode CAST (Cappozzo et al. 1995) et ont été défini sur la base des recommandations de l'ISB (Wu et al. 2005). Ces repères anatomiques sont l'incisure jugulaire (IJ), l'appendice xiphoïde (PX), les vertèbres C7 et T10, la face postérieure de l'articulation acromio-claviculaire (AC), les épicondyles médial (EM) et latéral (EL) de l'humérus, les processus styloïdes ulnaire (US) et radial (RS) et la troisième tête métacarpienne (HM3). Le centre de rotation de l'épaule a été calculé avec la méthode de Rab *et al.* (2002)

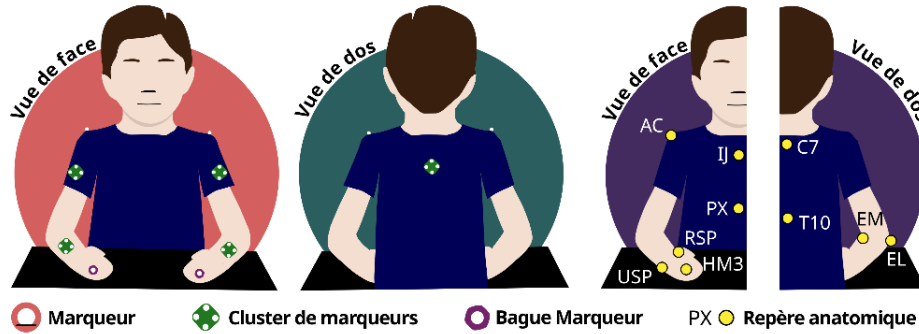


Figure 29. Jeu de marqueurs et repères anatomiques

2.2 Population

Cette étude inclut des patient-es atteint-es de paralysie cérébrale unilatérale, suivi-es au Centre des Massues, âgé-es de 18 mois à 13 ans et ne présentant pas de troubles cognitifs sévères. La population étudiée est identique à celle du Chapitre III, avec l'ajout d'un critère de qualité des données. Parmi les 18 participant-es du Chapitre III, seul-es les patient-es pour lequel-les les points de l'ISB ont été reconstruits à 80 % au minimum, tant pour l'ensemble du test AHA que pour chaque tâche individuelle, ont été retenu-es. Les caractéristiques des patient-es inclus-es sont présentées dans le Tableau 8.

Tableau 8. Caractéristiques démographiques

N°	Score AHA (0 - 100)	Forme clinique de paralysie cérébrale	Niveau MACS	Âge (Années)	Sexe	Côté assistant
1	32	Dyskinétique	3	11	F	Gauche
2	48	Dyskinétique	2	3	F	Gauche
3	54	Dyskinétique	2	3	F	Droite
4	57	Spastique	2	4	F	Gauche
5	58	Spastique	2	12	H	Spastique
6	58	Mixte	2	7	H	Gauche
7	82	Dyskinétique	2	6	H	Gauche

AHA : Assisting Hand Assessment, MACS : Manual Ability Classification System

2.3 Traitement des données

2.3.1 Étude des corrélations avec le score AHA

Afin d'évaluer le lien entre les paramètres cinématiques et le score clinique AHA, la corrélation de Pearson a été calculée. Pour contrôler le risque de faux positifs inhérent aux comparaisons multiples, une correction de Bonferroni a été appliquée grâce à la classe `multipltest` et à la librairie `statsmodels` sous Python (Skipper et Josef 2010), maintenant ainsi un taux d'erreur de 5 %.

2.3.2 Classification Ascendante Hiérarchique

Principe et intérêt

Le principe de la Classification Ascendante Hiérarchique est de regrouper des éléments selon un critère de ressemblance (Johnson 1967; Belyadi et Haghghat 2021). Ce critère s'exprimera sous la forme d'une matrice de distances, qui indiquera la distance entre chaque élément deux à deux. Deux éléments identiques auront une distance nulle, et plus deux éléments seront dissemblables, plus la distance sera importante. La classification ascendante hiérarchique rassemble ensuite itérativement les éléments de manière à produire un "dendrogramme" ; un arbre de classification (Figure 31). La classification est ascendante car elle part des observations individuelles ; elle est hiérarchique car elle produit des classes ou groupes de plus en plus vastes, incluant des sous-groupes en leur sein. En découpant cet arbre à une certaine hauteur, on obtient la partition désirée.

Cette classification est particulièrement intéressante pour étudier les relations entre les éléments d'un ensemble de données, et ce, à différents niveaux de granularité. Par rapport à d'autres méthodes de partition qui requièrent la spécification préalable du nombre de clusters, la classification ascendante hiérarchique est une méthode non supervisée qui est capable de gérer des clusters de formes complexes et non sphériques. Cette flexibilité rend la classification ascendante hiérarchique particulièrement adaptée à l'exploration initiale des données.

La Figure 30 présente de manière synthétique les différentes étapes du processus de classification ascendante hiérarchique. Il est important de noter que le calcul du dendrogramme et l'identification des paramètres différenciants sont fonction des paramètres fournis en entrée du processus.

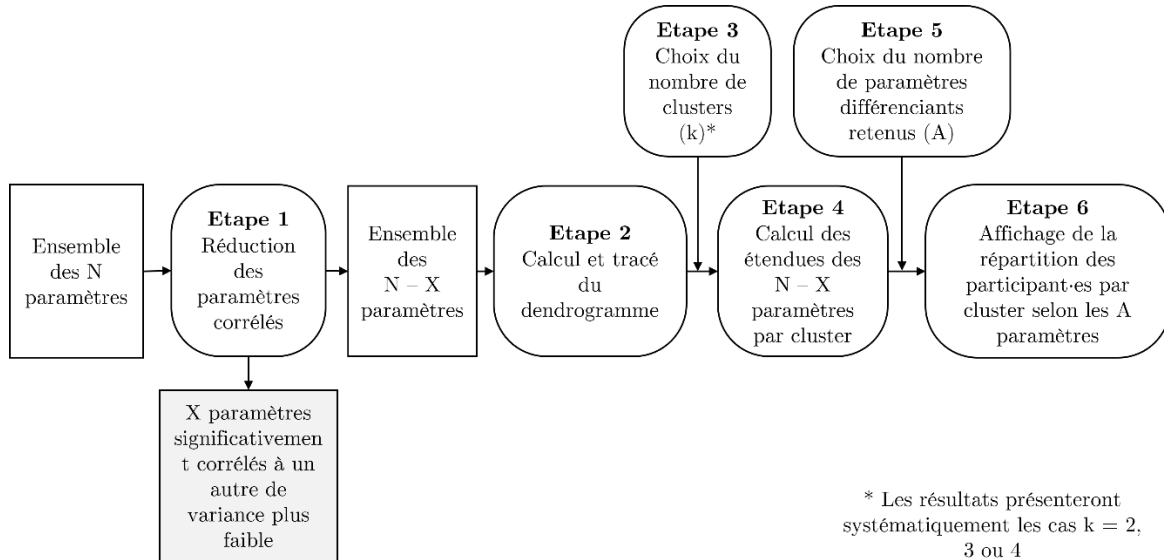


Figure 30. Résumé du processus de classification

Étape 1 - Réduction des paramètres corrélés

Afin de minimiser l'impact potentiel de la colinéarité entre les paramètres sur le calcul de la matrice de distance, la corrélation de Pearson a été évaluée pour toutes les paires de paramètres. Pour contrôler le risque de faux positifs associés aux comparaisons multiples, comme précédemment une correction de Bonferroni a été appliquée grâce à la classe `multiptest` et à la librairie `statsmodels` (Skipper et Josef 2010), maintenant ainsi un taux d'erreur de 5 %.

Lorsque deux paramètres présentaient une corrélation statistiquement significative après la correction de Bonferroni, le paramètre ayant la variance la plus élevée a été conservé. Cette sélection repose sur l'hypothèse qu'une variance plus élevée reflète une plus grande variabilité et, potentiellement, une meilleure capacité à discriminer les observations.

Les paramètres exclus de l'analyse en raison de leur colinéarité seront explicitement mentionnés dans la section des résultats. Une liste par tâche des paires de paramètres présentant une corrélation statistiquement significative est fournie en ANNEXE 2.

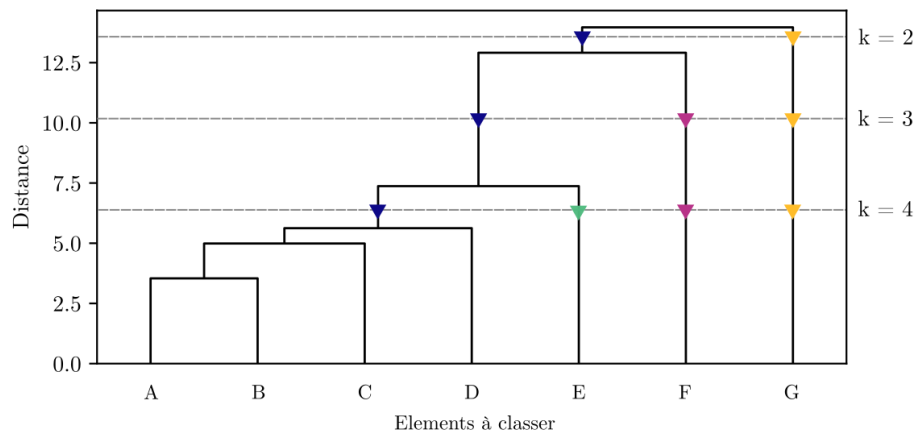
Étape 2 - Implémentation

Les données ont été mises à l'échelle à l'aide de la bibliothèque `scikit-learn` sous Python (Pedregosa et al. 2011). Plus précisément, la classe `RobustScaler` a été utilisée pour transformer chaque variable numérique en se basant sur la médiane et l'écart interquartile. Cette approche permet de préserver la distribution des données tout en atténuant l'influence des valeurs extrêmes.

Puis, la construction du dendrogramme a été réalisée grâce à la librairie `Scipy` sous python (Virtanen et al. 2020). Les clusters ont ensuite été fusionnés selon leur distance euclidienne dans l'espace des n paramètres. La méthode de liaison de Ward a été employée, minimisant ainsi la variance intra-cluster à chaque étape de la fusion.

Étape 3 - Analyse du dendrogramme

L'examen du dendrogramme permet d'identifier les regroupements au sein des données. Cependant, le choix du nombre optimal de clusters à partir du dendrogramme peut s'avérer subjectif. Par conséquent, les cas avec $k = 2, 3$ et 4 clusters seront étudiés pour chaque configuration de tâche et de paramètres.



*Figure 31. Exemple de dendrogramme et de découpages pour les cas $k = 2, 3$ ou 4 clusters**Étape 4, 5 - Identification des paramètres les plus influents*

Pour identifier les paramètres les plus influents dans la partition des données et proposer une représentation graphique de la répartition des participant-es dans les différents clusters selon ces paramètres, l'étendue de chaque paramètre a été calculée. Les valeurs moyennes de chaque paramètre ont été déterminées pour chaque cluster. Ensuite, pour chaque paramètre, l'étendue, soit la différence entre la valeur moyenne maximale et la valeur moyenne minimale, a été calculée (Tableau 15). Les paramètres ayant les étendues les plus importantes ont été considérés comme les plus influents (Figure 32). Par souci de lisibilité, le même nombre de paramètres a été sélectionné pour $k = 2, 3$ ou 4 clusters.

Tableau 9. Exemple de calcul de l'étendue de deux paramètres dans un cas à 2 clusters

	Moyenne dans le Cluster 0	Moyenne dans le Cluster 1	Étendue
Paramètre 1	-4	4.4	8.4
Paramètre 2	9	0.9	8.1

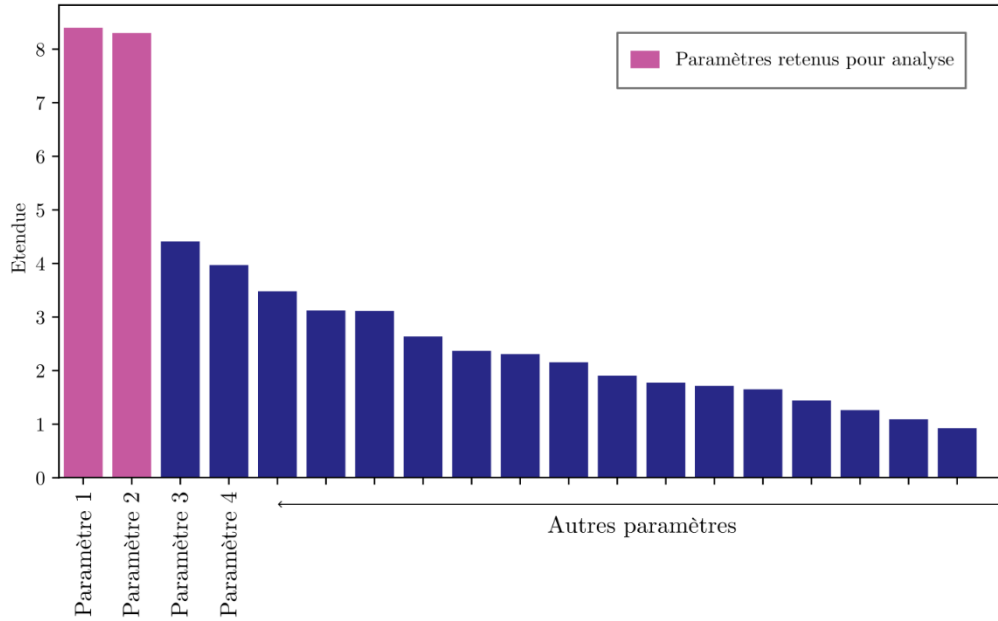


Figure 32. Exemple de sélection de paramètres en fonction de leur étendue

Étape 6 - Utilisation dans l'étude

La classification ascendante hiérarchique est donc une méthode d'analyse exploratoire pour étudier la structure d'un jeu de données et identifier les variables les plus influentes dans cette classification. Compte tenu de notre échantillon de sept patients, cette étude ne permettra pas d'utiliser la classification ascendante hiérarchique pour faire émerger de façon exhaustive des schémas pathologiques. Toutefois, cette méthodologie permettra d'étudier les différences entre les côtés assistant et dominant des participant·es selon leur niveau de fonction, mais aussi d'explorer la répartition des côtés assistants pour avoir une analyse à l'échelle des participant·es.

A – ANALYSE GLOBALE DE L’AHA

L’objectif de cette première étude était d’explorer les données cinématiques des côtés assistant et dominant de patient·es atteint·es de paralysie cérébrale, évaluées pendant une évaluation de performance bimanuelle par l’AHA. Ce travail nous permettra de comprendre les liens entre paramètres cinématiques et score AHA, mais aussi d’appréhender les différences cinématiques entre les côtés assistant et dominant ainsi qu’entre des enfants présentant des niveaux de fonction différents.

1 METHODES SPECIFIQUES A L’ANALYSE GLOBALE DE L’AHA

1.1 Tâches

Les patient·es ont fait l’objet d’une évaluation basée sur l’ensemble d’une passation de l’AHA, suivant les mêmes modalités que celles décrites au Chapitre III. Les versions employées comprennent la session libre de jeu ou les plateaux de jeux extraterrestre/château fort, en fonction de l’âge de l’enfant, et sont basées sur la même valise de jeux. Les objets sont présentés de manière systématique du côté assistant et les tâches sont majoritairement bimanuelles coopératives afin d’encourager l’utilisation spontanée du côté assistant.

La durée de la session de jeu est d’environ 10 à 20 minutes et est supervisée par une ergothérapeute expérimentée formée à l’AHA. Les participant·es sont invité·es à prendre place sur une chaise dont la hauteur est réglable et à s’installer à une table ajustable en hauteur de sorte à pouvoir poser le coude à 90°.

1.2 Paramètres

1.2.1 Paramètres de la littérature

Comme montré au Chapitre II, de nombreux paramètres peuvent être utilisés pour étudier la fonction des membres supérieurs (voir figure 22 rappelée ci-après). Toutefois, la plupart de ces paramètres issus de la littérature ont été employés pour caractériser des mouvements d'atteinte et de préhension circonscrits à une échelle de temps et d'espace restreinte. Les protocoles de la littérature qui se sont intéressés aux tâches de la vie quotidienne (Cacioppo et al. 2020; Klotz et al. 2014) ont certes abordé des tâches plus complexes, mais toujours à l'échelle de la tâche.

Pour quantifier le mouvement à l'échelle de l'évaluation globale de l'AHA, il est donc nécessaire de choisir des paramètres qui ne sont pas dépendants d'une tâche et qui aient un sens lorsqu'ils sont calculés sur les 20 minutes de passation. L'unique étude ayant instrumenté l'AHA a mesuré l'asymétrie d'utilisation des mains sur la base de données d'accélérométrie (Beani et al. 2019).

1.2.2 Paramètres retenus

Les paramètres de timing, de précision et de rectitude se révèlent peu appropriés pour une évaluation globale de l'AHA, notamment parce que la durée de l'évaluation est limitée (la durée de passation est bornée à 20 minutes) et que le mouvement enregistré est plus complexe que le déplacement simple de la main d'un point A vers un point B. De plus, l'absence de base de données de référence exclut l'utilisation de paramètres appartenant à la famille des index tels que le *Arm Profil Score* (Jaspers, Feys, et al. 2011) ou le *Paediatric Upper Limb Motion Index* (Butler et Rose 2012). Enfin la fluidité, bien qu'intéressante, pourrait être impactée par la variabilité comportementale des participants durant les tâches ludiques (l'enfant tape dans ses mains ou salue la caméra sans raison apparente) et ne fera pas non plus partie des paramètres retenus ici.

La mesure d'asymétrie d'utilisation proposée par Beani *et al.* (2019) est un paramètre intéressant car il s'intéresse justement à l'implication de la main assistante dans les tâches de l'AHA. Nous introduisons donc le paramètre du ratio d'utilisation de la main assistante, défini comme le rapport entre la distance parcourue par la main assistante et la somme des distances parcourues par les deux mains. Les vitesses, moyenne et maximale, des mains assistantes et dominantes ont également été mesurées.

L'amplitude, le minimum, le maximum, la médiane et l'écart-type des angles du coude et de l'épaule des côtés assistant et dominant ont été calculés. L'écart-type, absent de la littérature, permet ici d'avoir accès à une forme d'amplitude corrigée. Étant donné la durée de l'acquisition, il permet de distinguer une utilisation réellement régulière d'une amplitude importante d'une occurrence isolée. Ces données sont calculées conformément aux recommandations de l'ISB (Wu *et al.* 2005). Cependant, afin de pouvoir fournir des analyses plus parlantes d'un point de vue clinique, la position 0° de pronosupination a été définie comme l'avant-bras en position de demie-pronation/supination avec la paume tournée médialement et le pouce pointant vers le haut (90° selon la norme ISB). En ce qui concerne l'épaule, la flexion est positive et l'extension négative, la rotation interne est positive et la rotation externe négative, et l'abduction est positive et l'adduction négative.

L'analyse comparera l'utilisation des membres supérieurs assistant et dominant durant l'AHA. Bien que l'analyse initiale explore un large éventail de paramètres (spatiotemporels et angulaires) pour les deux côtés afin d'identifier les caractéristiques globales de leur utilisation, une analyse approfondie se concentrera spécifiquement sur les paramètres angulaires du côté assistant. Cette analyse spécifique au côté assistant, permettra de mieux comprendre les limitations fonctionnelles de la population étudiée. En effet, la classification ascendante hiérarchique est sensible aux éléments analysés et aux paramètres choisis. L'étude des angles du côté assistant pourrait révéler plus précisément les difficultés articulaires spécifiques rencontrées par les patient-es.

2 RESULTATS

2.1 Corrélations avec le score clinique

L'analyse de la corrélation entre le score AHA et les paramètres cinématiques mesurés durant l'AHA a révélé plusieurs corrélations significatives.

Le score AHA présente une corrélation bonne ($0,7 < r^2 < 0,9$) avec le ratio d'utilisation de la main assistante, la vitesse moyenne de la main assistante et l'écart type de rotation d'épaule du côté dominant, ainsi qu'une corrélation modérée ($0,5 < r^2 < 0,7$) avec la flexion minimale du coude du côté assistant et l'écart type de flexion d'épaule du côté assistant (Tableau 10).

Tableau 10. Corrélations significatives entre le score de l'Assisting Hand Assessment (AHA) et les paramètres cinématiques pour les côtés dominants et assistants

Paramètres	Coefficient de corrélation de Pearson (r)	r ²	p-value
Côté Assistant			
Ratio utilisation de la Main	0,94	0,88	< 0,005
Vitesse Moyenne de la Main	0,88	0,77	< 0,01
Flexion Minimale du Coude	-0,75	0,56	< 0,05
Écart-type de la Flexion d'Épaule	-0,78	0,60	< 0,05
Côté Dominant			
Ratio utilisation de la Main	-0,94	0,88	< 0,005
Écart-type de la Rotation d'Épaule	-0,84	0,7	< 0,05

R : Coefficient de corrélation de Pearson

Le ratio d'utilisation de la main assistante et la vitesse de la main assistante sont positivement corrélés au score AHA, ce qui signifie que les participant·es les plus performant·es utilisent davantage leur main assistante. Ces résultats sont cohérents avec ce que mesure l'AHA, mais aussi avec l'étude de Beani *et al.* (2019), qui a montré que les patient·es ayant un niveau MACS plus

faible (et donc une meilleure fonction) avaient une utilisation plus importante de la main assistante au cours de l'AHA.

D'après les autres corrélations avec le score AHA, les patient-es avec un meilleur niveau de fonction ont également une meilleure extension de coude assistant et attrapent les objets plus souvent et plus loin sur la table du côté assistant ; ils et elles utilisent ainsi moins le bras dominant ou la flexion d'épaule assistante.

2.2 Analyse des côtés assistant et dominant

2.2.1 Avec l'ensemble des paramètres

Paramètres

Le Tableau 11 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 11. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour l'AHA sur les côtés assistant et dominant

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD	Moyenne
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	●	●	● ²	
	Flexion-Extension	●	● ⁴	●	○	○	
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	● ³	● ^{2,3,4}	
Coude	Flexion-Extension	● ⁴	●	●	○	●	
	Pronosupination	○	●	●	●	○	
	Vitesse de la main		● ³				● ²
Ratio d'utilisation de la main : ●							

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

i : Paramètre différentiant dans le cas k = i

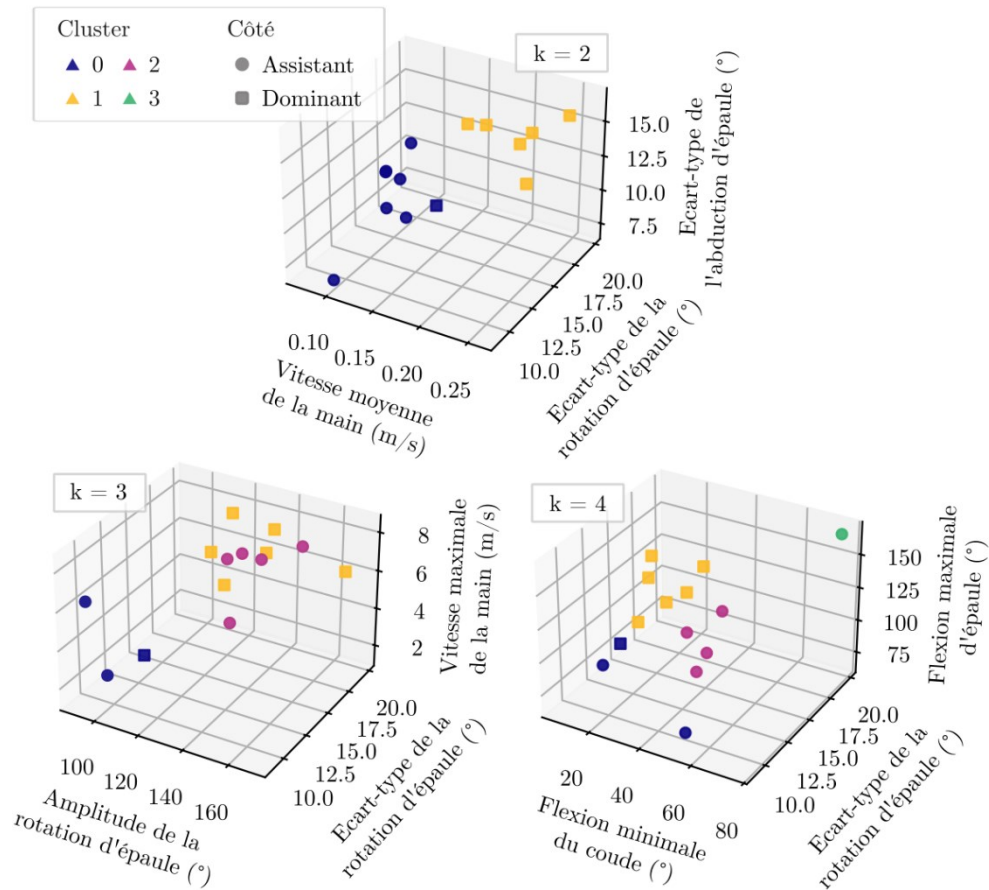
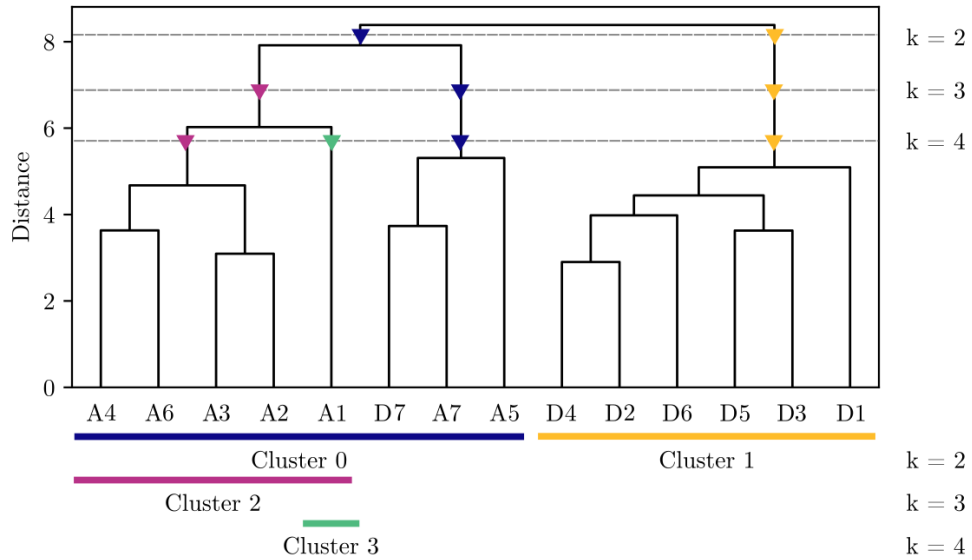


Figure 33. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistant et dominant des patient-es pour l'activité du Assisting Hand Assessment par les paramètres différentiant

Classification

Le dendrogramme de la classification ascendante hiérarchique ne permet pas de séparer les côtés assistant et dominant en utilisant l'ensemble des paramètres. En effet, pour les cas $k = 2, 3$ ou 4 clusters, le côté dominant du participant 7 est regroupé aux côtés assistants des participant·es 4 et 7 dans le cadre du cluster 0 (Figure 33). La vitesse, moyenne ou maximale, apparaît comme un paramètre particulièrement différenciant pour les configurations à 2 et 3 clusters.

Le cluster « mixte » (Cluster 0) se distingue du cluster composé des côtés dominants (Cluster 1) par une vitesse moyenne de la main et un écart-type de rotation d'épaule plus faibles (Figure 33, $k = 2$) et du cluster des côtés assistants (Cluster 2) par une amplitude et un écart-type de la rotation d'épaule moindres (Figure 33, $k = 3$).

Le côté dominant du participant 7 est donc le côté dominant du patient avec le plus haut score AHA. Ce patient utilise davantage sa main assistante et, par conséquent, moins sa main dominante que les autres patients. Comme analysé pour les corrélations avec le score AHA, cette moindre utilisation diminue la vitesse moyenne de ce membre et le patient s'en sert moins pour attraper des objets placés du côté controlatéral. Cet usage plus symétrique permet la constitution d'un cluster mixte, à distance des côtés assistant et dominant des autres participant·es.

Dans la configuration à quatre clusters, une flexion minimale du coude inférieure est observée pour les côtés dominants en comparaison avec les côtés assistants. Une exception notable concerne le côté assistant du participant 5, dont la flexion minimale du coude se révèle équivalente à celle des côtés dominants. C'est certainement ce qui lui permet d'appartenir au Cluster mixte au côté des deux membres supérieurs du participant 7.

Par ailleurs, le côté assistant de la participante 1 constitue un cluster distinct (Cluster 4), caractérisé par une flexion minimale du coude et une flexion maximale de l'épaule supérieures à la moyenne de l'échantillon, atteignant respectivement environ 75° et 160° (Figure 33, $k = 4$).

2.2.2 Sans les paramètres spatiotemporels

Paramètres

Le Tableau 12 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 12. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour l'AHA sur les côtés assistant et dominant, sans les paramètres spatiotemporels

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD
Épaule	Abduction-Adduction	●	● ²	●	●	○
	Flexion-Extension	●	● ^{3,4}	●	○	○
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	● ²	● ^{2,3,4}
Coude	Flexion-Extension	● ^{3,4}	●	●	○	●
	Pronosupination	○	●	●	●	○

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

ⁱ : Paramètre différentiant dans le cas $k = i$

Classification

En excluant les paramètres spatiotemporels, les paramètres différentiants ne changent pas, mais la structure du dendrogramme propose un découpage des données différent (Figure 34).

La configuration à 3 clusters permet cette fois de séparer les côtés dominants des côtés assistants. En outre, il est à noter une flexion minimale du coude plus petite et une flexion maximale de l'épaule plus importante pour les côtés dominants par rapport aux assistants (Figure 34, $k = 3$). Dans la configuration à 4 clusters, la patiente 1 est isolée dans un 4ème cluster en raison de son extension maximale du coude, qui est fiable, et de son écart-type de rotation d'épaule important.

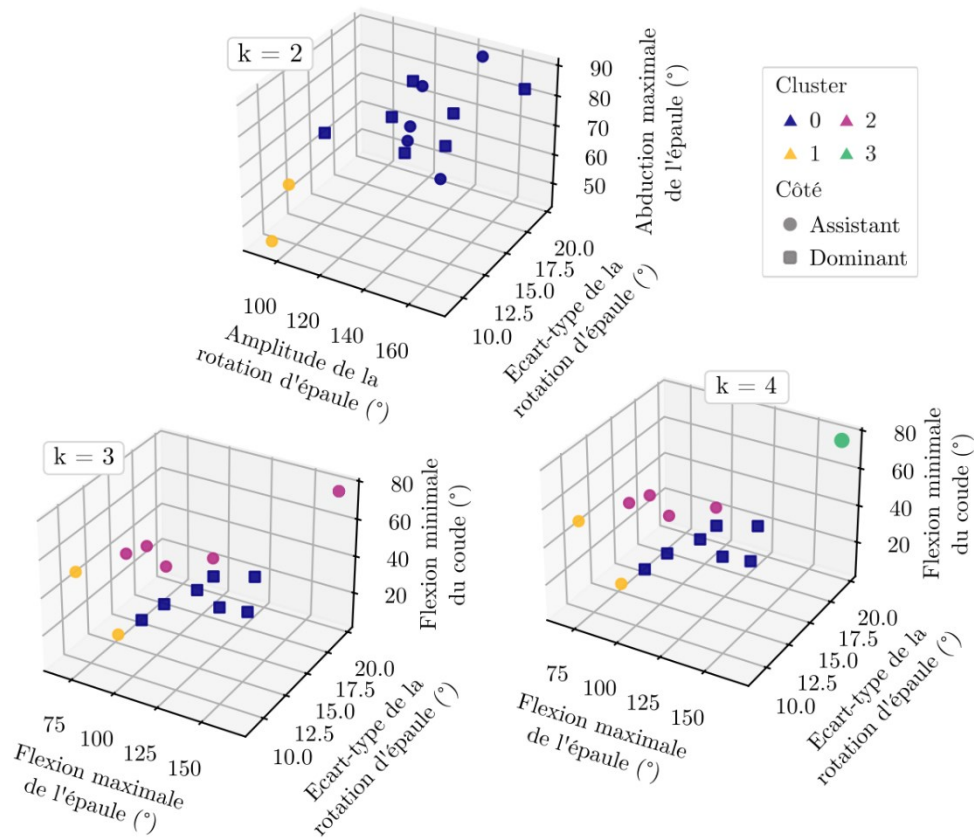
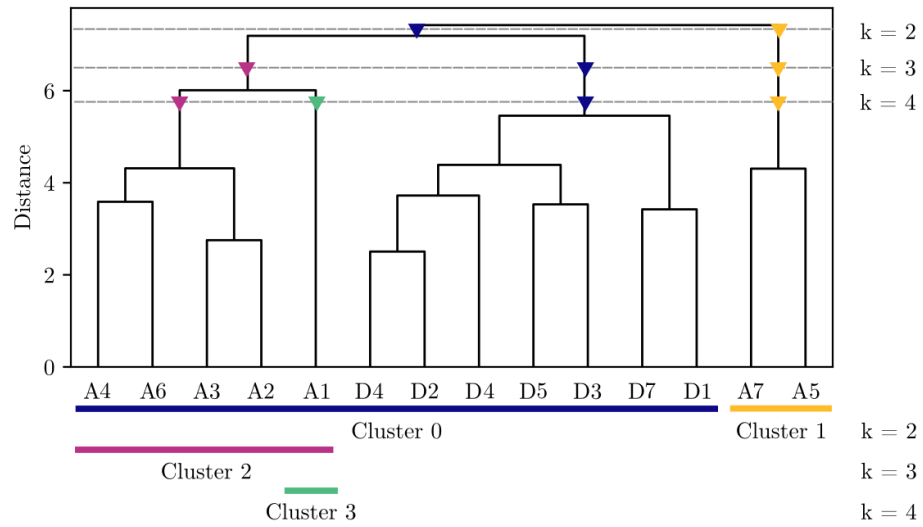


Figure 34. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistant et dominant des patient-es pour l'activité du Assisting Hand Assessment par les paramètres différentiels (paramètres spatiotemporels exclus).

2.2.3 Analyse

La variabilité de la classification pour les côtés assistant et dominant selon les paramètres considérés souligne la difficulté à faire émerger des profils de patient·es avec un échantillon aussi petit et variable.

Néanmoins, avec ou sans les paramètres spatiotemporels, l'analyse par classification ascendante hiérarchique nous permet de retrouver des paramètres corrélés à l'AHA, tels que la vitesse moyenne de la main ($0,7 < r^2 < 0,9$), l'écart-type de rotation d'épaule ($0,7 < r^2 < 0,9$), ou la flexion minimale du coude ($0,5 < r^2 < 0,7$), comme paramètres différentiants.

La classification ascendante hiérarchique permet de mettre en avant d'autres paramètres de tri, tels que la flexion maximale de l'épaule, l'abduction maximale de l'épaule, l'amplitude de rotation d'épaule et la vitesse maximale de la main. Les résultats relatifs à l'amplitude de rotation d'épaule doivent être considérés en relation avec l'écart-type d'abduction d'épaule, qui peut être considéré comme sa version corrigée. En revanche, la flexion maximale de l'épaule permet de singulariser une participante en particulier, la participante 1, dont la flexion est plus importante que celle des autres participant·es. En outre, il a été observé que la flexion minimale du coude de cette patiente excède celle des autres participant·es. Par conséquent, cette flexion d'épaule peut être interprétée comme une stratégie de compensation pour pallier le manque d'extension du coude.

Cependant, il est important de noter que la méthode de tri de la classification ascendante hiérarchique est dépendante des éléments à trier. En effet, si la présence des côtés dominants permet de mieux comprendre le rôle des côtés assistant et dominant lors de l'évaluation selon le niveau de fonction, une analyse centrée sur les côtés assistants devrait pouvoir faire émerger d'autres différences entre les participant·es.

2.3 Analyse des côtés assistants

2.3.1 Avec l'ensemble des paramètres

Paramètres

Le Tableau 13 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 13. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour l'AHA sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD	Moyenne
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	● ^{2,3,4}	●	●	
	Flexion-Extension	●	●	●	●	●	
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	●	●	
Coude	Flexion-Extension	●	●	●	○	●	
	Pronosupination	●	●	●	●	●	
	Vitesse de la main		●				●
Ratio d'utilisation de la main :					● ^{2,3,4}		

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

ⁱ : Paramètre différentiant dans le cas k = i

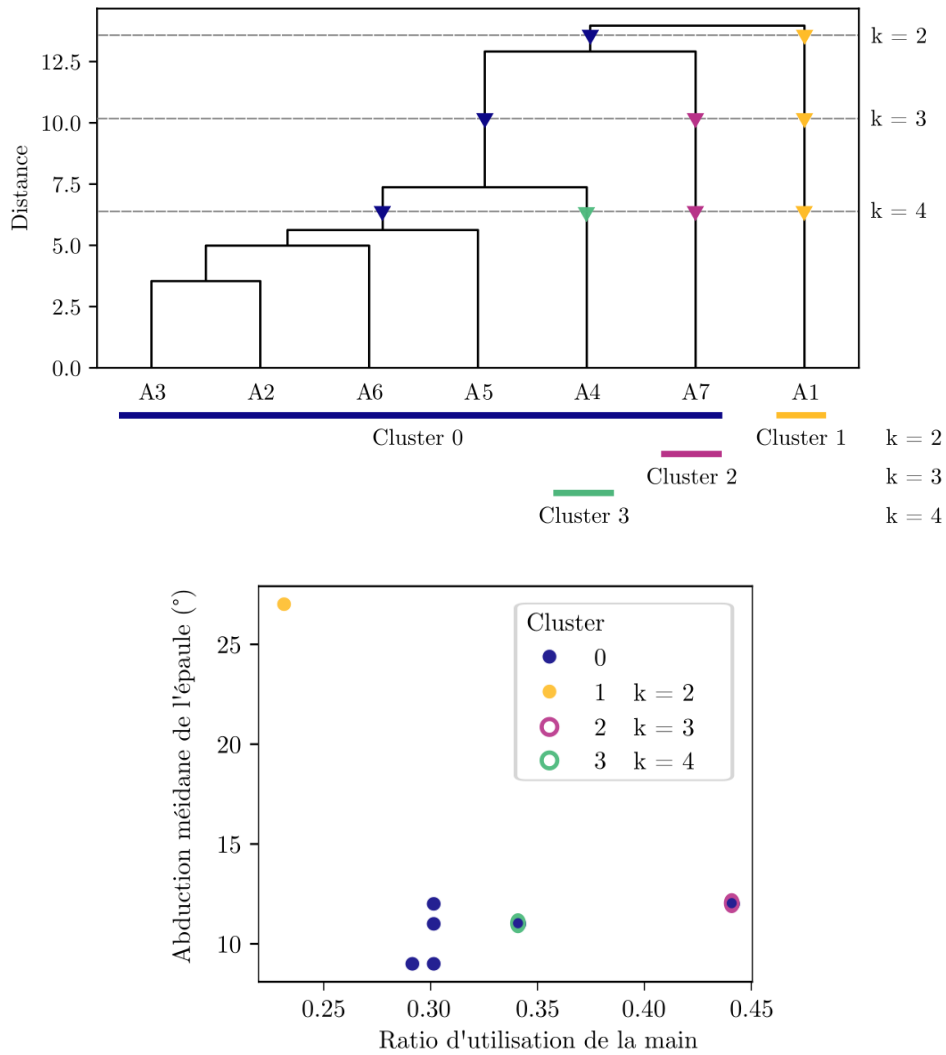


Figure 35. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants des patient-es pour l'activité du Assisting Hand Assessment par les paramètres différenciant

Classification

Le Cluster 1, composé de la participante 1, se distingue par une faible utilisation de la main assistante (ratio d'utilisation d'environ 25 %) et d'une médiane d'abduction d'épaule élevée ; de l'ordre de 27° (Figure 35, $k = 2$).

Le Cluster 2 composé du participant 7 se distingue avec une utilisation de la main assistante plus importante que la moyenne avec un ratio d'utilisation d'environ 45 % (Figure 35, $k = 3$).

Le Cluster 3 est composé de la participante 4 avec un ratio d'utilisation de main assistante de l'ordre de 33 % (Figure 35, $k = 4$). Son score AHA est pourtant similaire à celui du cluster 0, qui regroupe les participant-es 2 à 6.

2.3.2 Sans les paramètres spatiotemporels

Paramètres

Le Tableau 14 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiels lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 14. Paramètres supprimés, conservés et différentiels lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour l'AHA sur les côtés assistants, sans les paramètres spatiotemporels

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	● ^{2,3,4}	●	●
	Flexion-Extension	●	● ²	●	●	●
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	●	●
Coude	Flexion-Extension	● ²	●	●	○	●
	Pronosupination	● ^{3,4}	●	●	● ^{3,4}	○

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

i : Paramètre différentiel dans le cas $k = i$

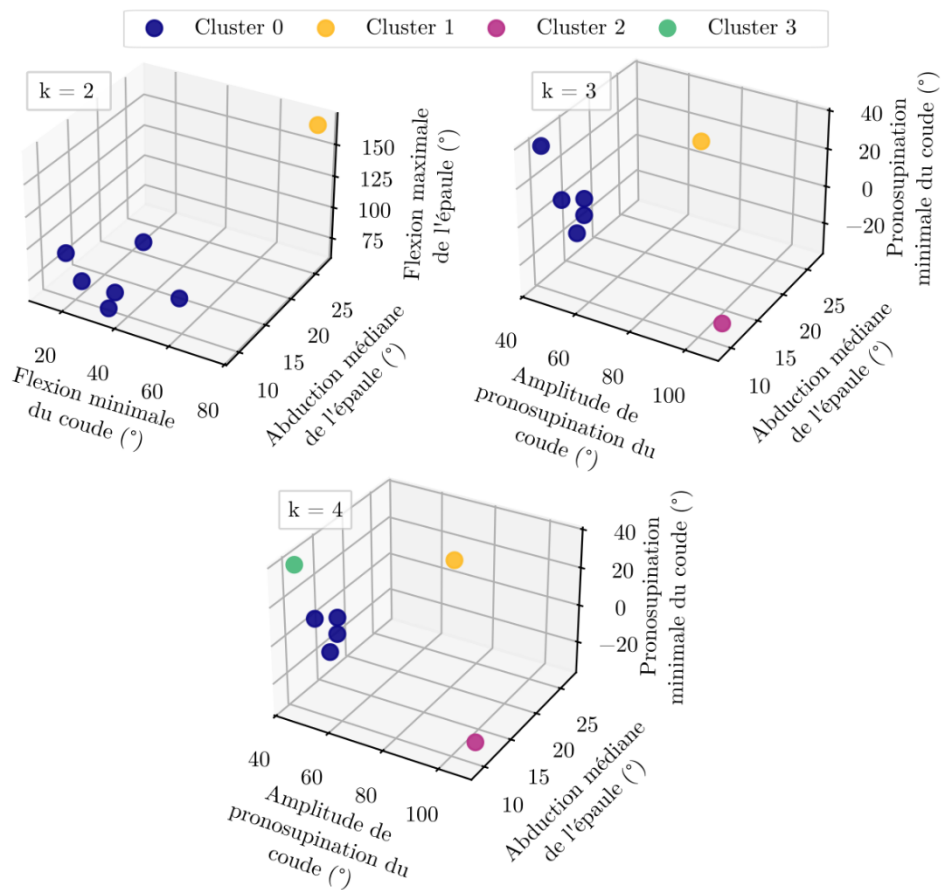
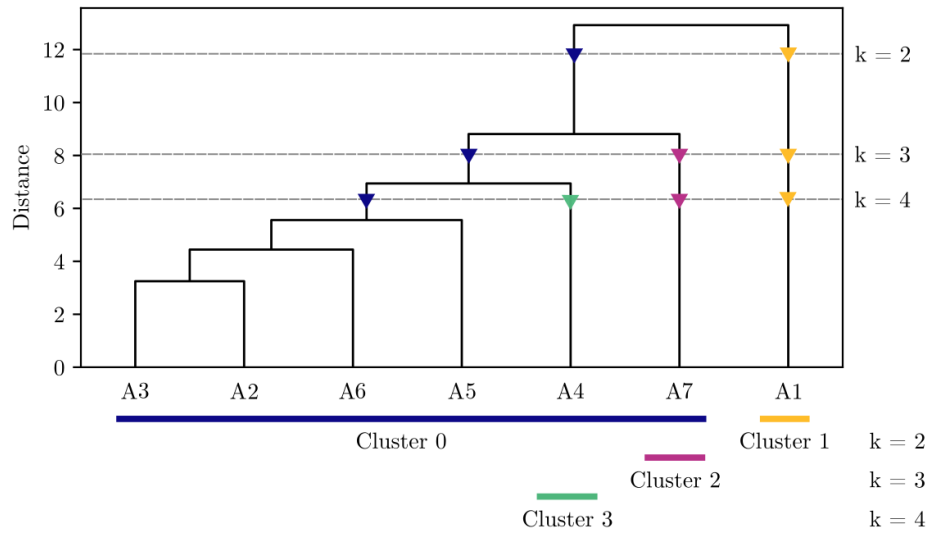


Figure 36. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants patient-es pour l'activité du Assisting Hand Assessment, avec seulement les paramètres angulaires.

Classification

En excluant les paramètres spatiotemporels, la structure du dendrogramme est inchangée, mais les paramètres différentiels évoluent et apportent de nouvelles informations (Figure 36).

Le Cluster 1 a donc également une flexion minimale du coude élevée (70°) et une abduction moyenne d'épaule importante (27°) par rapport aux autres participant·es (Figure 36, $k = 2$).

Le Cluster 2 a une amplitude de pronosupination importante par rapport aux autres clusters, de l'ordre de 100°, une abduction d'épaule médiane moindre (12°) et une pronosupination minimale du coude inférieure aux autres (-20°) (Figure 36, $k = 3, 4$).

Le Cluster 3 distingue la participante 4 par une pronosupination minimale élevée (40°) et une amplitude de pronosupination faible de l'ordre de 40° (Figure 36, $k = 3, 4$).

2.3.3 Analyse

Le ratio d'utilisation de la main est un paramètre positivement corrélé ($0,7 < R^2 < 0,9$) avec le score AHA et il serait suffisant pour regrouper les patient·es en groupe de même niveau d'AHA. Sans les paramètres spatiotemporels, la classification ascendante hiérarchique permet de mettre en avant les spécificités cinématiques des patient·es. Ce qui est plus pertinent car plus complémentaire des informations déjà apportée par l'AHA.

Le participant 7 est par exemple caractérisé dans le Cluster 2 par son aptitude à la supination. Cette importante amplitude de pronosupination illustre potentiellement la facilité avec laquelle il utilise sa main en manipulation (Figure 37).

La participante 4 a de son côté plutôt une attitude en pronation caractérisée par peu d'amplitude de mouvement et un minimum de pronosupination élevé (Cluster 3 et Figure 38).

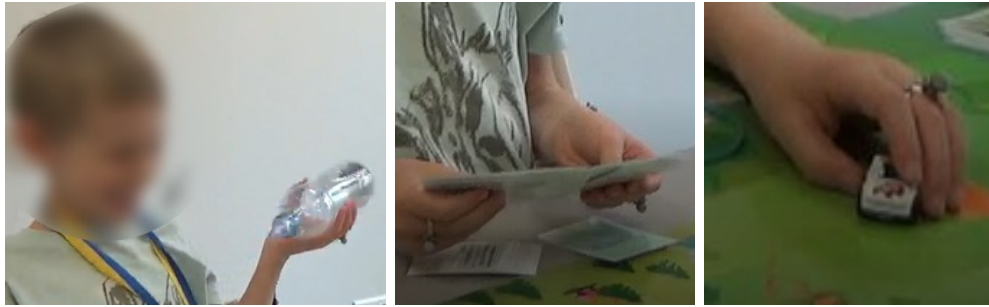


Figure 37. Participant 7 dans différentes positions de pronosupination du côté assistant (bras gauche) lors de tâches de l'Assisting Hand Assessment

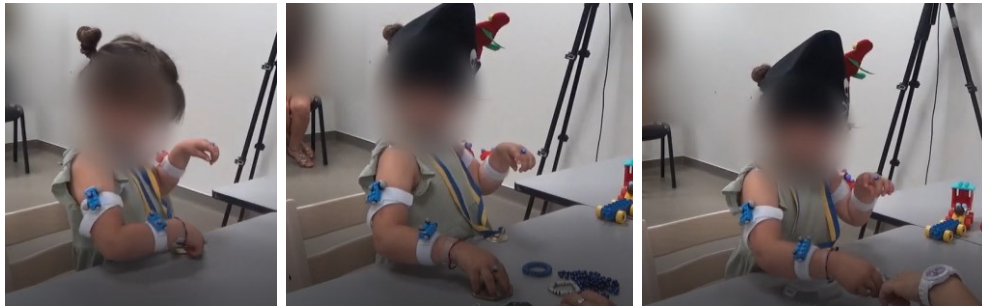


Figure 38. Participante 4 en attitude de pronation du côté assistant (bras gauche) lors de tâches de l'Assisting Hand Assessment

La participante 1, qui présente le score AHA le plus faible, se distingue également des autres patient·es en raison de son abduction d'épaule marquée et son manque d'extension de coude (Cluster 1) ; déjà mise en avant lors de la comparaison avec les côtés dominants. Mais cette abduction d'épaule est-elle la cause ou la compensation de ce manque d'extension du coude ? Plus d'informations sont nécessaires pour pouvoir conclure, notamment concernant l'amplitude de mouvement active et passive du coude. Il serait intéressant de pouvoir croiser les données de performance avec des données de capacité ou des examens passifs de mobilité sur table.



Figure 39. Participante 1 en abduction d'épaule et flexion de coude du côté assistant (bras gauche) lors de tâches de l'Assisting Hand Assessment (AHA)

L'analyse cinématique à l'échelle de l'AHA permet d'avoir une vue d'ensemble des paramètres cinématiques corrélés au score de performance. Cependant, il est difficile de conclure quant au lien de causalité qui lie ces paramètres entre eux ou au niveau de fonction. D'autres échelles d'analyse sont nécessaires pour comprendre les limitations angulaires des participant-es, bien que des profils pathologiques commencent à se dessiner.

Cette première étude exploratoire de l'évaluation cinématique de l'AHA a mis en évidence des corrélations entre des paramètres cinématiques, comme le ratio d'utilisation de la main, et le score AHA. Ce constat est encourageant quant à l'établissement d'un lien entre les évaluations cliniques qualitatives et les paramètres quantitatifs issus de l'analyse du mouvement.

L'analyse ciblée sur les côtés assistants, en excluant les paramètres spatiotemporels, a révélé des spécificités cinématiques potentiellement liées aux limitations fonctionnelles des participant-es ou à des variabilités de stratégie inhérentes aux tâches de performance, telles que les capacités de supination (participant 7), les attitudes en pronation (participante 4) et les compensations au niveau de l'épaule et du coude (participante 1). Ces premiers résultats suggèrent que l'instrumentation cinématique de l'AHA pourrait offrir des informations complémentaires aux évaluations cliniques pour une compréhension plus fine des stratégies de mouvement utilisées par les enfants atteints de paralysie cérébrale. Bien que l'analyse globale de l'AHA ait permis d'identifier des limitations systématiques chez les participant-es, certaines informations ou

attitudes spécifiques à chaque tâche pourraient être noyées dans le bruit d'une analyse globale. Il apparaît donc pertinent d'adopter une approche spécifique à chaque tâche, puis de croiser les informations ainsi obtenues transversalement car cela pourrait révéler des informations plus fines et spécifiques à chaque activité de performance. Cette approche permettrait notamment de mettre en évidence les degrés de liberté dominants sollicités pour chaque tâche, une information précieuse pour une compréhension plus approfondie des stratégies fonctionnelles.

B – ANALYSE TRANSVERSALE DES TACHES DE L’AHA

S'appuyant sur le principe de la hiérarchie proposée par Schambra *et al.* (2019), l'activité de l'AHA peut être décomposée en mouvements fonctionnels (les tâches) et en primitives fonctionnelles au sein de ces tâches (atteinte, repositionnement, transport, stabilisation, repos). Afin d'affiner l'analyse globale de l'évaluation de l'AHA, une seconde étude utilisera ici la classification ascendante hiérarchique pour classer les patient-es en fonction de leurs paramètres cinématiques spécifiques à chaque tâche. L'hypothèse sous-jacente est qu'en croisant les analyses tâche-spécifiques sur des tâches sollicitant différentes fonctions de la main assistante ou mobilisant divers degrés de liberté, il sera possible d'obtenir un aperçu plus exhaustif des limitations rencontrées par les participant-es. Cette analyse transversale des tâches permettra de compléter les éléments obtenus lors de l'analyse globale de l'AHA.

1 METHODES

1.1 Tâches

Des tâches bimanuelles coopératives de l'évaluation ont été extraites afin d'analyser spécifiquement certains degrés de liberté ou certaines fonctions du côté assistant. Ces tâches sont l'utilisation des cymbales, la mise en place d'un chapeau et l'ouverture d'une bouteille d'eau (Figure 40). L'ensemble des tâches ont été initialement isolées grossièrement à partir du support de la vidéo avant d'être définis précisément grâce à différents éléments spécifiques à chaque tâche.

1.1.1 Tâche des cymbales

La tâche des cymbales a été retenue car elle mobilise un degré de liberté articulaire spécifique : la pronosupination ; et tout particulièrement la supination. La tâche a été définie par le mouvement séparant le premier contact des cymbales, identifié par le premier minimum dans la distance inter-manuelle, du dernier contact des cymbales.

1.1.2 Tâche du chapeau

La tâche du chapeau (ou du serre-tête) a été retenue car c'est une tâche bimanuelle coopérative symétrique similaire aux tâches de « Main à la tête » que l'on retrouve dans la littérature et qui représente à la fois des tâches d'hygiène (se laver le visage, les cheveux...) que d'alimentation (porter un aliment à sa bouche). Cette tâche est intéressante car elle implique l'élévation d'épaule et la flexion du coude que l'on retrouve moins dans les tâches de manipulation sur table. La tâche a été définie entre l'instant où la coordonnée Y (axe vertical pointant vers le haut) de l'une des mains a dépassé l'incisure jugulaire, et l'instant où les deux mains sont revenues en dessous de ce repère.

1.1.3 Tâche de la bouteille

L'ouverture d'une bouteille d'eau, quant à elle, est une tâche bimanuelle collaborative asymétrique, impliquant une stabilisation de la bouteille par la main assistante. La tâche d'ouverture de la bouteille d'eau débute lorsque la main assistante entre en contact avec la bouteille et s'achève à l'instant où la main dominante s'éloigne de l'enfant, correspondant à l'ouverture effective du bouchon.

1.1.4 Atteintes controlatérales

L'objectif de cette tâche est d'étudier le côté assistant au repos alors que le côté dominant exécute une action, une atteinte ici. Ces atteintes controlatérales ont été définies comme se produisant aux moments où le côté dominant réalisait une atteinte pendant l'ensemble de l'AHA. La méthodologie d'extraction de ces phases d'atteinte est détaillée en ANNEXE 3.



Figure 40. Photos des tâches « Cymbales », « Bouteille » et « Chapeau »

1.2 Paramètres

Cette analyse par tâche a pour objectif d'affiner l'analyse menée au niveau global de l'évaluation. Toutefois, compte tenu des spécificités des tâches choisies et des contraintes liées à l'extraction des tâches, certains paramètres ne pourront pas être mesurés pour les tâches du chapeau et de l'atteinte controlatérale.

1.2.1 Tâche du chapeau

Dans le cadre de la tâche du chapeau, l'élévation de l'épaule et son plan d'abduction sont privilégiés comme paramètres d'intérêt, plutôt que la flexion et l'abduction.

Dans ce contexte, l'élévation est considérée comme positive, avec 0° du plan d'élévation correspondant à la flexion de l'épaule et 90° à l'abduction de l'épaule.

En raison de la variabilité de la position de départ des mains chez les participant-es, fixée au passage de l'incisure jugulaire, seuls les maximums de flexion du coude et d'élévation de l'épaule seront pris en compte afin de minimiser l'introduction de différences artificielles entre les patient-es.

1.2.2 Tâche de l'atteinte controlatérale

Dans le cas de l'atteinte controlatérale, c'est l'attitude moyenne du côté atteint et sa variabilité qui présente l'intérêt principal. L'écart-type et la moyenne des angles du coude et de l'épaule au travers des atteints controlatérales seront donc étudiées pour chaque patient-e.

1.2.3 Résumé

Le Tableau 15 récapitule les paramètres mesurés selon la tâche.

Tableau 15. Récapitulatif des paramètres retenus par tâche

		Cymbales	Chapeau	Bouteille	Atteinte controlatérale
Épaule	Abduction	◆		◆	□
	Flexion	◆		◆	□
	Rotation	◆	◆	◆	□
	Élévation		◆		
	Plan d'élévation		◆		
Coude	Flexion	◆	◆	◆	□
	Pronosupination	◆	◆	◆	□
Vitesse de la main		▲	▲	▲	
Ratio d'utilisation de la main		✕			

- ◆ Amplitude, minimum, maximum, médiane et écart-type de l'angle
- Moyennes et écart-types à travers les atteintes des médianes de l'angle
- ◆ Maximum de l'angle
- ▲ Moyenne et maximum

2 RESULTATS

2.1 Cymbales

Le Tableau 16 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 16. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche des cymbales sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD	Moyenne
Épaule	Abduction-Adduction	○	●	● ⁴	●	● ²	
	Flexion-Extension	●	● ^{3,4}	● ^{3,4}	●	○	
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	●	● ²	
Coude	Flexion-Extension	●	●	○	○	●	
	Pronosupination	○	●	● ²	●	● ²	
	Vitesse de la main		●				●
Ratio d'utilisation de la main : ●							

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

ⁱ : Paramètre différentiant dans le cas $k = i$

2.1.1 Paramètres

Les paramètres influençant la classification ascendante hiérarchique sont principalement liés à la mobilité de l'épaule, notamment la flexion et l'abduction (Figure 41, $k = 2, 3$ et 4). Néanmoins, pour une partition en deux clusters, on observe une séparation basée sur la médiane de pronosupination du coude.

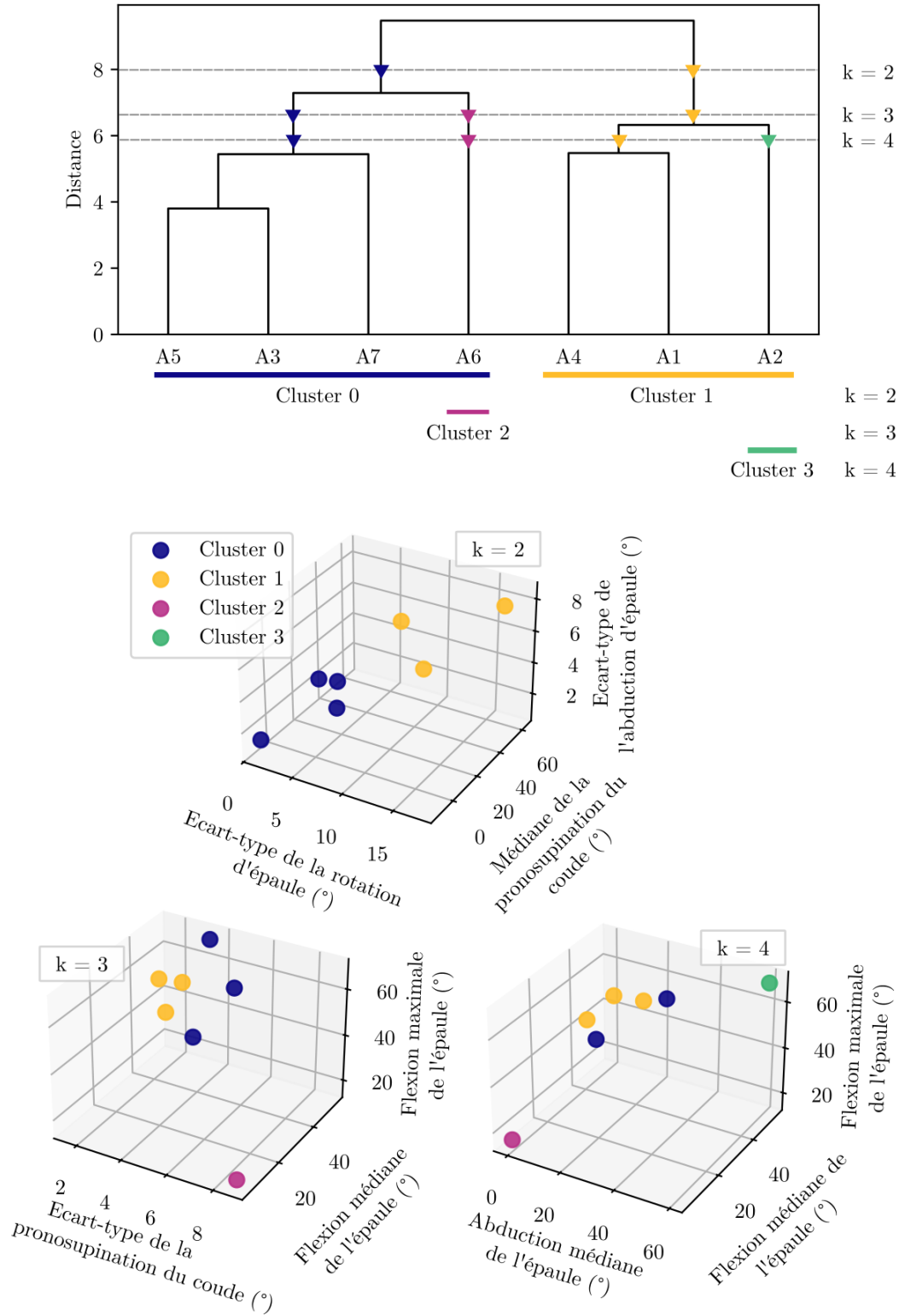


Figure 41. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants patient-es pour la tâche des cymbales.

2.1.2 Classification

Le cluster 0 regroupe les participant-es 3, 5, 6 et 7, qui présentent une pronosupination médiane comprise entre -12° et 35° , tandis que le cluster 1, incluant les participantes 1, 2 et 4, montre une pronosupination médiane comprise entre 40° et 60° (Figure 41, $k = 2$).

En considérant des partitions en trois et quatre clusters, les participant-es 6 et 2 se distinguent en formant deux clusters opposés en termes de flexion et d'abduction de l'épaule. Le cluster 2 présente une abduction médiane et une flexion médiane d'épaule proches de 0° , tandis que le cluster 3 montre une abduction médiane d'environ 60° et une flexion d'épaule d'environ 50° (Figure 41, $k = 3, 4$).

2.1.3 Pronosupination

La pronosupination, notamment la supination, a été identifiée comme un paramètre d'intérêt pour cette tâche. Néanmoins, la pronosupination minimale étant colinéaire à la pronosupination médiane, ce paramètre a été supprimé de l'analyse (Tableau 16). Les valeurs médianes et minimales de la pronosupination sont présentées dans le Tableau 17.

Tableau 17. Valeurs de pronosupination médiane et minimale du coude pour la tâche des cymbales

Participant-e N°	1	2	3	4	5	6	7
Pronosupination médiane du coude ($^\circ$)	51	41	34	63	30	31	-12
Pronosupination minimale du coude ($^\circ$)	41	34	25	51	23	25	-15

2.1.4 Analyse

L'analyse de la tâche des cymbales, a mis en avant deux stratégies chez les participant-es, selon l'attitude en une pronosupination neutre, attendue pour cette tâche, ou en pronation de leur côté assistant.

Dans le groupe des participant-es en pronation, on retrouve la participante 4, déjà identifiée comme ayant peu de supination dans l'AHA, mais également les participantes 1 et 2, qui présentaient une

supination et une pronosupination minimales plus importantes. Les cymbales manipulées dans cette tâche sont lourdes et requièrent de la force en supination pour être correctement orientées. Une conclusion possible, bien que non définitive, concernant les participantes 1 et 2 serait de dire qu'elles disposent potentiellement de moins de force. Ainsi, elles ont mobilisé la supination passivement lors de la manipulation d'autres objets ou n'ont tout simplement pas de pronateur spastique, comme pourrait l'être la participante 4. Ces éléments pourraient être obtenus en complétant l'analyse cinématique par des données issues de l'examen clinique sur table.

L'analyse de l'abduction d'épaule a révélé une autre stratégie de compensation chez la participante 2. Elle utiliserait une abduction importante pour pallier l'absence de supination. Cette approche contraste avec celle de la participante 1, qui, confronté à la même limitation, a choisi de stabiliser la cymbale sur la table avec sa main assistante (Figure 42). La participante 1 avait pourtant été caractérisée dans l'AHA par une abduction d'épaule plus importante que celle des autres participant-es. Cette observation suggère que la différence de stratégie entre les deux enfants n'est pas principalement due à une limitation de la mobilité de l'épaule du participant 1, mais plutôt à des contraintes liées à la préhension.



Figure 42. De gauche à droite, les participantes 2 et 1 en attitude de pronation de leur côté assistant (gauche) et les participant 6 et 5 en pronosupination neutre de leur côté assistant (respectivement gauche et droite) pour la tâche des cymbales

Le participant 7 a présenté une stratégie de supination lors de la tâche des cymbales, à la marge des autres participant·es bien que cela n'ait pas suffi à l'isoler dans un nouveau cluster. Cependant, ce patient très fonctionnel a été encouragé par sa thérapeute lors de la passation de l'AHA à maximiser l'utilisation de la supination (voir les mains de la thérapeute Figure 43). Mais ce patient très mobile aurait tout à fait pu de son propre chef utiliser la supination à sa disposition pour jouer des cymbales de cette façon. Si la volonté d'étudier des tâches non contraintes est intéressante pour la possibilité qu'elle offre aux patients d'exprimer des stratégies fonctionnelles non typiques, elle complique beaucoup l'analyse des données.



Figure 43. Le participant 7 en attitude de supination de son côté assistant (gauche) encouragé par la thérapeute pour la tâche des cymbales

2.2 Chapeau

2.2.1 Paramètres

Le Tableau 18 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 18. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche du chapeau sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD	Moyenne
Épaule	Élévation		● ^{2,3}				
	Plan d'élévation	●	● ^{2,3,4}	●	●	●	
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	●	●	
Coude	Flexion-Extension	●	● ^{2,3}	●	●	●	
	Pronosupination	● ³	●	●	●	●	
	Vitesse de la main		●				● ²

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

i : Paramètre différentiant dans le cas k = i

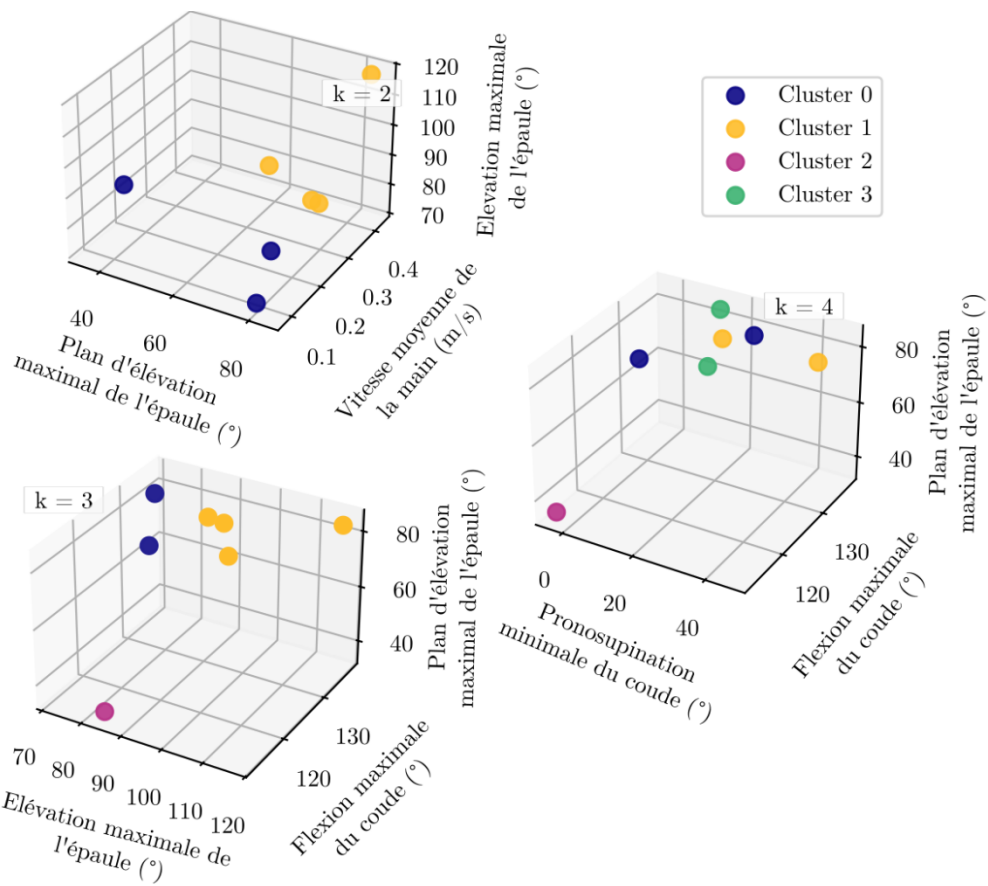
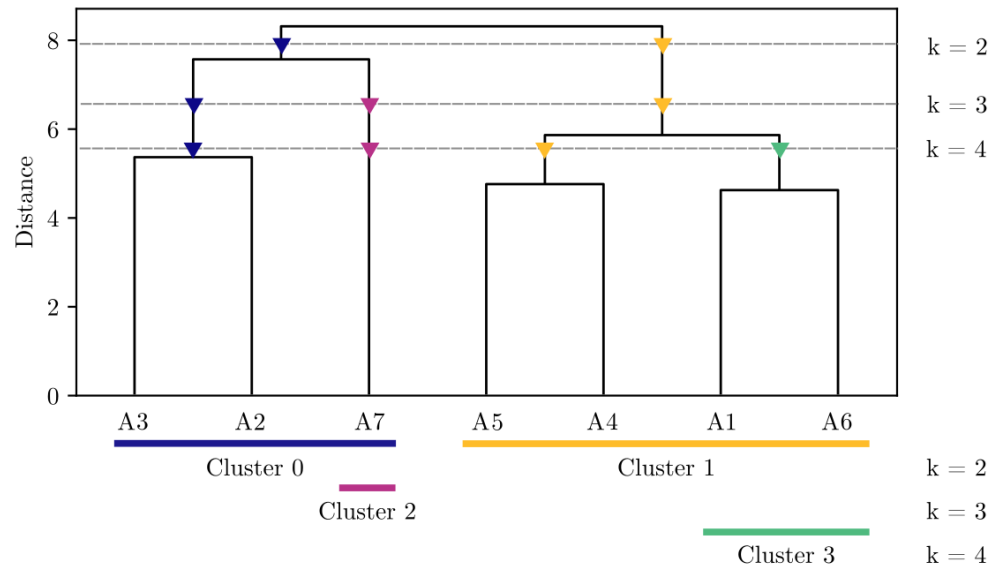


Figure 44. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants des patient-es pour la tâche du chapeau par les paramètres différentiant.

Classification

Dans la partition en deux clusters, le cluster 0, qui inclut les participant·es 2, 3 et 7, se distingue du cluster 1 en raison d'une vitesse de main plus faible (de l'ordre de 0.2 m/s contre 0.4 m/s pour le cluster 1). L'élévation maximale de l'épaule se situe dans une plage de 70 à 120° pour l'ensemble des participant·es (Figure 44, $k = 2$).

Dans la partition en trois clusters, le participant 7 forme un cluster distinct, avec un plan d'élévation maximal de l'épaule d'environ 40° et une flexion maximale du coude relativement faible, de l'ordre de 110°. Les clusters 0 et 1 présentent un plan d'élévation maximal de l'épaule situé entre 60 et 80° et une flexion maximale de coude comprise entre 125 et 140° (Figure 44, $k = 3$).

La partition en quatre clusters ne permet pas de distinguer graphiquement le nouveau cluster 3, composé des participant·es 1 et 6. Cependant, la pronosupination minimale du coude devient un nouvel élément permettant de différencier les clusters. Les participant·es étudié·es présentent une pronosupination minimale comprise entre -4° et 50° et c'est la participante 4 qui présente la pronation la plus importante (Figure 44, $k = 4$).

2.2.2 Analyse

La classification ascendante hiérarchique a permis de constituer des groupes de patient·es en fonction de la vitesse de la main assistante, mais il est difficile d'analyser ce paramètre pour déterminer s'il relève d'une difficulté pathologique ou de l'enthousiasme de l'enfant. De même, si le participant ayant obtenu le meilleur score, le participant 7, est le seul à adopter une stratégie de plan d'élévation maximal de l'épaule d'environ 40°, il faudrait mener une étude incluant des participant·es asymptomatiques pour déterminer si cette différence de stratégie est liée au niveau de fonction ou à la variabilité naturelle de la réalisation de la tâche chez une population pédiatrique.

Par ailleurs, il a été constaté que l'ensemble des participant·es de l'étude présentaient une flexion maximale d'épaule supérieure à 70° et une flexion maximale de coude supérieure à 110°. En conséquence, il est possible que les 7 patient·es constituant la cohorte de l'étude puissent ne pas

être suffisamment stéréotypé-es pour permettre l'identification de profils de patient-es. Néanmoins, ce niveau d'analyse permet tout de même d'identifier les spécificités de certain-es participant-es (Participant 7). Une telle tâche pourrait toutefois être utile pour individualiser des participant-es présentant des limitations de la flexion de l'épaule ou du coude.

2.3 Bouteille

2.3.1 Paramètres

Le Tableau 19 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en annexe (ANNEXE).

Tableau 19. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche de la bouteille sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD	Moyenne
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	●	●	○	
	Flexion-Extension	●	● ⁴	● ^{3,4}	●	●	
	Rotation Interne-Externe	●	● ^{2,3}	●	●	●	
Coude	Flexion-Extension	●	●	●	●	● ²	
	Pronosupination	●	●	●	●	●	
	Vitesse de la main		●				● ^{2,3,4}

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

i : Paramètre différentiant dans le cas $k = i$

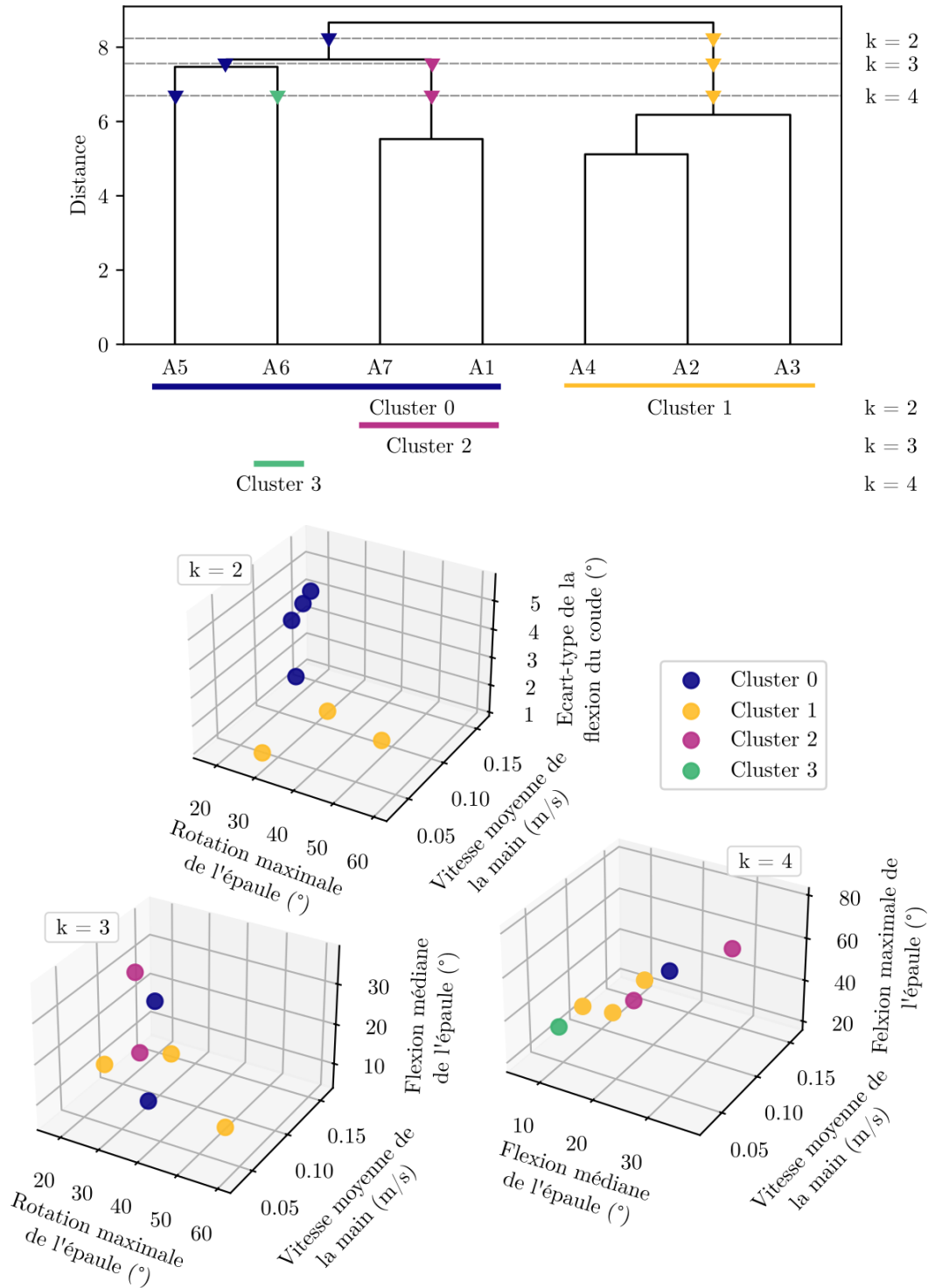


Figure 45. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants des patient-es pour la tâche de la bouteille par les paramètres différentiant.

2.3.2 Classification

Dans la partition en deux clusters, le cluster 0, comprenant les côtés assistants des participant·es 1, 5, 6 et 7, se distingue du Cluster 1 par un écart-type de flexion du coude plus élevé (en moyenne 3°) et une rotation de l'épaule plus faible (environ 20°).

Pour la partition en 3 et 4 clusters, la structuration des données ne permet pas une séparation graphique claire des participant·es. Les paramètres différentiants identifiés n'ont pas conduit à la formation de clusters visuellement distincts.

2.3.3 Analyse

La tâche de la bouteille est un bon exemple de tâche difficile à interpréter avec un échantillon restreint de patient·es en raison de la variabilité des stratégies mises en œuvre par les participant·es. Néanmoins, l'analyse par classification ascendante hiérarchique a permis d'identifier des regroupements de patients basés sur l'écart-type de flexion du coude et la rotation de l'épaule. Bien que l'écart-type de flexion du coude ait été un paramètre discriminant, son étendue maximale de seulement 5° au sein de la population pour cette tâche soulève des questions quant à sa significativité clinique. Il aurait été particulièrement pertinent d'inclure un groupe contrôle d'enfants au développement typique afin de déterminer si cette faible variabilité est caractéristique d'une population pathologique ou si elle est également observée chez les enfants sans atteinte.

Il est intéressant de noter sur la Figure 46 que le participant 7, qui présentait une mobilité de pronosupination importante, a utilisé la pronation pour ouvrir le bouchon avec sa main assistante, alors qu'une pronosupination neutre aurait plutôt été attendue pour ce participant (comme pour la participante 3, Figure 46). Cette observation souligne la nécessité d'étudier également ces tâches chez des enfants au développement typique, afin de mieux comprendre la variabilité des stratégies existantes chez des enfants sans limitations fonctionnelles.



Figure 46. De gauche à droite, les participant-es 6, 3 et 1 lors de la tâche de la bouteille

2.4 Atteintes controlatérales

2.4.1 Paramètres

Le Tableau 20 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 2.

Tableau 20. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour les atteintes controlatérales sur les côtés assistants

	Angle	Moyenne des Médiannes	SD des Médiannes
Épaule	Abduction-Adduction	● ^{3,4}	●
	Flexion-Extension	● ²	●
	Rotation Interne-Externe	●	●
Coude	Flexion-Extension	● ^{2,3,4}	●
	Pronosupination	●	● ^{2,3,4}

SD : écart-type

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

ⁱ : Paramètre différentiant dans le cas k = i

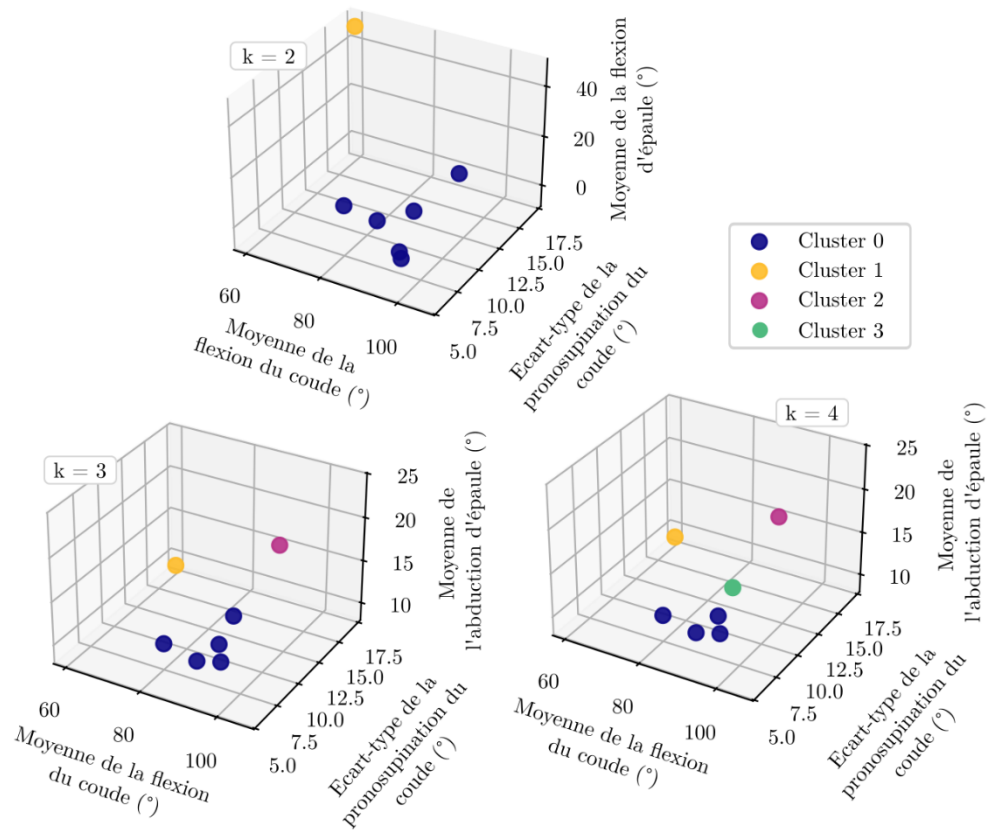
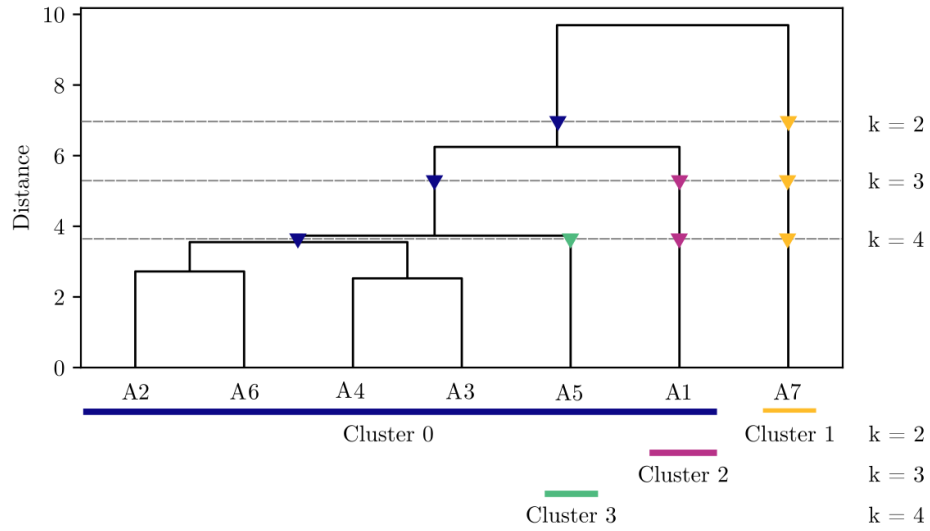


Figure 47. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants lors d'atteintes controlatérales par les paramètres différentiel.

2.4.2 Classification

Dans la partition à 2 clusters, le côté assistant du participant 7 se distingue des autres participant·es par une flexion médiane d'épaule en moyenne plus importante (environ 40°), une flexion médiane de coude en moyenne plus faible (environ 60°) et un écart-type de la médiane de pronosupination du coude plus important que les autres (environ 17°).

Dans la partition à 3 clusters, la participante 1 se distingue du cluster 0 principalement en raison de son abduction d'épaule en moyenne plus élevée (environ 15°) par rapport aux autres participant·es. En outre, il a été observé que sa flexion médiane du coude est en moyenne plus élevée que celle des autres côtés assistants (90°).

La partition à 4 clusters n'apporte pas d'informations supplémentaires sur les côtés atteints, elle singularise le participant 5 pour sa moyenne d'abduction médiane de l'épaule légèrement plus élevée que les autres côtés assistants du cluster 0.

2.4.3 Analyse

L'étude du côté assistant lors d'activités controlatérales est une tâche intéressante car elle permet d'étudier l'attitude spontanée de ce membre au repos. C'est un élément qu'on retrouve dans la classification des schémas pathologiques des membres supérieurs proposé par Bard Chaleat *et al.*, mais aussi dans l'étude des mouvements anormaux chez les patient·es dyskinétiques (Chaleat-Valayer *et al.* 2017; Monbaliu *et al.* 2012; Louey *et al.* 2024). La présente étude a fait le choix de ne pas inclure des paramètres qui auraient pu s'avérer tout à fait pertinents dans ce second cas, comme l'entropie, la fluidité des articulations ou la variabilité cinématique. Ces paramètres mériteraient d'être inclus lors de futures études incluant des participant·es dyskinétiques.

L'objectif principal de cette tâche était d'analyser l'attitude moyenne du côté assistant et la variabilité de cette attitude. L'analyse par classification ascendante hiérarchique a révélé que le participant 7 se distinguait du reste de la cohorte par une flexion médiane de l'épaule plus élevée, une flexion médiane du coude plus faible et une variabilité importante de la pronosupination médiane du coude. Ces résultats peuvent s'expliquer par le niveau fonctionnel élevé de ce

participant, qui utilise fréquemment son côté assistant. Lors d'atteintes controlatérales, ce côté est souvent sollicité pour maintenir d'autres objets ou pour se préparer à manipuler des objets sur la table (Figure 48). Par conséquent, la main est positionnée plus au centre de la zone de manipulation, contrairement aux patient-es qui utilisent moins leur main, laquelle reste au repos sur le bord de la table (comme pour la participante 1 par exemple, voir Figure 49).



Figure 48. Attitude du côté assistant du participant 7 lors d'atteintes controlatérale



Figure 49. Attitude du côté assistant de la participante 7 lors d'atteintes controlatérales

L'analyse par classification ascendante hiérarchique a une nouvelle fois distingué la participante 1, la participante avec le plus petit score AHA, dans son attitude en abduction d'épaule et sa flexion de coude plus importante que celle des autres participant-es. Cette attitude pourrait être due à la faiblesse de ses extenseurs de poignet, contraignant la patiente à utiliser l'abduction pour décoller

sa main de la table. Bien que les angles du poignet n'aient pas pu être calculés dans cette étude, de futures recherches devraient les inclure afin d'obtenir une compréhension plus complète des mouvements des membres supérieurs.

3 DISCUSSION

Ce étude avait pour objectif de développer une nouvelle approche pour l'analyse des données cinématiques issues de tâches non standardisées, en utilisant l'évaluation de la fonction bimanuelle AHA comme cadre.

La première étude visait à explorer les données cinématiques des côtés assistant et dominant de patient·es atteint·es de paralysie cérébrale lors d'une évaluation de performance bimanuelle par l'AHA. Bien que la vitesse (moyenne et maximale) et le ratio d'utilisation de la main assistante aient permis une différenciation efficace des données par classification ascendante hiérarchique, ces paramètres présentaient une forte corrélation avec le score AHA ($0,7 < R^2 < 0,9$). Cette forte corrélation limite leur intérêt pour apporter de nouvelles informations à l'évaluation clinique.

Ces paramètres reflètent un niveau de fonction, décrivant la qualité d'exécution des tâches (vitesse, degré d'utilisation de la main) et renseignant sur la facilité d'exécution. Ce niveau fonctionnel est un indicateur pertinent de l'efficacité d'une intervention thérapeutique sur la participation sociale, à l'instar de la durée de la tâche "manger avec une cuillère" corrélée aux niveaux MACS ($R^2 > 0,9$) (Klotz et al. 2014) ou du test de marche des 6 minutes pour les membres inférieurs (« ATS Statement: Guidelines for the Six-Minute Walk Test » 2002).

Bien que ces paramètres aient été utiles pour regrouper la population, leur exclusion a permis de mettre en avant d'autres paramètres cinématiques discriminants : les paramètres angulaires. L'analyse s'est, en effet, principalement concentrée sur la fonction angulaire (mobilité et amplitude de mouvement des articulations), soulignant ainsi les limitations de l'activité des différents degrés de liberté des participant·es. Toutefois, l'absence de données sur l'amplitude de mouvement active et passive du coude a limité la portée des conclusions.

L'inclusion des côtés dominant et assistant dans l'analyse par classification ascendante hiérarchique a apporté un éclairage sur le rôle du côté assistant en fonction du niveau de fonction, mettant plutôt en avant une asymétrie plus importante chez les patient-es avec une fonction moindre ; cependant, une analyse sur les côtés assistants a permis de mettre en lumière d'autres différences entre les participant-es.

L'objectif de la seconde étude était d'affiner l'analyse globale de l'évaluation de l'AHA grâce à une analyse transversale de tâches de l'AHA. Cette analyse s'est révélée particulièrement pertinente pour contextualiser les mesures cinématiques spécifiques à chaque tâche et mettre en avant des limitations systématiques. Par exemple, la récurrence d'un schéma de pronation chez la participante 4 suggère une possible hypertonie des muscles pronateurs, hypothèse corroborée par un test d'Ashworth indépendant de l'étude confirmant la spasticité des muscles ronds et carrés pronateurs chez cette patiente.

Cette étude exploratoire a posé les bases d'une analyse globale et transversale des tâches de l'AHA, ouvrant des perspectives pour l'identification de profils pathologiques. Bien que limitée par la taille de l'échantillon et la spécificité des limitations fonctionnelles observées, elle a permis de mettre en lumière des singularités cinématiques chez des patient-es présentant des scores AHA extrêmes (participant-es 1 et 7) ainsi qu'un profil intermédiaire (participante 4).

Une autre grande famille de paramètres, comme l'entropie, la fluidité des articulations ou la variabilité cinématique, pourrait permettre de quantifier les mouvements involontaires liés à la paralysie cérébrale dyskinétique. Ces paramètres mériteraient d'être inclus dans de futures études ciblant les participant-es dyskinétiques, en s'appuyant sur la littérature existante concernant la quantification de la dyskinésie (Louey et al. 2024 ; Vanmechelen, Van Wonterghem, et al. 2023 ; Haberfehlner et al. 2024), particulièrement pertinente compte tenu de la difficulté d'apprécier qualitativement l'intensité et la fréquence des mouvements anormaux (Monbaliu et al. 2012).

La mesure des angles de flexion/extension du poignet et d'inclinaison radiale/ulnaire pourrait également s'avérer pertinente. Toutefois, avec les systèmes optoélectroniques, ces mesures sont tributaires de marqueurs placés sur les mains. Or la taille des marqueurs utilisés dans cette étude

était trop importante pour ne pas gêner les participant·es dans des tâches de l'AHA telles que « fouiller dans un sac » ou « enfiler des bracelets ». Il sera donc nécessaire, pour accéder à cette mobilité, de recourir à l'utilisation de marqueurs de taille réduite ou à une autre modalité de mesure dans les études futures.

L'extension de cette recherche à une cohorte plus vaste et diversifiée, intégrant un plus large éventail de tâches et de mesures cinématiques, consoliderait ces premiers résultats et affinerait notre compréhension des limitations des membres supérieurs chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale et permettrait un raisonnement à l'échelle de la population. C'est l'objet d'un prochain projet: le projet CLUEDOs (Classification of Upper Extremities DisOrders) pour créer une grande base de données des stratégies de performance d'enfants atteints de paralysie cérébrale dans des activités de la vie quotidienne. Une fois cette base de données créée, l'analyse patient·e spécifique pourra être réalisée en comparant la distance de l'enfant aux différents groupes de patient·es identifiés. Cette base de données permettra également d'examiner l'influence de l'âge sur les profils cinématiques observés.

Cependant, les résultats de performance seuls sont limités dans leur aptitude à donner des conclusions cliniques et ces résultats doivent être contextualisés par des mesures de capacité. Une approche mettant en lien capacité et performance permettrait en effet de différencier deux types de patient·es : celles et ceux qui présentent une mobilité réduite mais une capacité articulaire substantielle, pour lesquelles les thérapies par contrainte et l'apprentissage par la tâche sont recommandés, et ceux dont la mobilité est limitée en raison d'une gêne mécanique. Il est essentiel d'inclure à l'avenir des tâches d'amplitude articulaire (flexion-extension de l'épaule, pronosupination du coude, etc.) pour évaluer la mobilité disponible et analyser comment les tâches bimanuelles coopératives de la vie quotidienne mobilisent les degrés de liberté. Une comparaison avec des sujets sains est également essentielle pour comprendre ce qui relève de la fonction articulaire typique pour des tâches d'amplitude articulaire ainsi que des tâches de la vie quotidienne. Dans ce contexte, les données pertinentes sont l'amplitude du mouvement et les valeurs minimales et maximales des articulations lors de tâches maximisant ces degrés de liberté.

CHAPITRE V

CAPACITÉ ET PERFORMANCE DES MEMBRES
SUPÉRIEURS CHEZ UNE POPULATION PÉDIATRIQUE
ASYMPTOMATIQUE ET ATTEINTE DE PARALYSIE
CÉRÉBRALE

1 INTRODUCTION

Le décalage observé entre la capacité d'un individu et sa performance effective offre aux thérapeutes une approche pertinente pour évaluer l'étendue des ressources dont dispose un-e patient-e et sa propension à les mobiliser dans des activités de la vie quotidienne (OMS 2001). Alors que des évaluations cliniques standardisées, telles que l'AHA (Krumlinde-Sundholm et al. 2007), se concentrent sur l'évaluation de la performance, les études d'analyse du mouvement qui instrumentent l'utilisation spontanée des membres supérieurs dans des contextes de performance écologique sont rares.

Le chapitre IV a précédemment illustré comment l'analyse des paramètres cinématiques lors de tâches de l'AHA, par le biais de la classification ascendante hiérarchique, permettait d'identifier un premier profil de la population étudiée. De plus, l'analyse transversale des tâches a permis d'identifier des limitations fonctionnelles angulaires chez les participant-es. Cependant, cette première étude, se basant sur un protocole non-dédié à ces objectifs, était limitée par l'absence d'informations sur les capacités des patient-es et par le manque d'informations sur la variabilité des stratégies fonctionnelles inhérentes aux tâches de performance non contraintes.

Ce chapitre vise à approfondir cette réflexion au travers de deux sous-études. Premièrement, une étude explorera l'écart entre la capacité et la performance dans la fonction angulaire chez des enfants PC et TD. Deuxièmement, une seconde étude permettra d'étudier la variabilité des stratégies fonctionnelles en utilisant une approche de classification ascendante hiérarchique.

Les données présentées dans ce chapitre sont issues d'une collecte de données réalisée à l'hôpital CHU Ste-Justine de Montréal en 2025, dans le cadre du projet ARGOS porté par Alexandre Naaïm. Ce projet, a pour objectif de comparer la précision des systèmes d'estimation de pose sans marqueur au système de référence optoélectronique. Cette comparaison se fait dans le cadre d'un ensemble de 18 tâches de capacité et de performance pour une population composée de 10 enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) et de 10 enfants au développement typique (TD).

2 MÉTHODES

Les éléments méthodologiques relatifs au traitement des données sont spécifiques aux études et seront définis localement.

2.1 Population

Les données ont été recueillies dans le cadre du protocole ARGOS, dont l'objectif était de comparer la précision de l'analyse du mouvement sans marqueurs, via l'estimation de pose, à celle obtenue par capture de mouvement à l'aide de caméras optoélectroniques.

Le calcul de la taille de l'échantillon pour le protocole ARGOS s'est appuyé sur une étude pilote similaire (Hesse et al., 2023). Cette étude a révélé une taille d'effet de 3,9. En utilisant un ratio β/α de 16 et le logiciel spécialisé G*Power, nous avons déterminé qu'un échantillon de 10 participants conférait une puissance statistique de 0,99. Cette puissance est jugée suffisante pour détecter l'effet anticipé.

Dans le cadre de ce protocole, 10 participant·es au développement typique et 10 participant·es atteint·es de paralysie cérébrale ont été inclus·es. Cependant, ce chapitre présentant des résultats préliminaires, seul·es 5 participant·es de chaque groupe seront examiné·es ici.

Cinq enfants au développement typique (TD) (7 ans (6)) et cinq enfants atteints de paralysie cérébrale (CP) unilatérale (6 ans (5)) ont donc été recrutés au sein du Centre de Réadaptation Marie Enfant du CHU Sainte-Justine (Montréal) après approbation par le comité d'éthique (n° 2025-7775). Les enfants CP présentaient une atteinte légère à modérée (niveau MACS 1 à 3).

Tableau 21. Caractéristiques démographiques

N°	Niveau MACS	Âge (Années)	Sexe	Côté dominant
CP_01	3	6	F	G
CP_02	1	7	H	D
CP_03	2	12	H	D
CP_04	3	12	F	D
CP_05	3	4	F	D
TD_01	–	10	H	G
TD_02	–	4	H	D
TD_03	–	10	H	G
TD_04	–	5	F	D
TD_05	–	6	F	G

2.2 Tâches

Dans le cadre de cette étude, chaque enfant a participé à deux séries distinctes d'épreuves. La première série évaluait les capacités motrices individuelles à travers des mouvements spécifiques des membres supérieurs, incluant l'abduction et la flexion de l'épaule, ainsi que la pronation-supination et la flexion-extension du coude. La seconde série était constituée de tâches de performance bimanuelles, inspirées du protocole AHA, et comprenant des activités telles que mettre un chapeau, atteindre et manipuler des jouets, ouvrir une bouteille et verser son contenu, et jouer des cymbales (Figure 50). Conformément au protocole AHA, tous les objets étaient initialement placés du côté assistant de l'enfant, à une distance supérieure à la longueur de son bras. Entre chaque tâche, l'enfant revenait en position neutre, assis droit, les mains sur la table devant lui/elle.

Contrairement à l'approche décrite au Chapitre IV, où l'analyse se concentrait sur la manipulation seule des objets (une primitive fonctionnelle d'après Schambra *et al.* (2019)), cette étude a choisi

de traiter l'ensemble de l'activité ; depuis l'atteinte initiale de l'objet jusqu'à sa manipulation finale, en passant par la phase de transport. Ce niveau d'information permet de comprendre les amplitudes articulaires mobilisées, mais aussi d'étudier l'utilisation spontanée du membre atteint lors de phases non coopératives de la tâche.

Une nouvelle tâche bimanuelle coopérative a également été intégrée. Dans cette tâche d'atteinte et de manipulation les enfants devaient attraper et manipuler quatre petites ventouses afin de construire une structure. L'ordre de présentation des objets et la manière de les présenter ont été standardisés : initialement, deux objets étaient placés devant les épaules de l'enfant, à plus d'une longueur de bras, puis deux autres étaient présentés du côté assistant, d'abord à une distance éloignée, puis à une distance proche de la main. L'objectif de cette tâche était de reproduire le mode de présentation des objets de l'AHA et d'étudier les angles du coude et de l'épaule dans une tâche de manipulation fine.



Figure 50. Photos des tâches « Bouteille », « Atteinte et Manipulation », « Chapeau » et « Cymbales »

2.3 Mesure

Les données ont été collectées à l'aide de 10 caméras optoélectroniques Prime 13 d'Optitrack (NaturalPoint, Inc., Corvallis, États-Unis), échantillonnées à 120 Hz. Des marqueurs réfléchissants ont été placés sur l'incisure jugulaire (IJ), l'appendice xiphoïde (PX), les vertèbres C7 et T10, la face postérieure de l'articulation acromio-claviculaire (AC), les épicondyles médial (EM) et latéral (EL) de l'humérus, les processus styloïdes ulnaire (US) et radial (RS), et les têtes des 2ème (HM2) et 5ème métacarpiens (HM5). Le centre de l'articulation glénohumérale a été estimé à l'aide de la méthode de régression de Rab *et al.* (2002).

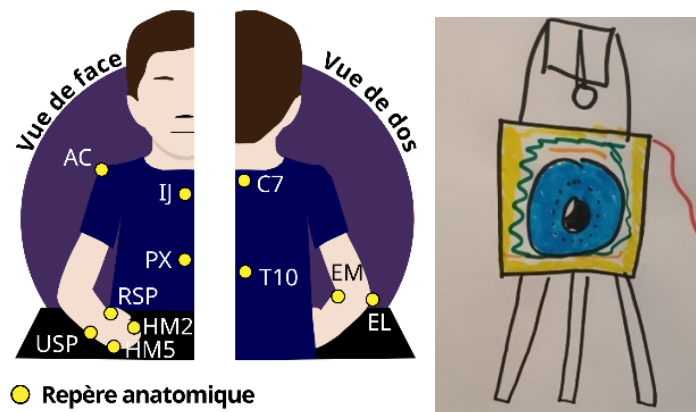


Figure 51. Positions des repères anatomiques et Caméras Prime 13 (vue par une participante)

A – COMPARAISON CAPACITÉ-PERFORMANCE

Cette première étude vise à quantifier la différence entre la capacité et la performance des angles de l'épaule et du coude chez des enfants CP et TD lors de tâches de la vie quotidienne, ainsi qu'à analyser la variabilité angulaire chez les enfants TD.

1 TRAITEMENT DES DONNEES

1.1 Paramètres

Les angles du coude et de l'épaule du membre assistant ont été calculés suivant les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2005). Cependant, afin de pouvoir fournir des analyses cohérentes avec les définitions angulaires cliniques, la position 0° de pronosupination a été définie comme l'avant-bras en position de demi-pronation/supination avec la paume tournée médialement et le pouce pointant vers le haut qui correspondrait à 90° selon la convention ISB. Les différences entre les groupes ont été comparées à l'aide de tests de la somme des rangs de Wilcoxon ($p < 0,05$). La variabilité chez les enfants au développement typique a été quantifiée comme l'étendue des valeurs (valeur maximale moins valeur minimale).

1.2 Capacité

Dans les tâches de capacité, les valeurs minimales et maximales d'amplitude articulaire obtenues chez les participant·es CP ont été comparées avec celles du groupe TD. Cette comparaison a porté sur l'abduction et la flexion maximales de l'épaule, et pour le coude sur la flexion et l'extension maximales, et la pronation-supination maximale (coude fléchi), et ce pour les côtés assistant et dominant de chaque participant·e.

L'extension et l'adduction de l'épaule n'ont pas été incluses dans cette analyse car elles ont été jugées moins pertinentes pour les tâches de manipulation bimanuelles retenues dans le cadre de

cette étude. La rotation interne-externe de l'épaule a été mesurée, mais ne sera pas analysée dans le cadre de ce manuscrit.

Les données maximales obtenues pour chaque mouvement ont également été comparées aux valeurs maximales anatomiques théoriques pour une population asymptotique décrites par Kapandji (Kapandji 2005). Parmi les valeurs disponibles pour l'abduction d'épaule, le maximum théorique retenu correspond à l'amplitude réalisable avec la contribution de l'articulation scapulo-thoracique mais sans compensation par une inclinaison du tronc, c'est-à-dire 120°.

3.1 Performance vs capacité

Dans les tâches de performance, les valeurs minimales et maximales d'amplitude articulaire obtenues chez les participant-es présentant une paralysie cérébrale des côtés assistants ont été comparées avec l'étendue du groupe au développement typique, mais aussi avec les données de capacité des deux groupes pour l'ensemble des degrés de liberté des côtés assistants.

Pour les degrés de libertés dont la capacité n'a pas été étudiée (rotation interne-externe, adduction et extension d'épaule) seules les données de la performance ont été affichées.

2 RESULTATS

Les tableaux présentant l'ensemble des angles maximaux par tâche dans la capacité et la performance pour les participant·es typiques et atteint·es de paralysie cérébrale sont disponibles en annexe (ANNEXES 4-6)

2.1.1 Capacité

La participante TD_04 a été exclue de l'analyse de la capacité. Cette décision a été prise en raison de ses difficultés à comprendre et à exécuter les consignes des tâches de capacité correctement.

Tous les degrés de liberté ne présentent pas la même variabilité inter-participant·es, et cette variabilité peut être parfois importante, même chez les participant·es TD (écarts IQ allant jusqu'à 21° pour la supination maximale des enfants TD contre 64° pour les participant·es CP) (Tableau 22). L'écart des participant·es TD au maximum anatomique théorique est important pour les angles de l'épaule (de l'ordre de 45°) (Figure 52).

La flexion-extension et la pronosupination du coude sont significativement différentes entre les deux groupes pour les côtés assistants et pour les côtés dominants seule la flexion maximale du coude est également significativement différente entre ces deux groupes (Tableau 22).

Parmi les participant·es étudié·es, deux patientes se distinguent par une limitation de supination maximale (CP_01 et CP_05 avec respectivement 7 et 13° de pronation), un patient par une limitation de pronation (CP_03 avec 23°) et une patiente par une limitation de sa flexion du coude (CP_05 avec une flexion maximale d'environ 84°) (Figure 52).

Tableau 22. Maxima des angles dans la capacité chez les enfants au développement typique et atteints de paralysie cérébrale

Angle °	Médiane (IQR)			
	Côtés assistants		Côtés dominants	
	CP	TD	CP	TD
Abduction Maximale d'Epaule	74 (15)	79 (10)	83 (13)	68 (10)
Flexion Maximale d'Epaule	114 (11)	135 (12)	136 (4)	132 (13)
Supination Maximale du Coude*	-49 (64)	-85 (10) †	-82 (31)	-79 (21)
Pronation Maximale du Coude*	54 (25)	78 (14) †	67 (28)	83 (17)
Extension Minimale du Coude	26 (15)	1 (8) †	11 (10)	-1 (8)
Flexion Maximale du Coude	139 (5)	149 (4) †	139 (1)	148 (2) †

Notes : † signifie $p < 0,05$; * 0° de pronosupination, quand l'axe médio latéral du poignet et celui du coude sont dans le même plan ; IQR : écart interquartiles

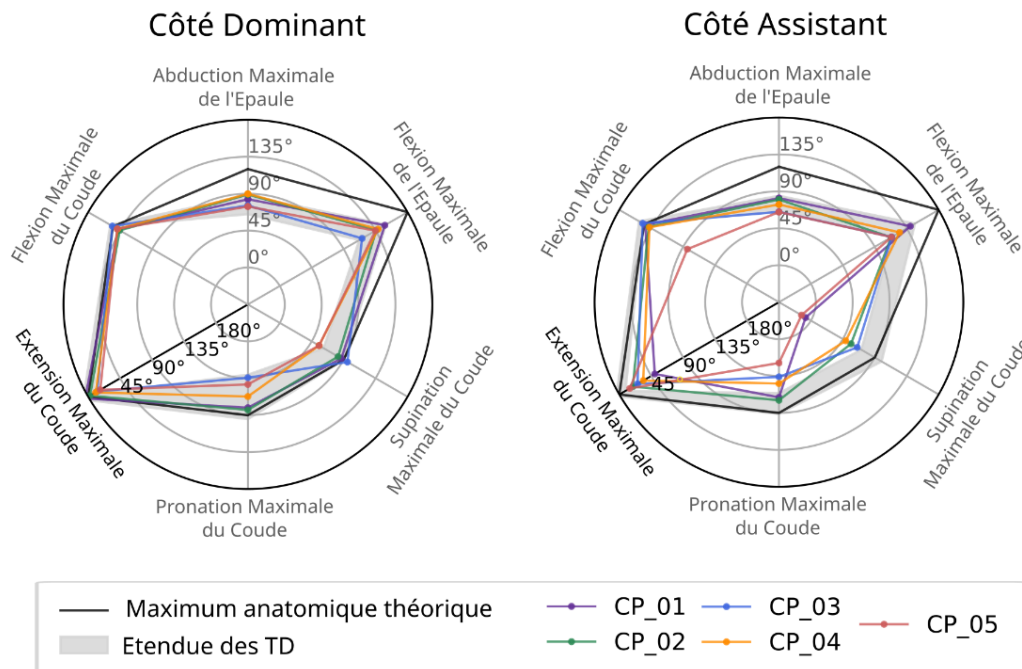


Figure 52. Capacité d'amplitude articulaire des côtés assistant et dominant des sujets atteints de pathologiques (CP) avec sujets asymptotiques (TD) et maximum anatomique théorique pour référence. La supination est présentée en valeur absolue avec 90° de maximum théorique.

2.2 Comparaison entre la performance et la capacité

2.2.1 Abduction-Adduction de l'épaule

Variabilité et maximum

Pour l'abduction, l'étendue des valeurs des enfants TD est au minimum de 15° pour la tâche des cymbales et au maximum de 41° pour la tâche du chapeau. L'abduction est maximisée pour la tâche du chapeau pour les enfants TD (42° à 83°) et pour les enfants CP (médiane de 61°). L'adduction d'épaule n'est pas étudiée.

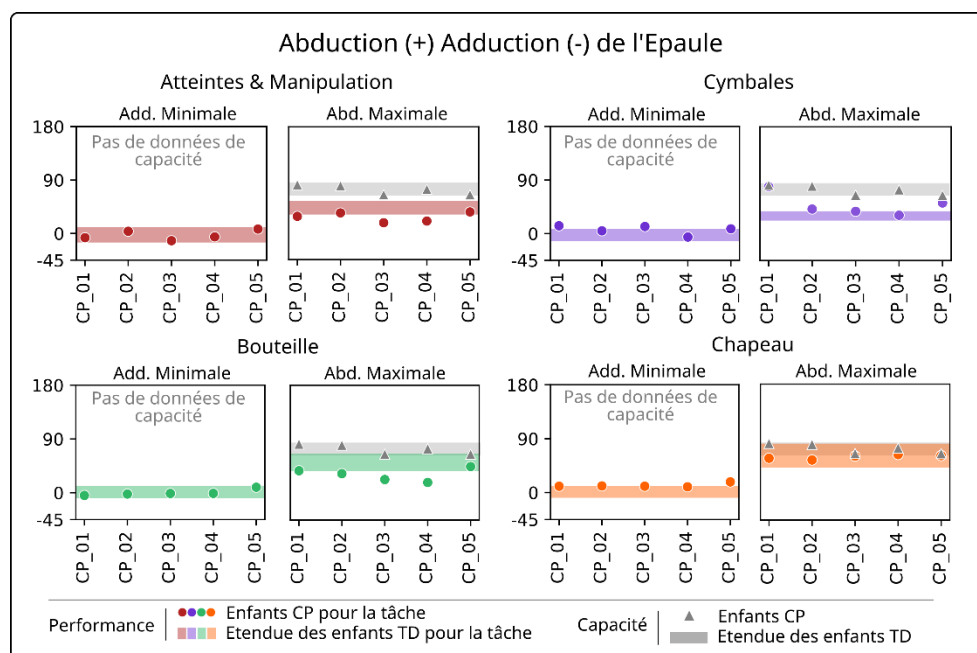


Figure 53. Abduction-Adductions maximales de l'épaule (°) des côtés assistants dans les tâches de performance et de capacité chez les enfants au développement typique (TD) et atteints de paralysie cérébrale (CP)

Étude des participant-es pathologiques

Les participants CP_03 et CP_04 ont présenté une abduction maximale d'épaule très légèrement inférieure à celle des participant-es TD pour la tâche d'atteinte et de manipulation (respectivement 17° et 19° contre 32 à 54° chez les TD) et la tâches de la bouteille (respectivement 23° et 18° contre 36° à 66° chez les TD). Le sujet CP_01 a démontré une abduction maximale plus importante que

les autres participant·es lors de la tâche des cymbales (79° contre 23° à 38° chez les TD), à la limite de sa capacité (82°).

Analyse

Dans les tâches considérées, c'est essentiellement la tâche du chapeau qui maximise l'abduction d'épaule, ce degré de liberté est peu mobilisé dans les tâches de manipulation néanmoins il est essentiel aux tâches d'hygiène (se laver les cheveux, se nettoyer les oreilles) et d'habillement (enfiler un pull à manches longues).

Les participant·es CP de l'étude n'avaient pas de limitation de leur capacité et il n'a finalement pas été constaté de sous-utilisation de cette capacité dans l'exécution de la tâche du chapeau.

La participante CP_01 a utilisé une stratégie d'abduction, à la limite de sa capacité, pour la tâche des cymbales qui la distingue des participant·es TD comme CP. Cette patiente ayant par ailleurs une adduction équivalente à ses pairs, cette abduction semble plus tenir de la compensation que d'une attitude figée en abduction.

2.2.2 Flexion-Extension d'épaule

Variabilité et maximum

Concernant la flexion d'épaule, l'étendue des valeurs des participant·es TD est au minimum de 39° pour la tâche de la bouteille et au maximum de 50° pour la tâche des cymbales. La flexion d'épaule est maximisée pour la tâche du chapeau pour les participant·es TD (88° à 137°) et pour les participant·es CP (médiane à 82°). L'extension d'épaule n'est pas étudiée.

Étude des participant·es pathologiques

Le sujet CP_04 a démontré une flexion d'épaule maximale systématiquement inférieure à celle des sujets au développement typique notamment lors de la tâche des cymbales (38° contre 68° à 118°).

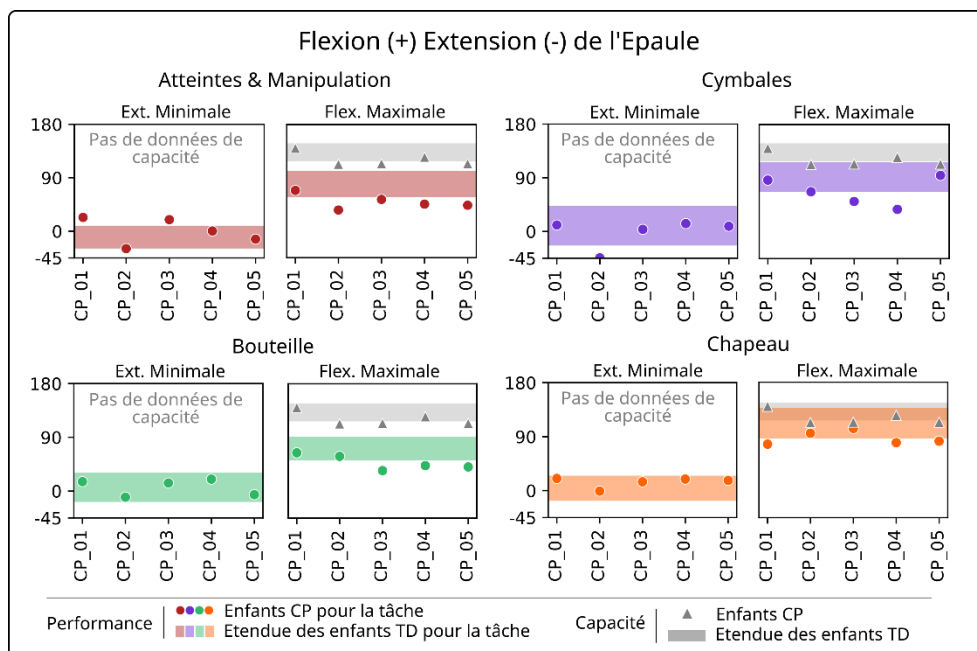


Figure 54. Flexion-Extensions maximales de l'épaule (°) des côtés assistants dans les tâches de performance et de capacité chez les enfants au développement typique (TD) et atteints de paralysie cérébrale (CP)

Analyse

Dans les tâches considérées, c'est essentiellement la tâche du chapeau qui maximise la flexion d'épaule. Comme l'abduction, ce degré de liberté est peu mobilisé dans les tâches de manipulation. Néanmoins, il est essentiel aux tâches d'hygiène (se laver les cheveux, se nettoyer les oreilles) et d'habillement (enfiler un pull à manches longues).

Les participant-es de l'étude n'avaient pas de limitation de leur capacité et il n'a finalement pas été constaté de sous-utilisation de cette capacité dans l'exécution de la tâche du chapeau. Les résultats des enfants CP sont légèrement inférieurs aux enfants TD, mais ce degré de liberté semble présenter une variabilité d'utilisation plus importante que l'abduction (étendue minimale de 39° pour la flexion contre une étendue maximale de 41° pour l'abduction d'épaule) soulignant la coexistence de différentes stratégies pour une même tâche.

2.2.3 Flexion-Extension du coude

Variabilité et maximum

Concernant l'extension du coude, l'étendue des valeurs des participant-es TD est au minimum de 12° pour la tâche d'atteinte et de manipulation et au maximum de 76° pour la tâche du chapeau. Pour la flexion, l'étendue des valeurs de participant-es TD est au minimum de 13° pour la tâche du chapeau et au maximum de 49° pour la tâche de la bouteille.

La flexion du coude est maximisée pour la tâche du chapeau pour les participant-es TD (115° à 142°) et pour les participant-es atteintes de paralysie cérébrale (médiane à 146°). L'extension du coude est minimisée par la tâche des cymbales pour les participant-es TD (5° à 17°) et par la tâche de la bouteille pour les participant-es CP (médiane à 71°).

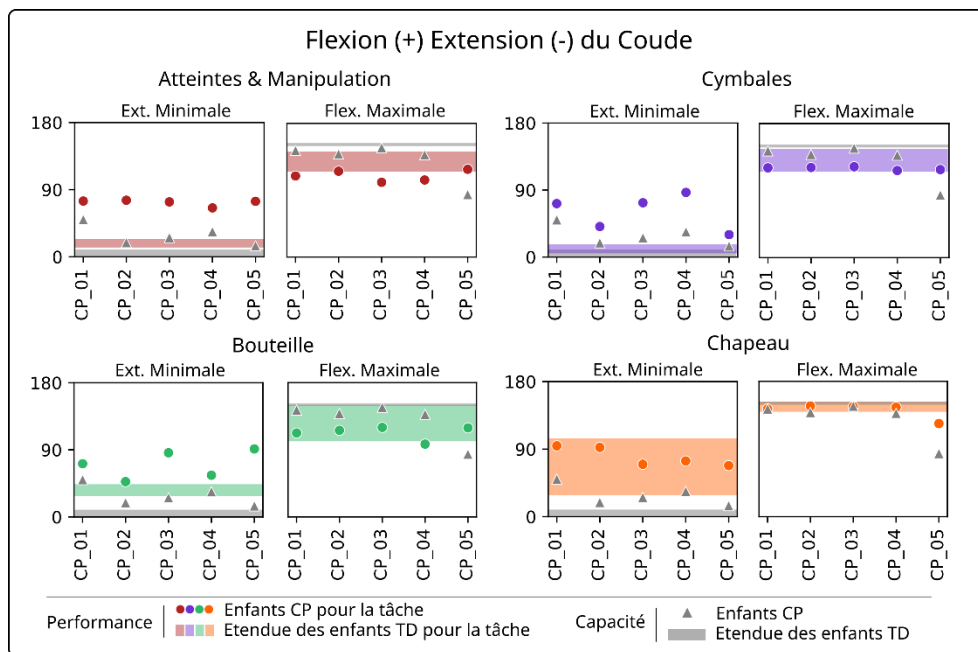


Figure 55. Flexion-Extensions maximales du coude (°) des côtés assistants dans les tâches de performance et de capacité chez les enfants au développement typique (TD) et atteints de paralysie cérébrale (CP)

Étude des participant-es pathologiques

Pour la tâche d'atteinte et de manipulation, les participant-es CP présentent une extension minimale du coude relativement homogène, autour de 90°, éloignée des valeurs des sujets typiques (de 12° à 24°).

Pour la tâche des cymbales, l'extension minimale des participant-es CP est hétérogène (de 30° à 87°) avec les participant-es CP_02 et CP_05 plus proches des valeurs des participant-es TD (respectivement 41° et 30° contre 5 à 17° pour les participant-es TD).

Pour le sujet CP_05, la performance en flexion lors des tâches de performance excède systématiquement sa capacité maximale mesurée de 84° (par exemple 123° pour la tâche du Chapeau).

Analyse

Cette méthodologie permet de mettre en avant un aspect central de la performance : l'utilisation spontanée du membre supérieur assistant. Dans les tâches proposées, les enfants n'ont jamais été contraints d'utiliser l'extension maximale du coude comme prérequis à la réalisation d'une tâche (à l'instar de la supination pour jouer des cymbales). Pourtant, ils ont eu la possibilité de mobiliser cette amplitude articulaire pour saisir les objets placés à distance.

Ainsi, dans la tâche d'atteinte et de manipulation, le choix de ne pas utiliser son côté assistant pour attraper des objets éloignés et donc de ne pas mobiliser son extension de coude côté assistant éclaire moins sur une limitation spécifique liée à ce degré de liberté que sur une sous-utilisation pour cause de gêne, de douleur ou simplement de manque de fiabilité du côté atteint.

2.2.4 Pronosupination du coude

Variabilité et maximum

Pour la pronation du coude, l'étendue des valeurs des enfants TD est au minimum de 18° pour la tâche des cymbales et au maximum de 57° pour la tâche de la bouteille. Pour la supination,

l'étendue des valeurs des enfants TD est au minimum de 44° pour la tâche de la bouteille et au maximum de 63° pour la tâche du chapeau.

La pronation du coude est maximisée par la tâche de la bouteille pour les enfants TD (35° à 92°) et par la tâche d'atteinte et manipulation pour les CP (médiane à 64°). La supination du coude est minimisée par la tâche des cymbales pour les enfants TD (-53° à 6°) et pour les CP (médiane à -12°).

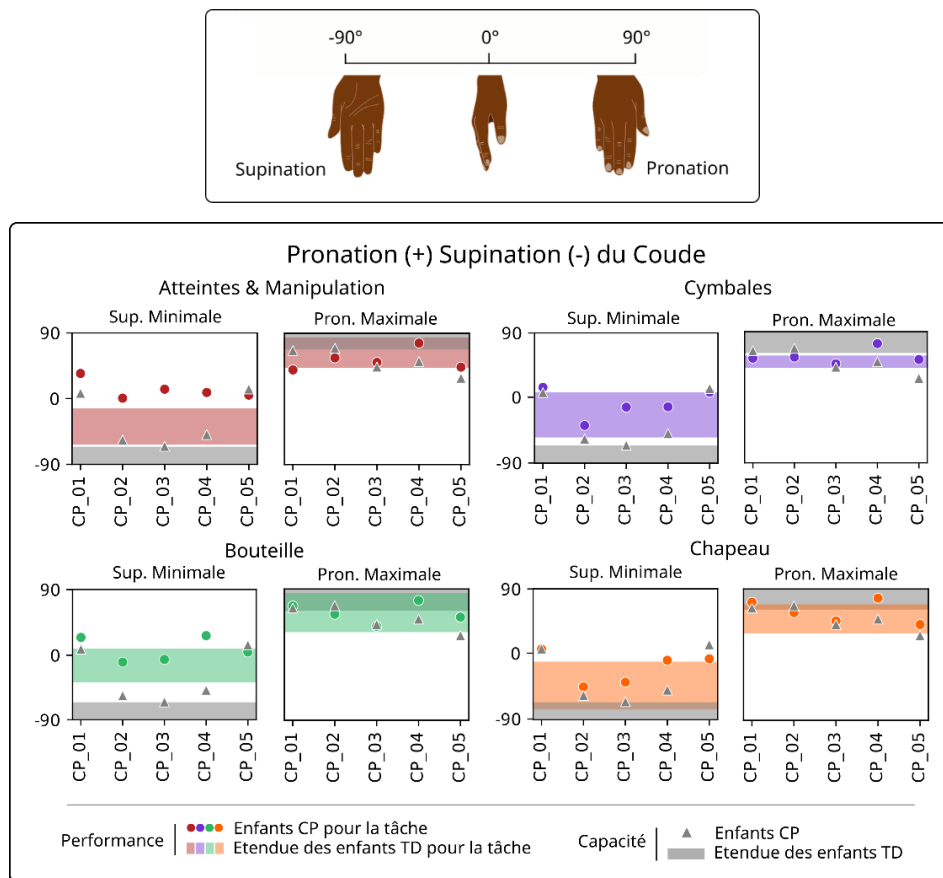


Figure 56. Pronosupinations maximales du coude (°) des côtés assistants dans les tâches de performance et de capacité chez les enfants au développement typique (TD) et atteints de paralysie cérébrale (CP)

Étude des participant-es pathologiques

Les participants CP_04 et 05 présentent une pronation maximale supérieure à leur capacité mesurée (respectivement 54° et 29°) sur l'ensemble des tâches (pour les cymbales respectivement

82° et 58°). Pourtant, les participantes CP_01, CP_04 et 05 ont une supination minimale supérieure aux valeurs des sujets typiques pour l'ensemble des tâches et la participante CP_05 a constamment supiné au-delà de sa capacité (13°) dans toutes les tâches (pour les cymbales 8°).

Analyse

L'amplitude de la supination minimale pendant les tâches de performance dans le groupe TD (44° à 63°) met en évidence l'importante variabilité des tâches qui n'exigent pas explicitement une supination maximale.

Seuls CP_01 et CP_05 ont été considérés comme ayant des capacités de supination limitées (valeur minimale de 97° et 103°). Cette limitation a eu des conséquences sur les performances, car ces deux participant-es ont réalisé des performances en dehors ou à la limite de l'étendue des enfants TD dans les tâches de performance.

La participante CP_04, en revanche, n'avait pas été identifiée comme présentant une limitation de la supination lors de l'évaluation de sa capacité. Cependant, elle a démontré une supination moins importante que le groupe typique et ses pairs atteints de paralysie cérébrale lors des tâches de performance. Cette sous-utilisation suggère une possible stratégie d'évitement due à d'autres difficultés motrices.

La participante CP_05 a constamment supiné au-delà de sa capacité dans toutes les tâches. Elle n'a probablement pas été en mesure d'effectuer une supination active dans toute son amplitude passive du mouvement, peut-être en raison d'une faiblesse du supinateur, mais le contact avec l'objet ou l'aide de l'autre main a pu permettre une meilleure supination dans la performance. En revanche, pour la patiente CP_01, qui a également démontré une supination plus élevée que la moyenne dans la performance, les résultats restent dans la limite de sa capacité. Cette divergence dans la traduction de la capacité en performance peut suggérer la nécessité de stratégies thérapeutiques différentes.

C'est la tâche de manipulation qui différencie le plus clairement les deux groupes. Alors que tous les enfants TD ont effectué une supination inférieure à 90°, même les enfants CP ayant une bonne

capacité de supination n'ont pas systématiquement effectué une supination supérieure à la position neutre. Cela suggère que d'autres limitations influencent probablement cette sous-utilisation.

3 ETUDE A - SYNTHÈSE INTERMÉDIAIRE

Cette première étude visait à quantifier la différence entre la capacité et la performance des angles de l'épaule et du coude chez des enfants CP et TD lors de tâches de la vie quotidienne. L'intérêt principal de confronter les données de capacité et de performance réside dans la possibilité d'évaluer comment les ressources articulaires disponibles sont effectivement mobilisées lors d'activités fonctionnelles. Cette étude met en évidence différents modes d'utilisation de cette "réserve de capacité articulaire".

Certains enfants sous-utilisent leur capacité lors des tâches de performance. Par exemple, la participante CP_04 présente une supination en performance inférieure à sa capacité mesurée, suggérant une possible stratégie d'évitement ou une difficulté à intégrer pleinement cette mobilité dans la tâche. Cette sous-utilisation pourrait être une cible d'intervention en ergothérapie, visant à encourager une exploration et une utilisation plus complète de l'amplitude disponible par un apprentissage tâche-spécifique ou la promotion de l'activité lors de séjour de thérapie intensive (Sakzewski, Ziviani, et Boyd 2014; Gordon et al. 2007).

D'autres participant-es, comme CP_01 pour la supination lors de certaines tâches, semblent fonctionner à la limite de leur capacité mesurée. Dans ces cas, des interventions axées sur l'amélioration de la capacité elle-même, par exemple via la kinésithérapie ou des approches chirurgicales ou médicamenteuse, pourraient être envisagées pour lever d'éventuels blocages mécaniques.

Enfin, la participante CP_05 a démontré une performance en flexion du coude dépassant sa capacité maximale mesurée. Ce phénomène pourrait s'expliquer par une faiblesse musculaire au niveau du triceps, qui, sans limiter l'amplitude passive de l'articulation, ne permet pas un contrôle actif complet. Dans ces situations, le contact avec l'objet ou l'assistance de l'autre main peuvent permettre d'atteindre une plus grande amplitude en performance. Ces profils pourraient bénéficier d'attelles de positionnement, pour optimiser l'alignement articulaire et limiter les compensations.

Le mode d'utilisation de cette réserve de capacité est donc un excellent indicateur de préconisation clinique.

Dans l'évaluation de la capacité, la variabilité angulaire observée chez les enfants au développement typique suggère des difficultés potentielles dans la compréhension ou la reproductibilité des consignes visant à atteindre les amplitudes maximales. Il est apparu que les enfants pouvaient avoir du mal à imiter précisément les mouvements demandés pour maximiser leurs amplitudes articulaires, ce qui pourrait expliquer l'écart parfois notable avec le maximum anatomique théorique. Une amélioration méthodologique pourrait consister à utiliser des tâches d'atteinte inspirées de protocoles existants (Jaspers, Desloovere, et al. 2011; Cacioppo et al. 2020) pour évaluer la capacité de manière plus fonctionnelle et reproductible.

Concernant la performance, la variabilité des angulations observée tant chez les enfants au développement typique que chez ceux atteints de paralysie cérébrale met en évidence la diversité des stratégies individuelles d'exécution des tâches, soulignant la nécessité d'étudier cette variabilité pour mieux comprendre les approches spécifiques des enfants atteints de paralysie cérébrale dans un contexte fonctionnel.

B – ANALYSE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE

Cette deuxième étude exploite la méthode de classification ascendante hiérarchique détaillée au chapitre IV pour examiner la structure des données cinématiques au sein de chaque tâche évaluée, en comparant une population d'enfants au développement typique à une population d'enfants atteints de paralysie cérébrale.

4 TRAITEMENT DES DONNEES

4.1 Paramètres

Les angles du coude et de l'épaule du membre assistant ont été calculés suivant les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2005). Cependant, comme précédemment, afin de pouvoir fournir des analyses plus parlantes d'un point de vue clinique, la position 0° de pronosupination a été définie comme l'avant-bras en position de demi-pronation/supination avec la paume tournée médialement et le pouce pointant vers le haut (90° selon la norme ISB).

Cette étude s'intéressant à la fonction articulaire (Chapitre IV) seuls l'amplitude, le minimum, le maximum, la médiane et l'écart-type des abduction-adduction, flexion extension, rotation interne-externe de l'épaule et des flexion extension, pronosupination du coude ont été considérés pour l'analyse.

4.2 Classification ascendante hiérarchique

Les données ont été mises à l'échelle à l'aide de la bibliothèque `scikit-learn` sous Python (Pedregosa et al. 2011). Plus précisément, la classe `RobustScaler` a été utilisée pour transformer chaque variable

numérique en se basant sur la médiane et l'écart interquartile. Cette approche permet de préserver la distribution des données tout en atténuant l'influence des valeurs extrêmes.

Puis, la construction du dendrogramme a été réalisée grâce à la librairie Scipy sous python (Virtanen et al. 2020). Les clusters ont ensuite été fusionnés selon leur distance euclidienne dans l'espace des N paramètres. La méthode de liaison de Ward a été employée, minimisant ainsi la variance intra-cluster à chaque étape de la fusion.

Le nombre de clusters optimal a été déterminé graphiquement à partir de la structure des données, selon la méthode proposée au chapitre précédent.

5 RÉSULTATS

5.1 Tâche des cymbales

5.1.1 Paramètres

Le (Tableau 12) recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 8.

Tableau 23. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche des cymbales sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD
Épaule	Abduction-Adduction	○	● *	●	●	○
	Flexion-Extension	●	●	●	●	● *
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	●	●
Coude	Flexion-Extension	○	● *	●	●	○
	Pronosupination	●	●	●	●	●

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

* : Paramètre différentiant

5.1.2 Classification

En prenant $k = 4$ clusters on trouve la partition suivante : le cluster 0, mixte, avec trois enfants TD et un CP, le cluster 1 avec deux enfants CP, le cluster 2 avec un enfant TD (TD_01) et le cluster 3 avec deux CP (Figure 57).

Dans la structure du dendrogramme, le cluster 1 composé du participant TD 01 est compris entre les clusters 2 et 3 composés d'enfants CP. Ce participant au développement typique, est séparé de

ses pairs par sa flexion du coude importante. Cette stratégie n'étant pas pathologique, elle souligne l'existence d'une stratégie alternative pour la tâche des cymbales.

Les deux clusters composés uniquement d'enfants CP, les clusters 1 et 3, respectivement composés des participant-es CP_05 et CP_01 et de CP_04 et CP_03, se caractérisent par une flexion du coude maximale plus faible. En outre, le maximum d'abduction d'épaule du cluster 3 est supérieur à la moyenne. De plus, le cluster 3 présente un écart significatif de flexion d'épaule.

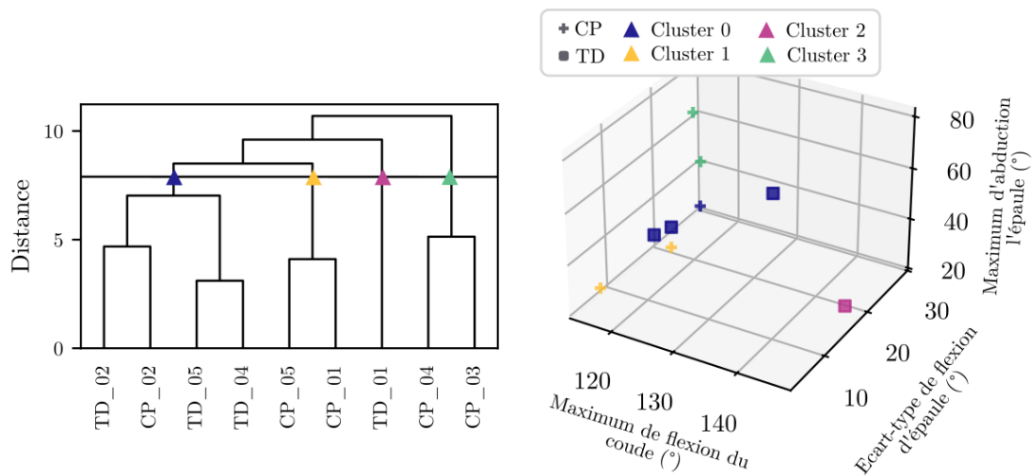


Figure 57. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants pour la tâche des cymbales chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (CP) et les enfants au développement typique (TDC) par les paramètres différenciant, cas à 4 clusters

5.2 Tâche du chapeau

5.2.1 Paramètres

Le Tableau 24 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 8.

Tableau 24. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche des cymbales sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	●	●	○
	Flexion-Extension	●	●	●	●	●
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	● *	●
Coude	Flexion-Extension	●	●	●	○	○
	Pronosupination	●	●	●	● *	● *

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

* : Paramètre différentiant

5.2.2 Classification

En prenant $k = 3$ clusters on trouve la partition suivante : le cluster 0 avec deux enfants TD, le cluster 1, mixte, avec trois enfants TD et trois CP et le cluster 2 avec deux CP (Figure 58).

D'après la structure du dendrogramme, le cluster le plus distant des autres participant-es (cluster le plus à droite) est le cluster 0 composé de participant-es typiques (TD_04 et TD_05). Ces participant-es sont caractérisées par une amplitude de rotation d'épaule plus importante que la moyenne. De même cette stratégie n'étant pas pathologique, cela met en avant une stratégie alternative pour la tâche du chapeau. Le cluster 2 est composé exclusivement de patient-es CP (CP_01 et CP_05) dont l'amplitude et l'écart-type de pronosupination du coude sont les moins élevés. Ce n'est toutefois pas l'analyse de ce degré de liberté qui était attendue dans le cadre de cette tâche, la tâche du chapeau évaluant plutôt l'élévation d'épaule et la flexion du coude. Cependant, ce résultat souligne l'intérêt d'étudier un degré de liberté dans des tâches qui ne maximisent pas ce degré de liberté afin de mettre en avant des limitations systématiques dans la performance.

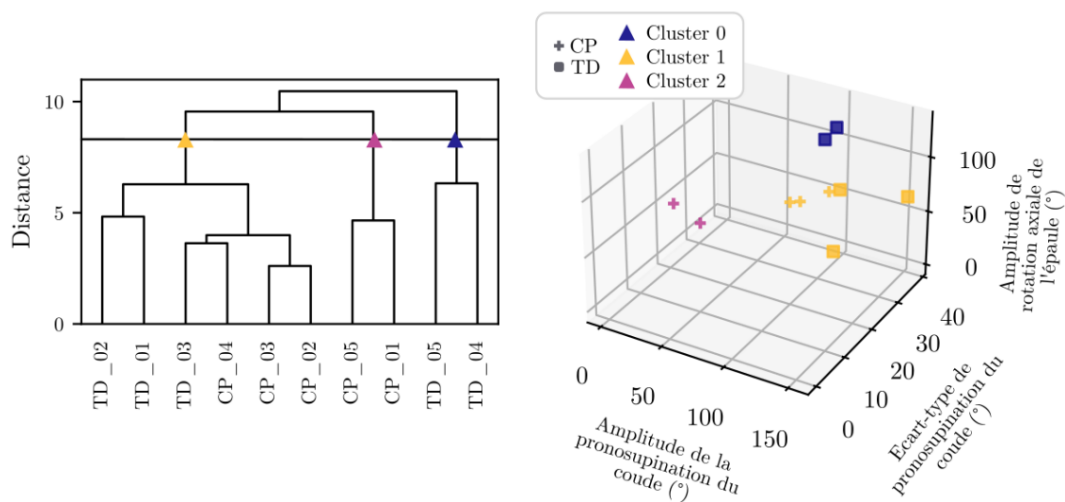


Figure 58. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants pour la tâche du chapeau chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (CP) et les enfants au développement typique (TD) par les paramètres différentiant, cas à 3 clusters

5.3 Tâche de la bouteille

5.3.1 Paramètres

Le Tableau 25 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiels lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 8.

Tableau 25. Paramètres supprimés, conservés et différentiels lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche des cymbales sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	●	●	○
	Flexion-Extension	●	●	●	●	○
	Rotation Interne-Externe	●	● *	●	●	○
Coude	Flexion-Extension	●	●	●	●	○
	Pronosupination	● *	●	●	● *	○

ROM : Amplitude de l'angle et SD : écart-type de l'angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

* : Paramètre différentiant

5.3.2 Classification

En prenant $k = 3$ clusters on trouve la partition suivante : le cluster 0 avec deux enfants TD, le cluster 1, mixte, avec trois enfants TD et trois CP et le cluster 2 avec deux CP (Figure 59).

D'après la structure du dendrogramme, le cluster le plus distant des autres participant-es (cluster le plus à droite) est le cluster 0 composé de participantes typiques (TD_04 et TD_05). Ces participantes sont caractérisées par une amplitude pronosupination du coude plus importante que la moyenne. Elles présentent donc un excès de mobilité, probablement dû à leur enthousiasme dans la tâche (par exemple utiliser la pronosupination pour secouer la bouteille). Le cluster 2 est composé exclusivement de patientes CP (CP_01 et CP_04) dont le minimum de pronosupination du coude est plus élevé que la moyenne.

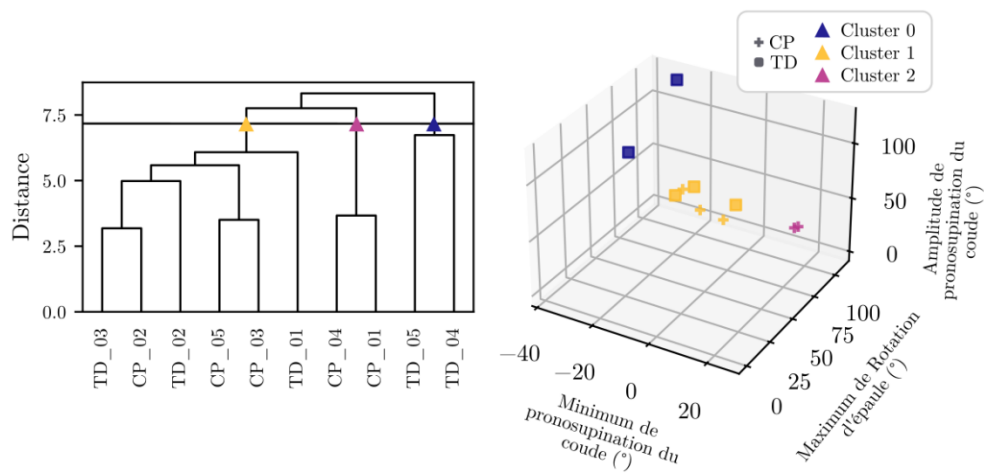


Figure 59. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants pour la tâche de la bouteille chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (CP) et les enfants au développement typique (TD) par les paramètres différentiel, cas à 3 clusters

5.4 Tâche de l’atteinte et manipulation

5.4.1 Paramètres

Le Tableau 26 recense les paramètres qui ont été supprimés, conservés ou identifiés comme différentiants lors de l’étude par classification ascendante hiérarchique. La liste des paires de paramètres corrélés est disponible en ANNEXE 8.

Tableau 26. Paramètres supprimés, conservés et différentiants lors de l’étude par classification ascendante hiérarchique pour la tâche des cymbales sur les côtés assistants

	Angle	Min	Max	Médiane	ROM	SD
Épaule	Abduction-Adduction	●	●	● *	● *	●
	Flexion-Extension	●	●	●	● *	●
	Rotation Interne-Externe	●	●	●	●	●
Coude	Flexion-Extension	○	●	●	●	○
	Pronosupination	●	●	●	●	●

ROM : Amplitude de l’angle et SD : écart-type de l’angle

○ Paramètre supprimé lors de la réduction de paramètre pour le calcul du dendrogramme

● Paramètre conservé pour le calcul du dendrogramme

* : Paramètre différentiant

5.4.2 Classification

En prenant $k = 4$ clusters on trouve la partition suivante : le cluster 0, mixte, avec deux enfants TD et deux CP, le cluster 1 avec trois enfants CP, le cluster 2 avec deux TD et le cluster 3 avec un TD (Figure 60).

D'après la structure du dendrogramme, le cluster le plus distant des autres participant·es (cluster le plus à droite) est le cluster 3 composé d'un participant typique (TD_01). Ce participant est caractérisé par une médiane et une amplitude d'abduction d'épaule plus importante que la moyenne ainsi que par une amplitude de flexion d'épaule plus importante que la moyenne par une pronosupination du coude plus importante que la moyenne.

Le cluster 1 est composé exclusivement de patientes CP (CP_01, CP_03 et CP_04) principalement différenciée par leur amplitude de flexion de l'épaule plus faible que la moyenne.

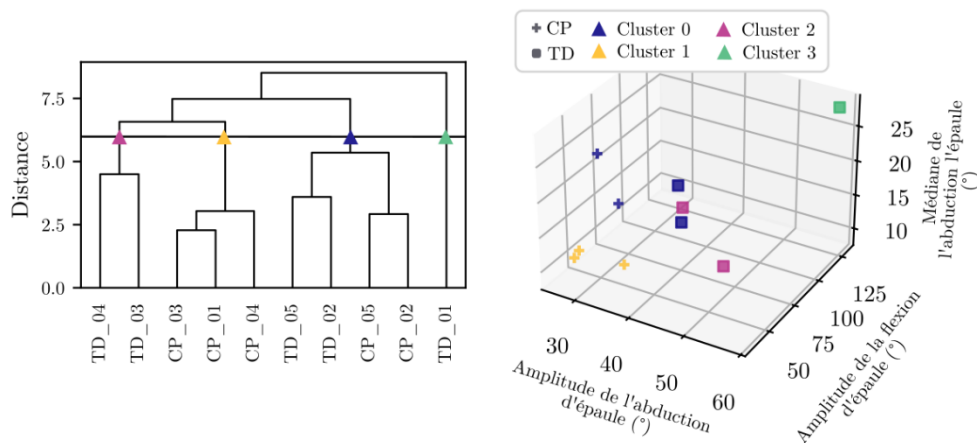


Figure 60. Classification ascendante hiérarchique des côtés assistants pour la tâche d'atteinte et de manipulation chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (CP) et les enfants au développement typique (TD) par les paramètres différentiant, cas à 4 clusters

Graphiquement, on observe une certaine séparation visuelle entre les enfants CP et TD, principalement en raison d'amplitudes d'abduction et de flexion de l'épaule réduites chez les participant·es CP. Cette observation pourrait souligner une limite de la classification ascendante

hiérarchique. Bien que pertinente pour de petits ensembles de données, la nature hiérarchique de cette méthode pourrait ne pas être la plus optimale pour identifier des familles de stratégies claires sur un échantillon plus vaste. De futures études pourraient explorer et comparer d'autres méthodologies de classification, telles que les méthodes de clustering non hiérarchiques comme la méthode des k-moyennes (Hamerly et Elkan 2003; Arthur et Vassilvitskii 2007).

6 ETUDE B - SYNTHÈSE INTERMÉDIAIRE

Cette deuxième étude avait pour objectif d'examiner la structure des données cinématiques au sein de chaque tâche évaluée en utilisant la méthode de classification ascendante hiérarchique, afin de comparer les stratégies de mouvement d'enfants au développement typique à celles d'enfants atteints de paralysie cérébrale.

La classification ascendante hiérarchique ne permet pas de séparer les enfants CP des enfants TD pour aucune tâche. Ce résultat peut s'expliquer en partie par le niveau d'atteinte fonctionnelle relativement léger de certain-es participant-es CP, dont les stratégies de mouvement présentent des similarités avec celles des enfants TD. L'exemple du patient CP_02, seul participant avec un niveau MACS de 1 et qui n'a été isolé dans aucun cluster pathologique, illustre cette observation.

Cependant, l'analyse par classification ascendante hiérarchique a révélé la formation de plusieurs clusters distincts au sein du groupe des enfants au développement typique, parfois séparés par des clusters mixtes ou incluant certains participants CP. Cette observation suggère l'existence d'une variété de stratégies fonctionnelles pour accomplir une même tâche chez les enfants sans pathologie, qui ne sont pas attribuables à des mécanismes de compensation. Par conséquent, une compréhension approfondie de cet éventail de stratégies typiques est essentielle pour identifier et interpréter avec précision les compensations pathologiques adoptées par les enfants atteints de paralysie cérébrale.

Cette étude souligne l'importance de dépasser une conception linéaire et normative de la fonction, qui tendrait à classer les individus sur un simple continuum allant d'une fonction typique à une fonction pathologique moins performante. Nos résultats suggèrent qu'une approche plus pertinente consiste à envisager les participant-es comme étant regroupés en fonction des stratégies spécifiques qu'ils adoptent pour exécuter une tâche. Ainsi, il existerait non seulement une diversité de stratégies pathologiques, reflétant la complexité des manifestations cliniques de la paralysie cérébrale, mais également une pluralité de stratégies fonctionnelles au sein même de la population asymptomatique. Certaines de ces stratégies observées chez les individus au développement typique

pourraient même apparaître moins efficaces d'un point de vue purement biomécanique, mais elles n'en demeurent pas moins fonctionnelles dans leur contexte. Cette perspective nous rappelle que l'objectif principal de l'intervention thérapeutique n'est pas nécessairement de ramener les patient-es à une "norme" prédéfinie, mais plutôt de leur permettre d'atteindre un niveau de fonctionnalité optimal, en s'appuyant sur leurs capacités et en adaptant au mieux leurs stratégies.

À l'avenir, l'identification et la caractérisation de familles distinctes de stratégies d'exécution pour chaque tâche, basées sur une cohorte élargie d'enfants TD et CP, permettraient de positionner directement un-e patient-e dans un profil stratégique spécifique. L'analyse croisée des caractéristiques de ces stratégies par tâche de performance, combinée aux données sur les capacités intrinsèques, à l'évaluation de l'utilisation de cette réserve de capacité (comme exploré dans l'étude A), au type de paralysie cérébrale et aux résultats de l'examen clinique, pourrait alors aboutir à une compréhension multidimensionnelle et approfondie de la fonction angulaire individuelle, ouvrant la voie à des interventions cliniques plus ciblées et personnalisées.

7 DISCUSSION

Ce chapitre visait à approfondir la réflexion sur la fonction angulaire chez les enfants atteints de paralysie cérébrale initiée au Chapitre IV, en ajoutant des informations sur la capacité angulaire des participant-es et en permettant la comparaison avec un groupe d'enfants au développement typique.

La première étude a analysé le lien entre la capacité articulaire et la performance angulaire de l'épaule et du coude chez des enfants PC et TD. Les observations concernant la capacité ont soulevé des défis expérimentaux importants, notamment en termes de compréhension des consignes. Ces difficultés soulignent la complexité de l'évaluation de la capacité chez les enfants et mettent en évidence la nécessité d'améliorer le protocole en mettant en place des tâches d'atteinte plus spécifiques. L'analyse de la performance, quant à elle, a révélé trois profils d'utilisation de la réserve de capacité : une sous-utilisation potentielle lors d'une tâche maximisant ce degré de liberté, un fonctionnement à la limite de la capacité, ou une performance angulaire dépassant les résultats observés dans la capacité mesurée. Ces différents profils d'utilisation de la capacité articulaire suggèrent des pistes d'interventions thérapeutiques ciblées, allant de la promotion de l'activité à l'amélioration de la capacité elle-même par une solution chirurgicale ou médicamenteuse.

La seconde étude, basée sur une approche de classification ascendante hiérarchique, a permis de confirmer la diversité des stratégies fonctionnelles utilisées par les enfants TD pour réaliser des tâches similaires. Cette étude met en avant la nécessité d'abandonner une vision linéaire de la fonction au profit d'une approche axée sur les stratégies d'exécution. Il existe une variété de stratégies tant chez les personnes avec paralysie cérébrale que chez celles au développement typique, soulignant que la fonctionnalité prime sur la conformité à une norme. L'objectif thérapeutique est donc d'optimiser la fonctionnalité individuelle en s'appuyant sur les capacités et les stratégies adaptatives de chacun-e. L'identification et la caractérisation futures de ces stratégies sur une cohorte plus large pourraient permettre de mieux situer les patients par rapport à des clusters sain et d'adapter les interventions de manière plus personnalisée.

Pourtant, une limite peut être soulevée concernant les tâches retenues. En effet, bien que l'information concernant le choix du membre assistant soit pertinente pour comprendre les préférences d'utilisation, elle présente une limite intrinsèque pour l'étude des amplitudes articulaires en performance motrice. En effet, si un·e patient·e évite systématiquement l'utilisation de son côté assistant, aucune donnée exploitable ne sera disponible pour analyser ses capacités articulaires dans ce contexte. L'exemple de l'extension du coude lors de la tâche d'atteinte et de manipulation illustre ce point : le choix de ne pas utiliser le côté assistant pour saisir un objet éloigné, et donc de ne pas mobiliser l'extension du coude de ce côté, renseigne davantage sur une possible sous-utilisation due à une gêne ou un manque de fiabilité perçu que sur une limitation spécifique de cette amplitude. Or, l'atteinte est souvent une tâche unimanuelle ou au mieux bimanuelle parallèle, ce qui n'oblige pas à l'utilisation du membre assistant. L'intérêt majeur des tâches bimanuelles coopératives réside précisément dans leur capacité à rendre la coordination des deux mains indispensable, forçant ainsi l'utilisation du membre assistant et révélant potentiellement ses amplitudes articulaires. Une évolution de ce protocole pourrait consister à s'assurer que chaque degré de liberté pertinent soit sollicité dans une tâche bimanuelle coopérative. Pour l'extension du coude, on pourrait imaginer une tâche coopérative telle que l'ouverture de boîte proposée par Rudisch *et al.* (2016).

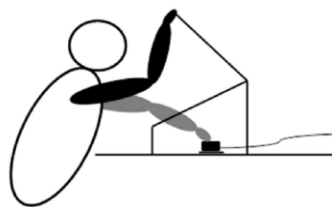


Figure 20 - Tache bimanuelle asymétrique coopérative, ouvrir une boîte et presser un interrupteur, extraite de (Rudisch et al. 2016) (Rappel)

Les tâches considérées ont été retenues car elles sollicitent de manière prédominante un ou plusieurs degrés de liberté. Par exemple, la tâche du chapeau maximise la flexion du coude, l'abduction et la flexion de l'épaule, tandis que la tâche des cymbales met davantage l'accent sur la pronosupination. Toutefois, outre la taille de l'échantillon, la limite concernant la population est

la faible atteinte fonctionnelle de certain-es participant-es qui limite la généralisation des conclusions et pour qui l'analyse des amplitudes au niveau de l'épaule ne révèle pas de limitations particulières.

Néanmoins, ces travaux constituent une étape préliminaire dans le cadre du projet ARGOS comprenant initialement 18 tâches et impliquant une cohorte de 10 enfants présentant une paralysie cérébrale et 10 enfants au développement typique. Par conséquent, les étapes futures de ce projet de recherche s'attacheront à examiner l'ensemble des degrés de liberté pour toutes les tâches et sur l'ensemble de la population. Par ailleurs, ce projet ayant été réalisé en double modalité de mesure avec caméras optoélectroniques et estimation de pose, les résultats futurs d'ARGOS permettront de quantifier la précision des systèmes d'estimation de pose sur les paramètres retenus dans les chapitres IV et V, mais aussi d'aller explorer d'autres degrés de liberté plus distaux.

Conclusion

Afin de contribuer à l'amélioration de l'évaluation et de la prise en charge des enfants atteints de paralysie cérébrale, cette thèse s'est intéressée à l'analyse instrumentée du mouvement des membres supérieurs, caractérisée par sa complexité et le grand nombre de degrés de liberté impliqués dans les activités quotidiennes. Face aux limites des outils d'évaluation clinique traditionnels, l'analyse quantifiée du mouvement représente un potentiel significatif pour compléter ces évaluations avec des données objectives.

La revue systématique de la littérature a mis en évidence une hétérogénéité des protocoles existants, souvent axés sur l'évaluation de tâches de capacité unilatérale, alors que l'évaluation clinique s'appuie également sur la performance fonctionnelle, notamment bimanuelle. Cette synthèse a souligné l'intérêt d'instrumenter des évaluations de la performance comme l'Assisting Hand Assessment (AHA) pour étudier la coordination bimanuelle et la cinématique du côté assistant, tout en reconnaissant la nécessité de vérifier l'impact de l'instrumentation sur le comportement spontané des participant-es (chapitre II).

Les objectifs principaux de cette thèse étaient donc de vérifier la faisabilité de l'instrumentation de la performance lors de l'AHA, d'identifier les paramètres pertinents pour l'étude de la fonction dans des tâches de performance non contraintes, et de proposer une nouvelle approche d'évaluation instrumentée combinant performance et capacité, contextualisée par des données d'enfants au développement typique.

La première étude a démontré que l'instrumentation de l'AHA avec un système de capture de mouvement optoélectronique n'impactait pas significativement le score clinique de performance bimanuelle chez des enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale, validant ainsi la faisabilité de cette approche (chapitre III).

Bien que des difficultés liées à l'acceptabilité des outils aient été observées, cette étude ouvre la voie à l'intégration de l'AQM dans le contexte clinique de l'AHA.

La seconde étude exploratoire (chapitre IV), basée sur l'instrumentation de l'AHA, a permis d'identifier des paramètres cinématiques pertinents pour l'étude de la fonction, notamment la vitesse et le ratio d'utilisation de la main assistante, bien que leur forte corrélation avec le score AHA limite leur intérêt pour apporter de nouvelles informations cliniques. L'analyse de la fonction angulaire et une analyse transversale des tâches ont permis de mettre en lumière des singularités cinématiques chez certains participants.

La troisième étude (chapitre V) a approfondi l'analyse de la fonction angulaire en intégrant des mesures de capacité articulaire, révélant différents profils d'utilisation de la réserve de capacité chez les enfants atteints de paralysie cérébrale et confirmant la diversité des stratégies fonctionnelles chez les enfants au développement typique.

En résumé, ces travaux de thèse ont permis de développer une nouvelle approche pour l'analyse des données cinématiques de tâches non standardisées. Ils ont démontré la faisabilité de l'instrumentation de la performance et ont identifié des paramètres cinématiques pertinents pour l'étude de la performance et de la fonction articulaire. De plus, l'exploration de la relation entre capacité et performance angulaire a ouvert des pistes pour une compréhension plus approfondie des stratégies fonctionnelles chez les enfants atteints de paralysie cérébrale.

Ainsi, une proposition d'analyse du mouvement des membres supérieurs pourrait s'appuyer sur l'étude des paramètres de la fonction, notamment par l'analyse des paramètres spatiotemporels. Elle pourrait également comprendre l'analyse de la fonction angulaire du participant en étudiant le décalage entre sa capacité et sa performance, ainsi que le choix de ses stratégies fonctionnelles dans la performance par rapport à des pairs du même âge.

Les données collectées dans le cadre du projet ARGOS offrent une perspective prometteuse pour la suite de ces travaux. L'exploitation complète de cet ensemble de données, comprenant un plus

grand nombre de tâches et de participant·es, permettra d'examiner l'ensemble des degrés de liberté et de mieux contextualiser les résultats obtenus. La double modalité de mesure (optoélectronique et estimation de pose) permettra également de valider la précision des systèmes d'estimation de pose pour l'analyse du mouvement ; palliant ainsi les difficultés d'acceptabilité liées aux marqueurs identifiées dans les études. À plus long terme, la mise en place du projet CLUEDOs (Classification of Upper Extremities DisOrders), dont l'objectif est de créer une vaste base de données des stratégies de capacité et de performance d'enfants atteints de paralysie cérébrale, rendra possible des analyses spécifiques à chaque patient·e, contribuant ainsi à une prise en charge plus personnalisée et efficace.

COMMUNICATIONS ASSOCIÉES

PUBLICATIONS

Rozaire, J., Paquin, C., Henry, L. *et al.* A systematic review of instrumented assessments for upper limb function in cerebral palsy: current limitations and future directions. *J NeuroEngineering Rehabil* 21, 56 (2024). <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01353-6>

Rozaire, J., Combey, C., Naaim, A. *et al.* Does instrumentation have an effect on the outcome of a bimanual performance assessment in children with cerebral palsy? *Research in Developmental Disabilities. In Press*

COMMUNICATIONS ORALES

Conférences avec acte édité

Rozaire, J., Naaim, A., Duprey, S., & Chaleat-Valayer, E. Upper limbs motion analysis in cerebral palsy, towards performance assessment. *Multidisciplinary Biomechanics Journal*, vol. 1, p. 79-81 (2024) DOI: 10.46298/mbj.14477. *Société de Biomécanique*

Conférences internationales

Rozaire, J., Paquin, C., Henry, L. *et al.* (2024) A systematic review of instrumented assessments for upper limb function in cerebral palsy: current limitations and future directions. *European Academy of Childhood Disability*

Conférence nationales

Rozaire, J., Combey, C., Naaim, A. *et al.* (2024). IMPACT²: Impact de l'instrumentation sur l'évaluation de performance pour une population atteinte de paralysie cérébrale unilatérale. *Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Adulte et l'Enfant*

Rozaire, J., Combey, C., Naaim, A. *et al.* (2023). IMPACT²: Impact de l'instrumentation sur l'évaluation de performance pour une population atteinte de paralysie cérébrale unilatérale. *Société Française de Médecine Physique et Réadaptation*

Rozaire, J., Paquin, C., Henry, L. et al. (2023) Kinematic assessments of the upper limbs function for patient with cerebral palsy: a scoping review. *Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Adulte et l'Enfant*

SESSIONS POSTERS

Rozaire, J., Combey, C., Naaim, A. et al. (2024) Assessing Upper Limb Function in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: Quantifying the Impact of Instrumentation on Performance Assessment. *European Academy of Childhood Disability*

Rozaire, J., Paquin, C., Henry, L. et al. (2023) Évaluations instrumentées des membres supérieurs dans la paralysie cérébrale : une revue systématique. *Société Française de Médecine Physique et Réadaptation*

PROJETS SUPPLÉMENTAIRES

Paquin, C., Rozaire, J., Chenu, O., Gelis, A., Dubuis, L., Duprey, S. (2023) Studying mechanical load at body-seat interface during wheelchair propulsion: A scoping review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1-11, <https://doi.org/10.1080/17483107.2023.2248184>

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abdel-Aziz, Y.I., et H.M. Karara. 2015. « Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry ». *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* 81 (2): 103-7. <https://doi.org/10.14358/PERS.81.2.103>.
- Abu-Faraj, Ziad, Gerald Harris, Peter Smith, et Sahar Hassani. 2015. « Human Gait and Clinical Movement Analysis ». In , 1-34. <https://doi.org/10.1002/047134608X.W6606.pub2>.
- Arnould, Carlyne, Massimo Penta, Anne Renders, et Jean-Louis Thonnard. 2004. « ABILHAND-Kids: A Measure of Manual Ability in Children with Cerebral Palsy ». *Neurology* 63 (6): 1045-52. <https://doi.org/10.1212/01.WNL.0000138423.77640.37>.
- Arthur, David, et Sergei Vassilvitskii. 2007. « K-Means++: The Advantages of Careful Seeding ». « ATS Statement: Guidelines for the Six-Minute Walk Test ». 2002. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 166 (1): 111-17. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.166.1.at1102>.
- « Azure Kinect DK Hardware Specifications ». 2022. 2 septembre 2022. <https://learn.microsoft.com/en-us/azure/kinect-dk/hardware-specification>.
- Bai, Lu, Matthew G. Pepper, Zhibao Wang, Maurice D. Mulvenna, Raymond R. Bond, Dewar Finlay, et Huiru Zheng. 2022. « Upper Limb Position Tracking with a Single Inertial Sensor Using Dead Reckoning Method with Drift Correction Techniques ». *Sensors* 23 (1): 360. <https://doi.org/10.3390/s23010360>.
- Bailey, Ryan R., Joseph W. Klaesner, et Catherine E. Lang. 2015. « Quantifying Real-World Upper-Limb Activity in Nondisabled Adults and Adults With Chronic Stroke. » *Neurorehabilitation and Neural Repair* 29 (10): 969-78. <https://doi.org/10.1177/1545968315583720>.
- Baker, Richard, Jennifer L. McGinley, Michael H. Schwartz, Sarah Beynon, Adam Rozumalski, H. Kerr Graham, et Oren Tirosh. 2009. « The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile ». *Gait & Posture* 30 (3): 265-69. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.020>.
- Bard-Pondarré, Rachel, Nahime Al-Abiad, Stéphane Verdun, Alexandre Naaïm, Hovannes Agopyan, Emmanuelle Chaléat-Valayer, et Carole Vuillerot. 2023. « Does Accelerometry Reflect Hand Function in Infants at Risk of Unilateral Cerebral Palsy? A Secondary Analysis of BB-Bim Results ». *Research in Developmental Disabilities* 139 (août):104549. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2023.104549>.
- Barry, Margaret J, Jessie M VanSwearingen, et A Leland Albright. 2007. « Reliability and Responsiveness of the Barry-Albright Dystonia Scale ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 41 (6): 404-11. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1999.tb00626.x>.
- Bax, Martin, Murray Goldstein, Peter Rosenbaum, Alan Leviton, Nigel Paneth, Bernard Dan, Bo Jacobsson, et Diane Damiano. 2005. « Proposed Definition and Classification of Cerebral Palsy, April 2005 ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 47 (8): 571-76. <https://doi.org/10.1017/S001216220500112X>.

- Beani, Elena, Martina Maselli, Elisa Sicola, Silvia Perazza, Francesca Cecchi, Paolo Dario, Irene Braitto, Roslyn Boyd, Giovanni Cioni, et Giuseppina Sgandurra. 2019. « Actigraph Assessment for Measuring Upper Limb Activity in Unilateral Cerebral Palsy ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 16 (1): 30. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0499-7>.
- Begon, Mickaël, Michael Skipper Andersen, et Raphaël Dumas. 2018. « Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review ». *Journal of Biomechanical Engineering* 140 (3): 030801. <https://doi.org/10.1115/1.4038741>.
- Belyadi, Hoss, et Alireza Haghighat. 2021. « Unsupervised Machine Learning: Clustering Algorithms ». In *Machine Learning Guide for Oil and Gas Using Python*, 125-68. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821929-4.00002-0>.
- Bohannon, Richard W., et Melissa B. Smith. 1987. « Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity ». *Physical Therapy* 67 (2): 206-7. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.2.206>.
- Bourke-Taylor, Helen. 2007. « Melbourne Assessment of Unilateral Upper Limb Function: Construct Validity and Correlation with the Pediatric Evaluation of Disability Inventory ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 45 (2): 92-96. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2003.tb00911.x>.
- Bouvier, Brice, Florence Gaillard, Guillaume Bouzillé, Thibault Pasquet, Hélène Rauscent, Isabelle Bonan, et Armel Crétual. 2019. « Proposal of a New 3D Bimanual Protocol for Children with Unilateral Cerebral Palsy: Reliability in Typically Developing Children ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 49 (décembre):102347. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.08.001>.
- Boyd, Roslyn N., et H. Kerr Graham. 1999. « Objective Measurement of Clinical Findings in the Use of Botulinum Toxin Type A for the Management of Children with Cerebral Palsy ». *European Journal of Neurology* 6 (S4). <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x>.
- Brandão, Marina, Juliana Melo Ocarino, Kátia Maria Penido Bueno, et Marisa Cotta Mancini. 2015. « Hand Use at Home and in Clinical Settings by Children with Cerebral Palsy: A Qualitative Study: Hand Use by CP in Diferent Contexts ». *Occupational Therapy International* 22 (1): 43-50. <https://doi.org/10.1002/oti.1383>.
- Bruin, M. de, H.E.J. Veeger, M. Kreulen, M.J.C. Smeulders, et S.A. Bus. 2013. « Biceps Brachii Can Add to Performance of Tasks Requiring Supination in Cerebral Palsy Patients ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23 (2): 516-22. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.10.013>.
- Burtner, Patricia A, Robin Leinwand, Katherine J Sullivan, Hui-Ting Goh, et Shailesh S Kantak. 2014. « Motor Learning in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: Feedback Effects on Skill Acquisition ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 56 (3): 259-66. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12364>.
- Butler, Erin E., Amy L. Ladd, Stephanie A. Louie, Lauren E. LaMont, Wendy Wong, et Jessica Rose. 2010. « Three-Dimensional Kinematics of the Upper Limb during a Reach and Grasp

- Cycle for Children ». *Gait & Posture* 32 (1): 72-77. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.011>.
- Butler, Erin E., et Jessica Rose. 2012. « The Pediatric Upper Limb Motion Index and a Temporal-Spatial Logistic Regression: Quantitative Analysis of Upper Limb Movement Disorders during the Reach & Grasp Cycle ». *Journal of Biomechanics* 45 (6): 945-51. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.018>.
- Cacioppo, Marine, Anthéa Loos, Mathieu Lempereur, et Sylvain Brochard. 2023. « Bimanual Movements in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review of Instrumented Assessments ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 20 (1): 26. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01150-7>.
- Cacioppo, Marine, Antoine Marin, H el ene Rauscent, Estelle Le Pabic, Florence Gaillard, Sylvain Brochard, Ronan Garlantezec, Armel Cretual, et Isabelle Bonan. 2020. « A New Child-Friendly 3D Bimanual Protocol to Assess Upper Limb Movement in Children with Unilateral Cerebral Palsy: Development and Validation ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 55 (d ecembre):102481. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102481>.
- Cans, C. 2005. «  pid miologie de la paralysie cérébrale (« cerebral palsy » ou cp) ». *Motricit  Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement* 26 (2): 51-58. [https://doi.org/10.1016/S0245-5919\(05\)81666-8](https://doi.org/10.1016/S0245-5919(05)81666-8).
- Cans, Christine. 2007. « Surveillance of Cerebral Palsy in Europe: A Collaboration of Cerebral Palsy Surveys and Registers ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 42 (12): 816-24. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2000.tb00695.x>.
- Cao, Zhe, Gines Hidalgo, Tomas Simon, Shih-En Wei, et Yaser Sheikh. 2021. « OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation Using Part Affinity Fields ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 43 (1): 172-86. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2019.2929257>.
- Cappozzo, A, F Catani, U Della Croce, et A Leardini. 1995. « Position and Orientation in Space of Bones during Movement: Anatomical Frame Definition and Determination ». *Clinical Biomechanics* 10 (4): 171-78. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T).
- Carcreff, Lena, Stéphane Armand, Alice Bonnefoy-Mazure, Geraldo De Coulon, et Christopher J. Newman. 2022. « Nouveaux Outils d' valuation Du Mouvement Chez l'enfant Avec Handicap Moteur ». *Revue Médicale Suisse* 18 (770): 336-39. <https://doi.org/10.53738/REVMED.2022.18.770.336>.
- Carcreff, Lena, Corinna N. Gerber, Anisoara Paraschiv-Ionescu, Geraldo De Coulon, Christopher J. Newman, Kamiar Aminian, et Stéphane Armand. 2020. « Comparison of Gait Characteristics between Clinical and Daily Life Settings in Children with Cerebral Palsy ». *Scientific Reports* 10 (1): 2091. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-59002-6>.
- Chabrier, Stéphane, Margaux Pouyfaucou, Alain Chatelin, Yannick Bleyenheuft, Joel Fluss, Vincent Gautheron, Christopher J. Newman, et al. 2020. « From Congenial Paralysis to Post-Early Brain Injury Developmental Condition: Where Does Cerebral Palsy Actually Stand? » *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 63 (5): 431-38. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2019.07.003>.

- Chaleat-Valayer, E., R. Bard-Pondarre, J.C. Bernard, F. Roumenoff, A. Lucet, A. Denis, P. Occelli, et S. Touzet. 2017. « Upper Limb and Hand Patterns in Cerebral Palsy: Reliability of Two New Classifications ». *European Journal of Paediatric Neurology* 21 (5): 754-62. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2017.04.1332>.
- Chaleat-Valayer, E., R. Bard-Pondarre, C. Ganne, F. Roumenoff, A. Combey, et J.C. Bernard. 2015. « Relation between Unimanual Capacities and Bimanual Performance in Hemiplegic Cerebral-Palsied Children: Impact of Synkinesis ». *European Journal of Paediatric Neurology* 19 (2): 193-201. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2014.12.002>.
- Chaléat-Valayer, Emmanuelle, Bernard Parratte, Cyrille Colin, Angélique Denis, Séverine Oudin, C. Bérard, J.C. Bernard, et al. 2011. « A French Observational Study of Botulinum Toxin Use in the Management of Children with Cerebral Palsy: BOTULOSCOPE ». *European Journal of Paediatric Neurology* 15 (5): 439-48. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2010.04.006>.
- Chaumeil, Anaïs, Antoine Muller, Raphaël Dumas, et Thomas Robert. 2024. « Comparaison méthodologique de différentes méthodes d'analyse du mouvement sans marqueurs pour la marche ». In *Sofamea*. Nantes, France. <https://hal.science/hal-04426278>.
- Chen, Yuping, Sergio Garcia-Vergara, et Ayanna M. Howard. 2015. « Effect of a Home-Based Virtual Reality Intervention for Children with Cerebral Palsy Using Super Pop VR Evaluation Metrics: A Feasibility Study ». *Rehabilitation Research and Practice* 2015:1-9. <https://doi.org/10.1155/2015/812348>.
- Chèze, Laurence. 2014. « Biomécanique du mouvement et modélisation musculo- squelettique ». *Technologies biomédicales*, juin. <https://doi.org/10.51257/a-v1-med8050>.
- Chiarello, Lisa A., Robert J. Palisano, Jill M. Maggs, Margo N. Orlin, Nihad Almasri, Lin-Ju Kang, et Hui-Ju Chang. 2010. « Family Priorities for Activity and Participation of Children and Youth With Cerebral Palsy ». *Physical Therapy* 90 (9): 1254-64. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090388>.
- DeLuca, Peter A., Roy B. Davis, Sylvia Öunpuu, Sally Rose, et Robert Sirkin. 1997. « Alterations in Surgical Decision Making in Patients with Cerebral Palsy Based on Three-Dimensional Gait Analysis ». *Journal of Pediatric Orthopaedics* 17 (5): 608-14. <https://doi.org/10.1097/01241398-199709000-00007>.
- DeLuca, Stephanie C. 2002. « Intensive Movement Therapy with Casting for Children with Hemiparetic Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Crossover Trial. » <https://digitalcommons.library.uab.edu/etd-collection/4948>.
- Eliasson, Ann-Christin, Lena Krumlinde-Sundholm, Birgit Rösblad, Eva Beckung, Marianne Arner, Ann-Marie Öhrvall, et Peter Rosenbaum. 2007. « The Manual Ability Classification System (MACS) for Children with Cerebral Palsy: Scale Development and Evidence of Validity and Reliability ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 48 (7): 549-54. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2006.tb01313.x>.
- Elvrum, Ann-Kristin G., Britt-Marie Zethræus, Torstein Vik, et Lena Krumlinde-Sundholm. 2018. « Development and Validation of the Both Hands Assessment for Children With Bilateral Cerebral Palsy ». *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics* 38 (2): 113-26. <https://doi.org/10.1080/01942638.2017.1318431>.

- Francisco-Martínez, Celia, José A. Padilla-Medina, Juan Prado-Olivarez, Francisco J. Pérez-Pinal, Alejandro I. Barranco-Gutiérrez, et Juan J. Martínez-Nolasco. 2022. « Kinect V2-Assisted Semi-Automated Method to Assess Upper Limb Motor Performance in Children ». *Sensors* 22 (6): 2258. <https://doi.org/10.3390/s22062258>.
- Francisco-Martínez, Celia, Juan Prado-Olivarez, José A. Padilla-Medina, Javier Díaz-Carmona, Francisco J. Pérez-Pinal, Alejandro I. Barranco-Gutiérrez, et Juan J. Martínez-Nolasco. 2021. « Upper Limb Movement Measurement Systems for Cerebral Palsy: A Systematic Literature Review ». *Sensors* 21 (23): 7884. <https://doi.org/10.3390/s21237884>.
- Gage, James R., et Tom F. Novacheck. 2001. « An Update on the Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy »: *Journal of Pediatric Orthopaedics, Part B* 10 (4): 265-74. <https://doi.org/10.1097/00009957-200110000-00001>.
- Gaillard, Florence, Marine Cacioppo, Brice Bouvier, Guillaume Bouzille, Christopher J. Newman, Thibault Pasquet, Armel Cretual, Helene Rauscent, et Isabelle Bonan. 2020. « Assessment of bimanual performance in 3-D movement analysis: Validation of a new clinical protocol in children with unilateral cerebral palsy ». *ANNALS OF PHYSICAL AND REHABILITATION MEDICINE* 63 (5, SI): 408-15. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2019.06.008>.
- Giavarina, Davide. 2015. « Understanding Bland Altman Analysis ». *Biochemia Medica* 25 (2): 141-51. <https://doi.org/10.11613/BM.2015.015>.
- Gordon, Andrew M, Jennifer A Schneider, Ashley Chinnan, et Jeanne R Charles. 2007. « Efficacy of a Hand–Arm Bimanual Intensive Therapy (HABIT) in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: A Randomized Control Trial ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 49 (11): 830-38. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00830.x>.
- Gracies, Jean-Michel. 2005. « Pathophysiology of Spastic Paresis. II: Emergence of Muscle Overactivity ». *Muscle & Nerve* 31 (5): 552-71. <https://doi.org/10.1002/mus.20285>.
- Gracies, Jean-Michel, Katharine E. Alter, Bo Biering-Sørensen, Julius P.A. Dewald, Dirk Dressler, Alberto Esquenazi, Jorge Hernandez Franco, et al. 2025. « Spastic Paresis: A Treatable Movement Disorder ». *Movement Disorders* 40 (1): 44-50. <https://doi.org/10.1002/mds.30038>.
- Graham, H. Kerr, Peter Rosenbaum, Nigel Paneth, Bernard Dan, Jean-Pierre Lin, Diane L. Damiano, Jules G. Becher, et al. 2016. « Cerebral Palsy ». *Nature Reviews Disease Primers* 2 (1): 15082. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.82>.
- Haberfehlner, Helga, Marije Goudriaan, Laura A. Bonouvrié, Elise P. Jansma, Jaap Harlaar, R. Jeroen Vermeulen, Marjolein M. van der Krogt, et Annemieke I. Buizer. 2020. « Instrumented Assessment of Motor Function in Dyskinetic Cerebral Palsy: A Systematic Review ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 17 (1): 39. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00658-6>.
- Haberfehlner, Helga, Zachary Roth, Inti Vanmechelen, Annemieke I. Buizer, Roland Jeroen Vermeulen, Anne Koy, Jean-Marie Aerts, Hans Hallez, et Elegast Monbaliu. 2024. « A Novel Video-Based Methodology for Automated Classification of Dystonia and Choreoathetosis in Dyskinetic Cerebral Palsy During a Lower Extremity Task ».

- Neurorehabilitation and Neural Repair* 38 (7): 479-92.
<https://doi.org/10.1177/15459683241257522>.
- Haberfehlner, Helga, Shankara S. Van De Ven, Sven A. Van Der Burg, Florian Huber, Sonja Georgievska, Ignazio Aleo, Jaap Harlaar, Laura A. Bonouvrié, Marjolein M. Van Der Krogt, et Annemieke I. Buizer. 2023. « Towards automated video-based assessment of dystonia in dyskinetic cerebral palsy: A novel approach using markerless motion tracking and machine learning ». *Frontiers in Robotics and AI* 10 (mars):1108114. <https://doi.org/10.3389/frobt.2023.1108114>.
- Haley, Stephen M. 1992. *Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI): Development, standardization and administration manual*. Therapy Skill Builders.
- Hamerly, Greg, et Charles Elkan. 2003. « Learning the k in K-Means ».
- HandiConnect.fr. 07/22. « N°H63 - PARALYSIE CÉRÉBRALE (PC) : REPÈRES POUR LA RÉÉDUCATION ET LA RÉADAPTATION FONCTIONNELLES ». <https://handiconnect.fr/fiches-conseils/h63-paralysie-cerebrale-reperes-pour-la-reeducation-et-la-readaptation-fonctionnelles>.
- HAS, éd. 2021. « Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale ».
- Hefter, Harald, Wolfgang H. Jost, Andrea Reissig, Benjamin Zakine, Abdel Magid Bakheit, et Joerg Wissel. 2012. « Classification of posture in poststroke upper limb spasticity: a potential decision tool for botulinum toxin A treatment? » *INTERNATIONAL JOURNAL OF REHABILITATION RESEARCH* 35 (3): 227-33. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328353e3d4>.
- Hesse, Nikolas, Sandra Baumgartner, Anja Gut, et Hubertus J. A. Van Hedel. 2023. « Concurrent Validity of a Custom Method for Markerless 3D Full-Body Motion Tracking of Children and Young Adults Based on a Single RGB-D Camera ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 31:1943-51. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3251440>.
- Himmelman, K., G. Hagberg, E. Beckung, B. Hagberg, et P. Uvebrant. 2005. « The Changing Panorama of Cerebral Palsy in Sweden. IX. Prevalence and Origin in the Birth-Year Period 1995-1998 ». *Acta Paediatrica* 94 (3): 287-94. <https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2005.tb03071.x>.
- Holmefur, M, P Aarts, B Hoare, et L Krumlinde-Sundholm. 2009. « Test-Retest and Alternate Forms Reliability of the Assisting Hand Assessment ». *Journal of Rehabilitation Medicine* 41 (11): 886-91. <https://doi.org/10.2340/16501977-0448>.
- Holmefur, Marie, Lena Krumlinde-Sundholm, et Ann-Christin Eliasson. 2007. « Interrater and Intrarater Reliability of the Assisting Hand Assessment ». *The American Journal of Occupational Therapy* 61 (1): 79-84. <https://doi.org/10.5014/ajot.61.1.79>.
- Holmefur, Marie M, et Lena Krumlinde-Sundholm. 2016. « Psychometric Properties of a Revised Version of the Assisting Hand Assessment (Kids-AHA 5.0) ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 58 (6): 618-24. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12939>.
- Horsak, Brian, Anna Eichmann, Kerstin Lauer, Kerstin Prock, Philipp Krondorfer, Tarique Siragy, et Bernhard Dumphart. 2023. « Concurrent Validity of Smartphone-Based Markerless

- Motion Capturing to Quantify Lower-Limb Joint Kinematics in Healthy and Pathological Gait ». *Journal of Biomechanics* 159 (octobre):111801. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111801>.
- Hung, Ya-Ching, Marina B. Brandão, et Andrew M. Gordon. 2017. « Structured Skill Practice during Intensive Bimanual Training Leads to Better Trunk and Arm Control than Unstructured Practice in Children with Unilateral Spastic Cerebral Palsy ». *Research in Developmental Disabilities* 60 (janvier):65-76. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2016.11.012>.
- Hung, Ya-Ching, Claudio L. Ferre, et Andrew M. Gordon. 2018. « Improvements in Kinematic Performance After Home-Based Bimanual Intensive Training for Children with Unilateral Cerebral Palsy ». *PHYSICAL & OCCUPATIONAL THERAPY IN PEDIATRICS* 38 (4): 370-81. <https://doi.org/10.1080/01942638.2017.1337663>.
- Hung, Ya-Ching, Maxime T. Robert, Kathleen M. Friel, et Andrew M. Gordon. 2019. « Relationship Between Integrity of the Corpus Callosum and Bimanual Coordination in Children With Unilateral Spastic Cerebral Palsy ». *Frontiers in Human Neuroscience* 13 (septembre):334. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00334>.
- Hung, Ya-Ching, et Aryeh Spingarn. 2018. « Whole Body Organization during a Symmetric Bimanual Pick up Task for Children with Unilateral Cerebral Palsy ». *Gait & Posture* 64 (juillet):38-42. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.028>.
- Hung, Ya-Ching, Aryeh Spingarn, Kathleen M. Friel, et Andrew M. Gordon. 2020. « Intensive Unimanual Training Leads to Better Reaching and Head Control than Bimanual Training in Children with Unilateral Cerebral Palsy ». *PHYSICAL & OCCUPATIONAL THERAPY IN PEDIATRICS* 40 (5): 491-505. <https://doi.org/10.1080/01942638.2020.1712513>.
- Jaspers, Ellen, Kaat Desloovere, Herman Bruyninckx, Katrijn Klingels, Guy Molenaers, Erwin Aertbeliën, Leen Van Gestel, et Hilde Feys. 2011. « Three-Dimensional Upper Limb Movement Characteristics in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy and Typically Developing Children ». *Research in Developmental Disabilities* 32 (6): 2283-94. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.07.038>.
- Jaspers, Ellen, Hilde Feys, Herman Bruyninckx, Katrijn Klingels, Guy Molenaers, et Kaat Desloovere. 2011. « The Arm Profile Score: A New Summary Index to Assess Upper Limb Movement Pathology ». *Gait & Posture* 34 (2): 227-33. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.003>.
- Jeon Jeongwoo, Seon-young Kwon, Yoon-mi Lee, Ji-Heon Hong, Jae-Ho Yu, Jinseop Kim, Seong-Gil Kim, et Dong-Yeop Lee. 2023. « Influence of the Hawthorne effect on spatiotemporal parameters, kinematics, ground reaction force, and the symmetry of the dominant and nondominant lower limbs during gait ». *Journal of Biomechanics* 152 (mai):111555-111555. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111555>.
- Johnson, Stephen C. 1967. « Hierarchical Clustering Schemes ». *Psychometrika* 32 (3): 241-54. <https://doi.org/10.1007/BF02289588>.
- Ju, Yun-Huei, Jia-Yuan You, et Rong-Ju Cherng. 2010. « Effect of Task Constraint on Reaching Performance in Children with Spastic Diplegic Cerebral Palsy ». *Research in Developmental Disabilities* 31 (5): 1076-82. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.04.001>.

- Kanko, Robert M., Elise K. Laende, Elysia M. Davis, W. Scott Selbie, et Kevin J. Deluzio. 2021. « Concurrent Assessment of Gait Kinematics Using Marker-Based and Markerless Motion Capture ». *Journal of Biomechanics* 127 (octobre):110665. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110665>.
- Kantak, Shailesh, Steven Jax, et George Wittenberg. 2017. « Bimanual Coordination: A Missing Piece of Arm Rehabilitation after Stroke ». *Restorative Neurology and Neuroscience* 35 (4): 347-64. <https://doi.org/10.3233/RNN-170737>.
- Kapandji, Ibrahim Adalbert. 2005. *Physiologie articulaire: schémas commentés de mécanique humaine*. 6e éd. Paris: Maloine.
- Keith, Ronald C. Mac, Ian C. K. Mackenzie, et Paul E. Polani. 2008. « The Little Club: Memorandum on Terminology and Classification of “Cerebral Palsy” ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 1 (5): 27-35. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1959.tb08073.x>.
- Keller, Vajra T., Jereme B. Outerleys, Robert M. Kanko, Elise K. Laende, et Kevin J. Deluzio. 2022. « Clothing Condition Does Not Affect Meaningful Clinical Interpretation in Markerless Motion Capture ». *Journal of Biomechanics* 141 (août):111182. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111182>.
- Kenzie B. Friesen, Kenzie B. Friesen, Zhaotong Zhang, Zhaotong Zhang, Patrick G. Monaghan, Patrick G. Monaghan, Gretchen D. Oliver, Gretchen D. Oliver, Jaimie A. Roper, et Jaimie A. Roper. 2020. « All eyes on you: how researcher presence changes the way you walk. » *Scientific Reports* 10 (1): 17159-17159. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-73734-5>.
- Kiresuk, Thomas J., et Robert E. Sherman. 1968. « Goal Attainment Scaling: A General Method for Evaluating Comprehensive Community Mental Health Programs ». *Community Mental Health Journal* 4 (6): 443-53. <https://doi.org/10.1007/BF01530764>.
- Klotz, Matthias C.M., Stefan van Drongelen, Oliver Rettig, Patrick Wenger, Simone Gantz, Thomas Dreher, et Sebastian I. Wolf. 2014. « Motion Analysis of the Upper Extremity in Children with Unilateral Cerebral Palsy—An Assessment of Six Daily Tasks ». *Research in Developmental Disabilities* 35 (11): 2950-57. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.07.021>.
- Kok, Manon, Jeroen D. Hol, et Thomas B. Schön. 2017. « Using Inertial Sensors for Position and Orientation Estimation ». *Foundations and Trends® in Signal Processing* 11 (1-2): 1-153. <https://doi.org/10.1561/20000000094>.
- Krumlinde-sundholm, Lena, et Ann-christin Eliasson. 2003. « Development of the Assisting Hand Assessment: A Rasch-Built Measure Intended for Children with Unilateral Upper Limb Impairments ». *Scandinavian Journal of Occupational Therapy* 10 (1): 16-26. <https://doi.org/10.1080/11038120310004529>.
- Krumlinde-Sundholm, Lena, Marie Holmefur, Anders Kottorp, et Ann-Christin Eliasson. 2007. « The Assisting Hand Assessment: Current Evidence of Validity, Reliability, and Responsiveness to Change ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 49 (4): 259-64. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00259.x>.
- Krzywinski, Martin, Jacqueline Schein, İnanç Birol, Joseph Connors, Randy Gascoyne, Doug Horsman, Steven J. Jones, et Marco A. Marra. 2009. « Circos: An Information Aesthetic

- for Comparative Genomics ». *Genome Research* 19 (9): 1639-45. <https://doi.org/10.1101/gr.092759.109>.
- Lance, J. W. 1980. « The Control of Muscle Tone, Reflexes, and Movement: Robert Wartenbeg Lecture ». *Neurology* 30 (12): 1303-1303. <https://doi.org/10.1212/WNL.30.12.1303>.
- Law, Mary, Sue Baptiste, MaryAnn McColl, Anne Opzoomer, Helene Polatajko, et Nancy Pollock. 1990. « The Canadian Occupational Performance Measure: An Outcome Measure for Occupational Therapy ». *Canadian Journal of Occupational Therapy* 57 (2): 82-87. <https://doi.org/10.1177/000841749005700207>.
- Lee, Sunghoon Ivan, Xin Liu, Smita Rajan, Nathan Ramasarma, Eun Kyoung Choe, et Paolo Bonato. 2019. « A Novel Upper-Limb Function Measure Derived from Finger-Worn Sensor Data Collected in a Free-Living Setting ». Édité par Benjamin A. Philip. *PLOS ONE* 14 (3): e0212484. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212484>.
- Lorentzen, Jakob, Maud Pradines, Jean-Michel Gracies, et Jens Bo Nielsen. 2018. « On Denny-Brown's 'Spastic Dystonia' – What Is It and What Causes It? ». *Clinical Neurophysiology* 129 (1): 89-94. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.10.023>.
- Louey, Melissa Gar Yee, Adrienne Harvey, Elyse Passmore, David Grayden, et Morgan Sangeux. 2024. « Kinematic Upper Limb Analysis Outperforms Electromyography at Grading the Severity of Dystonia in Children with Cerebral Palsy ». *Clinical Biomechanics* 117 (juillet):106295. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106295>.
- Mailleux, Lisa, Ellen Jaspers, Els Ortibus, Cristina Simon-Martinez, Kaat Desloovere, Guy Molenaers, Katrijn Klingels, et Hilde Feys. 2017. « Clinical Assessment and Three-Dimensional Movement Analysis: An Integrated Approach for Upper Limb Evaluation in Children with Unilateral Cerebral Palsy ». Édité par Miklos S. Kellermayer. *PLOS ONE* 12 (7): e0180196. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0180196>.
- Marey, Etienne-Jules. 1882. *Attitudes successives d'un coureur dont les images sont réduites aux rayons osseux des membres*. Marey / 1882-86 / Station / physiologique / I / Méthodes et techniques. <https://www.biusante.parisdescartes.fr/histoire/medica/resultats/index.php?do=chapitre&cote=extcdf002>.
- . 1883. *De la mesure des forces dans les différents actes de la locomotion*. Académie des sciences.
- Marzieh M. Ardestani, Marzieh M. Ardestani, T. George Hornby, T. George Hornby, et T. George Hornby. 2020. « Effect of Investigator Observation on Gait Parameters in Individuals with Stroke ». *Journal of Biomechanics* 100 (février):109602. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109602>.
- Mathiowetz, Virgil, Gloria Volland, Nancy Kashman, et Karen Weber. 1985. « Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity ». *The American Journal of Occupational Therapy* 39 (6): 386-91. <https://doi.org/10.5014/ajot.39.6.386>.
- Meseguer-Henarejos, Ana-Belén, Julio Sánchez-Meca, José-Antonio López-Pina, et Ricardo Carles-Hernández. 2018. « Inter- and intra-rater reliability of the Modified Ashworth Scale: a systematic review and meta-analysis ». *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 54 (4). <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.17.04796-7>.

- Moher, David, Alessandro Liberati, Jennifer Tetzlaff, Douglas G. Altman, et The PRISMA Group. 2009. « Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement ». *PLoS Medicine* 6 (7): e1000097. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>.
- Moissenet, Florent, Kevin Rose-Dulcina, Stéphane Armand, et Stéphane Genevay. 2021. « A Systematic Review of Movement and Muscular Activity Biomarkers to Discriminate Non-Specific Chronic Low Back Pain Patients from an Asymptomatic Population ». *Scientific Reports* 11 (1): 5850. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84034-x>.
- Monbaliu, Elegast, Els Ortibus, Jos de CAT, Bernard Dan, Lieve Heyrman, Peter Prinzie, Paul de COCK, et Hilde Feys. 2012. « The Dyskinesia Impairment Scale: A New Instrument to Measure Dystonia and Choreoathetosis in Dyskinetic Cerebral Palsy: The Dyskinesia Impairment Scale ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 54 (3): 278-83. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2011.04209.x>.
- Mutalib, Sarah A., Michael Mace, et Etienne Burdet. 2019. « Bimanual Coordination during a Physically Coupled Task in Unilateral Spastic Cerebral Palsy Children ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 16 (1): 1. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0454-z>.
- Novak, Iona, Sarah McIntyre, Catherine Morgan, Lanie Campbell, Leigha Dark, Natalie Morton, Elise Stumbles, Salli-Ann Wilson, et Shona Goldsmith. 2013. « A Systematic Review of Interventions for Children with Cerebral Palsy: State of the Evidence ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 55 (10): 885-910. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12246>.
- Novak, Iona, Catherine Morgan, Michael Fahey, Megan Finch-Edmondson, Claire Galea, Ashleigh Hines, Katherine Langdon, et al. 2020. « State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy ». *Current Neurology and Neuroscience Reports* 20 (2): 3. <https://doi.org/10.1007/s11910-020-1022-z>.
- OMS, éd. 2001. *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF*. Genève.
- Palisano, Robert, Peter Rosenbaum, Stephen Walter, Dianne Russell, Ellen Wood, et Barbara Galuppi. 2008. « Development and Reliability of a System to Classify Gross Motor Function in Children with Cerebral Palsy ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 39 (4): 214-23. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x>.
- Pan, Ying-Chun, Brianna Goodwin, Emily Sabelhaus, Keshia M. Peters, Kristie F. Bjornson, Kelly L. D. Pham, William Walker, et Katherine M. Steele. 2020. « Feasibility of Using Acceleration-Derived Jerk to Quantify Bimanual Arm Use ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 17 (1): 44. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-0653-2>.
- Pedregosa, F., G. Varoquaux, A. Gramfort, V. Michel, B. Thirion, O. Grisel, M. Blondel, et al. 2011. « Scikit-learn: Machine Learning in Python ». *Journal of Machine Learning Research* 12:2825-30.
- Philp, Fraser, Robert Freeman, et Caroline Stewart. 2022. « An International Survey Mapping Practice and Barriers for Upper-Limb Assessments in Movement Analysis ». *Gait & Posture* 96 (juillet):93-101. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.05.018>.

- Picard, A. 2001. « Prise en charge des enfants IMC et IMOC du diagnostic à l'âge adulte », 4.
- Qiu, Qinyin, Diego A Ramirez, Soha Saleh, Gerard G Fluet, Heta D Parikh, Donna Kelly, et Sergei V Adamovich. 2009. « The New Jersey Institute of Technology Robot-Assisted Virtual Rehabilitation (NJIT-RAVR) System for Children with Cerebral Palsy: A Feasibility Study ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 6 (1): 40. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-40>.
- Rab, George, Kyria Petuskey, et Anita Bagley. 2002. « A Method for Determination of Upper Extremity Kinematics ». *Gait & Posture* 15 (2): 113-19. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00155-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00155-2).
- Rameckers, E, J Duysens, H Vles, et B Smits-Engelsman. 2010. « Effect of Addition of Botulinum Toxin-A to Standardized Therapy for Dynamic Manual Skills Measured with Kinematic Aiming Tasks in Children with Spastic Hemiplegia ». *Journal of Rehabilitation Medicine* 42 (4): 332-38. <https://doi.org/10.2340/16501977-0521>.
- Rameckers, Eugene A.A., Lucianne A.W.M. Speth, Jacques Duysens, J S. Hans Vles, et Bouwien C.M. Smits-Engelsman. 2007. « Kinematic Aiming Task: Measuring Functional Changes in Hand and Arm Movements After Botulinum Toxin-A Injections in Children with Spastic Hemiplegia ». *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 86 (7): 538-47. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31806dbc3c>.
- Randall, Melinda, Christine Imms, et Leeanne Carey. 2008. « Establishing Validity of a Modified Melbourne Assessment for Children Ages 2 to 4 Years ». *The American Journal of Occupational Therapy* 62 (4): 373-83. <https://doi.org/10.5014/ajot.62.4.373>.
- Raouafi, Sana, Sofiane Achiche, Mickael Begon, Aurélie Sarcher, et Maxime Raison. 2018. « Classification of Upper Limb Disability Levels of Children with Spastic Unilateral Cerebral Palsy Using K-Means Algorithm ». *Medical & Biological Engineering & Computing* 56 (1): 49-59. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1678-y>.
- Read, Heather S., M. Elizabeth Hazlewood, Susan J. Hillman, Robin J. Prescott, et James E. Robb. 2003. « Edinburgh Visual Gait Score for Use in Cerebral Palsy ». *Journal of Pediatric Orthopaedics* 23 (3): 296-301. <https://doi.org/10.1097/01241398-200305000-00005>.
- Reid, Susan M., John B. Carlin, et Dinah S. Reddihough. 2011. « Classification of Topographical Pattern of Spasticity in Cerebral Palsy: A Registry Perspective ». *Research in Developmental Disabilities* 32 (6): 2909-15. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.05.012>.
- Reid, Susan M, Elaine M Meehan, Sarah J Arnup, et Dinah S Reddihough. 2018. « Intellectual Disability in Cerebral Palsy: A Population-Based Retrospective Study ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 60 (7): 687-94. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13773>.
- Research Institute of the Cerebral Palsy Alliance. s. d. *Les types de paralysie cérébrale*. <https://handiconnect.fr/wp-content/uploads/2021/09/schema2.png>.
- Rice, James, Pawel Skuza, Felicity Baker, Remo Russo, et Darcy Fehlings. 2017. « Identification and Measurement of Dystonia in Cerebral Palsy ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 59 (12): 1249-55. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13502>.

- Rodda, J., et H. K. Graham. 2001. « Classification of Gait Patterns in Spastic Hemiplegia and Spastic Diplegia: A Basis for a Management Algorithm ». *European Journal of Neurology* 8 (s5): 98-108. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x>.
- Rodda, J. M., H. K. Graham, L. Carson, M. P. Galea, et R. Wolfe. 2004. « Sagittal Gait Patterns in Spastic Diplegia ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 86-B (2): 251-58. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.86B2.13878>.
- Rozaire, Julie, Clémence Paquin, Lauren Henry, Hovannes Agopyan, Rachel Bard-Pondarré, Alexandre Naaim, Sonia Duprey, et Emmanuelle Chaleat-Valayer. 2024. « A Systematic Review of Instrumented Assessments for Upper Limb Function in Cerebral Palsy: Current Limitations and Future Directions ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 21 (1): 56. <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01353-6>.
- Ru, Xu, Nian Gu, Hang Shang, et Heng Zhang. 2022. « MEMS Inertial Sensor Calibration Technology: Current Status and Future Trends ». *Micromachines* 13 (6): 879. <https://doi.org/10.3390/mi13060879>.
- Rudisch, Julian, Jenny Butler, Hooshang Izadi, Ingar Marie Zielinski, Pauline Aarts, Deirdre Birtles, et Dido Green. 2016. « Kinematic Parameters of Hand Movement during a Disparate Bimanual Movement Task in Children with Unilateral Cerebral Palsy ». *Human Movement Science* 46 (avril):239-50. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.01.010>.
- Sakzewski, Leanne, Jenny Ziviani, et Roslyn Boyd. 2010. « The Relationship between Unimanual Capacity and Bimanual Performance in Children with Congenital Hemiplegia: Unimanual Capacity and Bimanual Performance in Hemiplegia ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 52 (9): 811-16. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03588.x>.
- Sakzewski, Leanne, Jenny Ziviani, et Roslyn N. Boyd. 2014. « Efficacy of Upper Limb Therapies for Unilateral Cerebral Palsy: A Meta-Analysis ». *Pediatrics* 133 (1): e175-204. <https://doi.org/10.1542/peds.2013-0675>.
- Sarcher, A., M. Raison, L. Ballaz, M. Lemay, F. Leboeuf, K. Trudel, et P.A. Mathieu. 2015. « Impact of Muscle Activation on Ranges of Motion during Active Elbow Movement in Children with Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy ». *Clinical Biomechanics* 30 (1): 86-94. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.10.009>.
- Saussez, Geoffroy, Marie Van Laethem, et Yannick Bleyenheuft. 2018. « Changes in Tactile Function During Intensive Bimanual Training in Children With Unilateral Spastic Cerebral Palsy ». *Journal of Child Neurology* 33 (4): 260-68. <https://doi.org/10.1177/0883073817753291>.
- Schambra, Heidi M., Avinash Parnandi, Natasha G. Pandit, Jasim Uddin, Audre Wirtanen, et Dawn M. Nilsen. 2019. « A Taxonomy of Functional Upper Extremity Motion ». *Frontiers in Neurology* 10 (août):857. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00857>.
- Shevell, Michael. 2019. « Cerebral palsy to cerebral palsy spectrum disorder Time for a name change? ». *Neurology®*, 92:1-3. <https://doi.org/doi:10.1212/WNL.0000000000006747>.
- Shim, Dain, Ja Young Choi, Sook-hee Yi, Eun Sook Park, Seungki Kim, Beomki Yoo, Dongho Park, Hye-rin Park, et Dong-wook Rha. 2022. « Spatiotemporal Parameters from Instrumented Motion Analysis Represent Clinical Measurement of Upper Limb Function

- in Children with Cerebral Palsy ». *Gait & Posture* 91 (janvier):326-31. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.007>.
- Simon, Sheldon R. 2004. « Quantification of Human Motion: Gait Analysis—Benefits and Limitations to Its Application to Clinical Problems ». *Journal of Biomechanics* 37 (12): 1869-80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.047>.
- Skipper, Seabold, et Perktold Josef. 2010. « statsmodels: Econometric and statistical modeling with python ». *9th Python in Science Conference*.
- Sköld, Annika, Staffan Josephsson, et Ann-Christin Eliasson. 2004. « Performing Bimanual Activities: The Experiences of Young Persons With Hemiplegic Cerebral Palsy ». *The American Journal of Occupational Therapy* 58 (4): 416-25. <https://doi.org/10.5014/ajot.58.4.416>.
- Smithers-Sheedy, Hayley, Sarah McIntyre, Nadia Badawi, Shona Goldsmith, Isabelle Balde, Catherine Gibson, Sue Reid, et al. 2018. « Australian Cerebral Palsy Register Report, 2018 », décembre.
- Song, Ke, Todd J. Hullfish, Rodrigo Scattone Silva, Karin Grävare Silbernagel, et Josh R. Baxter. 2023. « Markerless Motion Capture Estimates of Lower Extremity Kinematics and Kinetics Are Comparable to Marker-Based across 8 Movements ». *Journal of Biomechanics* 157 (août):111751. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111751>.
- Sun, Ke, Bin Xiao, Dong Liu, et Jingdong Wang. 2019. « Deep High-Resolution Representation Learning for Human Pose Estimation ». arXiv. <https://doi.org/10.48550/ARXIV.1902.09212>.
- Taub, E, et LP Ince. 1980. « Behavioral psychology in rehabilitation medicine: clinical applications ». *New York: Williams & Wilkins*, 371-401.
- Tedroff, Kristina, Cecilia Lidbeck, et Kristina Löwing. 2022. « Dystonia during Hand Activity in Children with Spastic Unilateral Cerebral Palsy, an Observational Study ». *European Journal of Paediatric Neurology* 41 (novembre):36-40. <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2022.06.015>.
- Tieman, Beth L, Robert J Palisano, Edward J Gracely, et Peter L Rosenbaum. 2004. « Gross Motor Capability and Performance of Mobility in Children With Cerebral Palsy: A Comparison Across Home, School, and Outdoors/Community Settings ». *Physical Therapy* 84 (5): 419-29. <https://doi.org/10.1093/ptj/84.5.419>.
- Uhlrich, Scott D., Antoine Falisse, Łukasz Kidziński, Julie Muccini, Michael Ko, Akshay S. Chaudhari, Jennifer L. Hicks, et Scott L. Delp. 2023. « OpenCap: Human Movement Dynamics from Smartphone Videos ». Édité par Alison L. Marsden. *PLOS Computational Biology* 19 (10): e1011462. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1011462>.
- Van Eck, Mirjam, Annet J Dallmeijer, Jeanine M Voorman, et Jules G Becher. 2009. « Longitudinal Study of Motor Performance and Its Relation to Motor Capacity in Children with Cerebral Palsy ». *Developmental Medicine & Child Neurology* 51 (4): 303-10. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03263.x>.
- Vanmechelen, Inti, Saranda Bekteshi, Helga Haberfehlner, Hilde Feys, Kaat Desloovere, Jean-Marie Aerts, et Elegast Monbaliu. 2023. « Reliability and Discriminative Validity of

- Wearable Sensors for the Quantification of Upper Limb Movement Disorders in Individuals with Dyskinetic Cerebral Palsy ». *Sensors* 23 (3): 1574. <https://doi.org/10.3390/s23031574>.
- Vanmechelen, Inti, Ellen Van Wonterghem, Jean-Marie Aerts, Hans Hallez, Kaat Desloovere, Patricia Van De Walle, Annemieke I. Buizer, Elegast Monbaliu, et Helga Haberehner. 2023. « Markerless Motion Capture to Assess Upper Extremity Movements in Individuals with Dyskinetic Cerebral Palsy: An Accuracy and Validity Study ». <https://doi.org/10.1101/2023.08.09.23293642>.
- Vercueil, L. 2003. « Les échelles cliniques de la dystonie », 10.
- Verónica Robles-García, Verónica Robles-García, Yoanna Corral-Bergantiños, Yoanna Corral-Bergantiños, Nelson Espinosa, Nelson Espinosa, María Amalia Jácome, et al. 2015. « Spatiotemporal Gait Patterns During Overt and Covert Evaluation in Patients With Parkinson´s Disease and Healthy Subjects: Is There a Hawthorne Effect? » *Journal of Applied Biomechanics* 31 (3): 189-94. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0319>.
- Virtanen, Pauli, Ralf Gommers, Travis E. Oliphant, Matt Haberland, Tyler Reddy, David Cournapeau, Evgeni Burovski, et al. 2020. « SciPy 1.0: Fundamental Algorithms for Scientific Computing in Python ». *Nature Methods* 17 (3): 261-72. <https://doi.org/10.1038/s41592-019-0686-2>.
- Volman, M(Chiel).J.M, A Wijnroks, et A Vermeer. 2002. « Bimanual Circle Drawing in Children with Spastic Hemiparesis: Effect of Coupling Modes on the Performance of the Impaired and Unimpaired Arms ». *Acta Psychologica* 110 (2-3): 339-56. [https://doi.org/10.1016/S0001-6918\(02\)00041-0](https://doi.org/10.1016/S0001-6918(02)00041-0).
- Wade, Logan, Laurie Needham, Polly McGuigan, et James Bilzon. 2022. « Applications and Limitations of Current Markerless Motion Capture Methods for Clinical Gait Biomechanics ». *PeerJ* 10 (février):e12995. <https://doi.org/10.7717/peerj.12995>.
- Weightman, Andrew, Nick Preston, Martin Levesley, Bipin Bhakta, Raymond Holt, et Mark Mon-Williams. 2014. « The Nature of Arm Movement in Children with Cerebral Palsy When Using Computer-Generated Exercise Games ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 9 (3): 219-25. <https://doi.org/10.3109/17483107.2013.782576>.
- Witz, Klaus, Dennis E. Hinkle, William Wiersma, et Stephen G. Jurs. 1990. « Applied Statistics for the Behavioral Sciences ». *Journal of Educational Statistics* 15 (1): 84. <https://doi.org/10.2307/1164825>.
- Woodworth, R.S. 1899. *The Accuracy of Voluntary Movement*. Columbia University contributions to philosophy, psychology and education. Columbia University. <https://books.google.ca/books?id=eQINAAAAIAAJ>.
- Wren, Tishya A.L., George E. Gorton, Sylvia Öunpuu, et Carole A. Tucker. 2011. « Efficacy of Clinical Gait Analysis: A Systematic Review ». *Gait & Posture* 34 (2): 149-53. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.027>.
- Wren, Tishya A.L., Carole A. Tucker, Susan A. Rethlefsen, George E. Gorton, et Sylvia Öunpuu. 2020. « Clinical Efficacy of Instrumented Gait Analysis: Systematic Review 2020 Update ». *Gait & Posture* 80 (juillet):274-79. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.031>.
- Wu, Ge, Frans C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, et al. 2005. « ISB Recommendation on Definitions of Joint

Coordinate Systems of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion—Part II: Shoulder, Elbow, Wrist and Hand ». *Journal of Biomechanics* 38 (5): 981-92.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>.

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1. LÉSIONS CÉRÉBRALES PRÉCOCES, PARALYSIE CÉRÉBRALE ET TROUBLES DU DÉVELOPPEMENT POST LÉSIONS CÉRÉBRALES PRÉCOCES : DES ENTITÉS LIÉES MAIS DISTINCTES. (CHABRIER ET AL. 2020).....	22
FIGURE 2. LES TYPES DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (RESEARCH INSTITUTE OF THE CEREBRAL PALSY ALLIANCE, S. D.)	26
FIGURE 3. DESCRIPTION DES PARALYSIES CÉRÉBRALES UNILATÉRALES ET BILATÉRALES.....	27
FIGURE 4. GROSS MOTOR FUNCTION CLASSIFICATION SYSTEM (GMFCS)	28
FIGURE 5 - CLASSIFICATION DES SCHÉMAS SPASTIQUES AUX MEMBRES SUPÉRIEURS EXTRAIT DE HEFTER ET AL. (2012).....	30
FIGURE 6 - CLASSIFICATION DES SCHÉMAS DES MEMBRES SUPÉRIEURS POUR UNE POPULATION ATTEINTE DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CHALEAT-VALAYER ET AL. 2017)	31
FIGURE 7. DIAGRAMME DES INTERACTIONS ENTRE LES COMPOSANTES DE LA CLASSIFICATION INTERNATIONALE DE LA FONCTION (OMS 2001).....	33
FIGURE 8. NIVEAU DE PREUVE DES INTERVENTIONS POUR PRÉVENIR ET TRAITER LES CONSÉQUENCES DE LA PARALYSIE CÉRÉBRALE. EN VERT, LES INTERVENTIONS AVEC UN HAUT NIVEAU DE PREUVE D’EFFICACITÉ, EN ROUGE, LES INTERVENTIONS AVEC UN HAUT NIVEAU DE PREUVE D’INEFFICACITÉ OU DE PRÉJUDICE ET EN JAUNE LES INTERVENTIONS ENTRE CES DEUX NIVEAUX. (NOVAK ET AL. 2020).....	40
FIGURE 9. CHRONOPHOTOGRAPHIE DE LA COURSE À PIED (MAREY 1882) ET STATION DE MÉTRO PART-DIEU VIVIER-MERLE (LYON) © SYTRAL	41
FIGURE 10. CLASSIFICATION DES ACTIONS BIMANUELLES ADAPTÉE DE KANTAK ET AL. (2017).....	43
FIGURE 11 - ORGANIGRAMME PRISMA DU PROCESSUS D’IDENTIFICATION ET DE SÉLECTION DES ARTICLES	57
FIGURE 12 - LIENS ENTRE LES ÉTUDES, LES OUTILS DE MESURE, LES TÂCHES, LES CÔTÉS ATTEINTS, LES SOUS- TYPES CLINIQUES DE LA PARALYSIE CÉRÉBRALE ET LES NIVEAUX MACS.....	58
FIGURE 13 – PARTICIPANTE ÉQUIPÉE DE MARQUEURS RÉFLÉCHISSANTS ET LE SYSTÈME DE COORDONNÉES ASSOCIÉS, EXTRAITE DE (BUTLER ET AL. 2010).....	60
FIGURE 14 - PARTICIPANTE ÉQUIPÉE AVEC DES CENTRALES INERTIELLES DE L’ENTREPRISE XSSENS, EXTRAITE DE (ABU-FARAJ ET AL. 2015).	62
FIGURE 15 - VINGT-CINQ POINTS D’INTÉRÊT DÉTECTÉS EN UTILISANT L’ALGORITHME D’ESTIMATION DE POSE D’OPENPOSE (CAO ET AL. 2021) APPLIQUÉ À UNE SEULE IMAGE.	64

FIGURE 16 - MONTAGE EXPÉRIMENTAL AVEC UN MONITEUR LCD COULEUR EXTRAIT DE (E. RAMECKERS ET AL. 2010)	65
FIGURE 17 - PLANISPHERE INDIQUANT LE NOMBRE D'ÉTUDES ET DE PARTICIPANT·ES ATTEINT·ES DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (PC) PAR PAYS.....	67
FIGURE 18 - RÉPARTITIONS DES DIFFÉRENTS SOUS-TYPES DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (PC)	68
FIGURE 19 - PHASE D'UN CYCLE D'ATTEINTE, PRÉHENSION ET TRANSPORT, EXTRAITE (BUTLER ET AL. 2010)	72
FIGURE 20 - TACHE BIMANUELLE ASYMÉTRIQUE COOPÉRATIVE, OUVRIR UNE BOITE ET PRESSER UN INTERRUPTEUR, EXTRAITE DE (RUDISCH ET AL. 2016)	73
FIGURE 21 - PROTOCOLE BE-API, EXTRAITE DE (CACIOPPO ET AL. 2020)	74
FIGURE 22 - PARAMÈTRES ISSUS DE LA LITTÉRATURE REGROUPÉS PAR CATÉGORIES ET NIVEAU ANATOMIQUE CONSIDÉRÉS ET AFFICHÉS EN FONCTION DE LEURS NOMBRES D'OCCURRENCE DANS LA REVUE.....	78
FIGURE 23 - VALEURS ABSOLUES DES CORRÉLATIONS ENTRE DES BIOMARQUEURS ET LES RÉSULTATS D'ÉVALUATIONS CLINIQUES TRIÉES PAR NIVEAU ANATOMIQUE DE MESURE. LES PARAMÈTRES DES ÉVALUATIONS CLINIQUES SONT DIVISÉS EN PARAMÈTRES SENSORIMOTEURS (FORCE MUSCULAIRE, TONUS MUSCULAIRE, DÉFICIENCES SENSORIELLES) ET EN PARAMÈTRES D'ACTIVITÉ (SCORES DE CAPACITÉ ET DE PERFORMANCE). LES ARM PROFIL SCORE SONT SANS NIVEAUX ANATOMIQUES SPÉCIFIQUES.	80
FIGURE 24. OBJETS DU KIT AHA POURS LES VERSIONS « SMALL KIDS » ET « SCHOOL KIDS »	92
FIGURE 25. DISPOSITION DES MARQUEURS ET PROCÉDURE. ASSISTING HAND ASSESSMENT (AHA); MODIFIED MELBOURNE ASSESSMENT (MA2)	93
FIGURE 26. DIAGRAMME DE BLAND ALTMAN DES SCORES AHA ENTRE LES ÉVALUATRICES.	97
FIGURE 27. DIAGRAMME DE BLAND ALTMAN DES SCORES AHA INSTRUMENTÉS ET DES SCORES AHA STANDARDS.	98
FIGURE 28. HIÉRARCHIE DES MOUVEMENTS FONCTIONNELLES EXTRAITE DE SCHAMBRA ET AL. (2019).....	109
FIGURE 29. JEU DE MARQUEURS ET REPÈRES ANATOMIQUES.....	112
FIGURE 30. RÉSUMÉ DU PROCESSUS DE CLASSIFICATION	114
FIGURE 31. EXEMPLE DE DENDROGRAMME ET DE DÉCOUPAGES POUR LES CAS K = 2, 3 OU 4 CLUSTERS.....	116
FIGURE 32. EXEMPLE DE SÉLECTION DE PARAMÈTRES EN FONCTION DE LEUR ÉTENDUE	117
FIGURE 33. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT DES PATIENT·ES POUR L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT	124

FIGURE 34. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT DES PATIENT-ES POUR L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANTS (PARAMÈTRES SPATIOTEMPORELS EXCLUS).....	127
FIGURE 35. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS DES PATIENT-ES POUR L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT	130
FIGURE 36. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS PATIENT-ES POUR L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT, AVEC SEULEMENT LES PARAMÈTRES ANGULAIRES.	132
FIGURE 37. PARTICIPANT 7 DANS DIFFÉRENTES POSITIONS DE PRONOSUPINATION DU CÔTÉ ASSISTANT (BRAS GAUCHE) LORS DE TÂCHES DE L'ASSISTING HAND ASSESSMENT	134
FIGURE 38. PARTICIPANTE 4 EN ATTITUDE DE PRONATION DU CÔTÉ ASSISTANT (BRAS GAUCHE) LORS DE TÂCHES DE L'ASSISTING HAND ASSESSMENT	134
FIGURE 39. PARTICIPANTE 1 EN ABDUCTION D'ÉPAULE ET FLEXION DE COUDE DU CÔTÉ ASSISTANT (BRAS GAUCHE) LORS DE TACHES DE L'ASSISTING HAND ASSESSMENT (AHA)	135
FIGURE 40. PHOTOS DES TÂCHES « CYMBALES », « BOUTEILLE » ET « CHAPEAU »	140
FIGURE 41. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS PATIENT-ES POUR LA TÂCHE DES CYMBALES.....	143
FIGURE 42. DE GAUCHE À DROITE, LES PARTICIPANTES 2 ET 1 EN ATTITUDE DE PRONATION DE LEUR CÔTÉ ASSISTANT (GAUCHE) ET LES PARTICIPANT 6 ET 5 EN PRONOSUPINATION NEUTRE DE LEUR CÔTÉ ASSISTANT (RESPECTIVEMENT GAUCHE ET DROITE) POUR LA TÂCHE DES CYMBALES.....	145
FIGURE 43. LE PARTICIPANT 7 EN ATTITUDE DE SUPINATION DE SON CÔTÉ ASSISTANT (GAUCHE) ENCOURAGÉ PAR LA THÉRAPEUTE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES.....	146
FIGURE 44. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS DES PATIENT-ES POUR LA TÂCHE DU CHAPEAU PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT.	148
FIGURE 45. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS DES PATIENT-ES POUR LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT.	151
FIGURE 46. DE GAUCHE À DROITE, LES PARTICIPANT-ES 6, 3 ET 1 LORS DE LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE	153
FIGURE 47. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS LORS D'ATTEINTES CONTROLATÉRALES PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT.....	155
FIGURE 48. ATTITUDE DU CÔTÉ ASSISTANT DU PARTICIPANT 7 LORS D'ATTEINTES CONTROLATÉRALE	157
FIGURE 49. ATTITUDE DU CÔTÉ ASSISTANT DE LA PARTICIPANTE 7 LORS D'ATTEINTES CONTROLATÉRALES	157

FIGURE 50. PHOTOS DES TÂCHES « BOUTEILLE », « ATTEINTE ET MANIPULATION », « CHAPEAU » ET « CYMBALES » 167

FIGURE 51. POSITIONS DES REPÈRES ANATOMIQUES ET CAMERAS PRIME 13 (VUE PAR UNE PARTICIPANTE) 168

FIGURE 52. CAPACITÉ D'AMPLITUDE ARTICULAIRE DES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT DES SUJETS ATTEINTS DE PATHOLOGIQUES (CP) AVEC SUJETS ASYMPTOMATIQUES (TD) ET MAXIMUM ANATOMIQUE THÉORIQUE POUR RÉFÉRENCE. LA SUPINATION EST PRÉSENTÉE EN VALEUR ABSOLUE AVEC 90° DE MAXIMUM THÉORIQUE. 172

FIGURE 53. ABDUCTION-ADDUCTIONS MAXIMALES DE L'ÉPAULE (°) DES CÔTÉS ASSISTANTS DANS LES TÂCHES DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) ET ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP)..... 173

FIGURE 54. FLEXION-EXTENSIONS MAXIMALES DE L'ÉPAULE (°) DES CÔTÉS ASSISTANTS DANS LES TÂCHES DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) ET ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP)..... 175

FIGURE 55. FLEXION-EXTENSIONS MAXIMALES DU COUDE (°) DES CÔTÉS ASSISTANTS DANS LES TÂCHES DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) ET ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP)..... 176

FIGURE 56. PRONOSUPINATIONS MAXIMALES DU COUDE (°) DES CÔTÉS ASSISTANTS DANS LES TÂCHES DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) ET ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP)..... 178

FIGURE 57. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS POUR LA TÂCHE DES CYMBALES CHEZ LES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP) ET LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TDC) PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT, CAS À 4 CLUSTERS..... 186

FIGURE 58. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS POUR LA TÂCHE DU CHAPEAU CHEZ LES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP) ET LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT, CAS À 3 CLUSTERS 188

FIGURE 59. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS POUR LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE CHEZ LES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP) ET LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT, CAS À 3 CLUSTERS 190

FIGURE 60. CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE DES CÔTÉS ASSISTANTS POUR LA TÂCHE D'ATTEINTE ET DE MANIPULATION CHEZ LES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE (CP) ET LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE (TD) PAR LES PARAMÈTRES DIFFÉRENTIANT, CAS À 4 CLUSTERS 192

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1. ÉCHELLE MANUAL ABILITY CLASSIFICATION SYSTEM (MACS) (ELIASSON ET AL. 2007)	29
TABLEAU 2. ÉCHELLE D'ASHWORTH MODIFIÉE (MAS) (BOHANNON ET SMITH 1987)	36
TABLEAU 3 - SYSTEME PICOS POUR LA DEFINITION DES CRITERES D'INCLUSION ET D'EXCLUSION	51
TABLEAU 4 - GRILLE D'ÉVALUATION DE LA QUALITÉ.....	53
TABLEAU 5 - APPLICABILITÉ CLINIQUE DES INSTRUMENTS DE MESURE DE LA LITTÉRATURE COMPARÉS À L'OUTIL DE RÉFÉRENCE I.E. LES SYSTÈMES DE CAMÉRAS OPTOÉLECTRONIQUES. EN BLEU LES ASPECTS POSITIFS, EN VERT LES ASPECTS TRÈS POSITIFS ET EN ORANGE LES ASPECTS ÉQUIVALENTS.....	66
TABLEAU 6. GRILLE D'ÉVALUATION DE L'ASSISTING HAND ASSESSMENT (AHA) (M. M. HOLMEFUR ET KRUMLINDE-SUNDHOLM 2016).....	94
TABLEAU 7. DIFFÉRENCES DE SCORES AHA ENTRE L'AHA INSTRUMENTÉ ET L'AHA STANDARD.....	99
TABLEAU 8. CARACTÉRISTIQUES DÉMOGRAPHIQUES	112
TABLEAU 9. EXEMPLE DE CALCUL DE L'ÉTENDUE DE DEUX PARAMÈTRES DANS UN CAS À 2 CLUSTERS	116
TABLEAU 10. CORRÉLATIONS SIGNIFICATIVES ENTRE LE SCORE DE L'ASSISTING HAND ASSESSMENT (AHA) ET LES PARAMÈTRES CINÉMATIQUES POUR LES CÔTÉS DOMINANTS ET ASSISTANTS	122
TABLEAU 11. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR L'AHA SUR LES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT	123
TABLEAU 12. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR L'AHA SUR LES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT, SANS LES PARAMÈTRES SPATIOTEMPORELS.....	126
TABLEAU 13. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR L'AHA SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	129
TABLEAU 14. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR L'AHA SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS, SANS LES PARAMÈTRES SPATIOTEMPORELS	131
TABLEAU 15. RÉCAPITULATIF DES PARAMÈTRES RETENUS PAR TÂCHE.....	141
TABLEAU 16. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	142

TABLEAU 17. VALEURS DE PRONOSUPINATION MÉDIANE ET MINIMALE DU COUDE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES	144
TABLEAU 18. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DU CHAPEAU SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	147
TABLEAU 19. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS.....	150
TABLEAU 20. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LES ATTEINTES CONTROLATÉRALES SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS.....	154
TABLEAU 21. CARACTÉRISTIQUES DÉMOGRAPHIQUES	166
TABLEAU 22. MAXIMA DES ANGLES DANS LA CAPACITÉ CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE ET ATTEINTS DE PARALYSIE CÉRÉBRALE	172
TABLEAU 23. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	185
TABLEAU 24. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	187
TABLEAU 25. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	189
TABLEAU 26. PARAMÈTRES SUPPRIMÉS, CONSERVÉS ET DIFFÉRENTIANTS LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE POUR LA TÂCHE DES CYMBALES SUR LES CÔTÉS ASSISTANTS	191
TABLEAU 27. LISTE DES BINÔMES DE PARAMÈTRES CORRÉLÉS (APRÈS CORRECTION DE BONFERRONI) LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE LORS DE L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT POUR LES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT.....	233

TABLEAU 28. LISTE DES BINÔMES DE PARAMÈTRES CORRÉLÉS (APRÈS CORRECTION DE BONFERRONI) LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE LORS DE L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT POUR LES CÔTÉS ASSISTANT ET DOMINANT, SANS LES PARAMÈTRES SPATIOTEMPORELS 233

TABLEAU 29. LISTE DES BINÔMES DE PARAMÈTRES CORRÉLÉS (APRÈS CORRECTION DE BONFERRONI) LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE LORS DE L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT POUR LES CÔTÉS ASSISTANTS..... 234

TABLEAU 30. LISTE DES BINÔMES DE PARAMÈTRES CORRÉLÉS (APRÈS CORRECTION DE BONFERRONI) LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE LORS DE L'ACTIVITÉ DU ASSISTING HAND ASSESSMENT POUR LES CÔTÉS ASSISTANTS, SANS LES PARAMÈTRES SPATIOTEMPORELS..... 234

TABLEAU 31. LISTE DES BINÔMES DE PARAMÈTRES CORRÉLÉS (APRÈS CORRECTION DE BONFERRONI) LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE LORS DE LA TÂCHE DES CYMBALES POUR LES CÔTÉS ASSISTANTS..... 234

TABLEAU 32. LISTE DES BINÔMES DE PARAMÈTRES CORRÉLÉS (APRÈS CORRECTION DE BONFERRONI) LORS DE L'ÉTUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIÉRARCHIQUE LORS DE LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE POUR LES CÔTÉS ASSISTANTS 235

TABLEAU 33 – ANNEXE VALEURS DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ POUR LA TÂCHE D'ATTEINTE ET DE MANIPULATION CHEZ LES PARTICIPANT·ES ATTEINT·ES DE PARALYSIE CÉRÉBRALE AVEC ÉTENDUE DE VALEURS CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE 237

TABLEAU 34 – ANNEXE VALEURS DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ POUR LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE CHEZ LES PARTICIPANT·ES ATTEINT·ES DE PARALYSIE CÉRÉBRALE AVEC ÉTENDUE DE VALEURS CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE..... 239

TABLEAU 35 – ANNEXE VALEURS DE PERFORMANCE ET DE CAPACITÉ POUR LA TÂCHE DES CYMBALES CHEZ LES PARTICIPANT·ES ATTEINT·ES DE PARALYSIE CÉRÉBRALE AVEC ÉTENDUE DE VALEURS CHEZ LES ENFANTS AU DÉVELOPPEMENT TYPIQUE..... 243

TABLEAU 36. PARAMÈTRES CORRÉLÉS SUR LA TÂCHE DE LA BOUTEILLE 245

TABLEAU 37. PARAMÈTRES CORRÉLÉS SUR LA TÂCHE DU CHAPEAU..... 245

TABLEAU 38. PARAMÈTRES CORRÉLÉS POUR LA TÂCHE DES CYMBALES..... 245

TABLEAU 39. PARAMÈTRES CORRÉLÉS POUR LA TÂCHE DE L'ATTEINTE ET MANIPULATION..... 246

ANNEXES

ANNEXE 1 :

CHAPITRE III - CARACTERISTIQUES DEMOGRAPHIQUES DE LA POPULATION

N°	Sexe	Age (Années)	Niveau MACS	Côté assistant	Forme clinique de paralysie cérébrale	Score AHA (0-100)
1	M	2,1	3	Gauche	Spastique	52
2	M	2,5	3	Droite	Dyskinétique	49
3	F	3,2	2	Droite	Dyskinétique	54
4	F	3,2	2	Gauche	Dyskinétique	47
5	F	3,3	2	Droite	Mixte	58
6	F	4,6	2	Gauche	Spastique	59
7	M	5,1	3	Droite	Mixte	34
8	M	6,1	2	Gauche	Mixte	48
9	M	6,2	2	Gauche	Dyskinétique	50
10	M	6,5	2	Gauche	Dyskinétique	82
11	M	6,6	2	Gauche	Mixte	52
12	M	7,8	2	Gauche	Mixte	55
13	F	8,4	2	Droite	Mixte	60
14	F	8,7	2	Droite	Dyskinétique	79
15	F	11,0	3	Gauche	Dyskinétique	38
16	F	12,2	2	Droite	Mixte	50
17	M	12,8	2	Droite	Spastique	58
18	M	12,9	2	Gauche	Spastique	30

ANNEXE 2 :

CHAPITRE IV - LISTE DES BINOMES DE PARAMETRES CORRELES LORS DE
L'ETUDE PAR CLASSIFICATION ASCENDANTE HIERARCHIQUE

Activité de l'Assisting Hand Assessment

Côtés assistants et dominants

Sur l'ensemble des paramètres

Paramètre 1	Paramètre 2
Flexion minimale du coude	Amplitude de flexion du coude
Pronosupination minimale du coude	Ecart-type de la pronosupination du coude
Pronosupination minimale du coude	Amplitude de la pronosupination du coude
Flexion maximale de l'épaule	Amplitude de flexion d'épaule
Ecart-type de flexion d'épaule	Ecart-type d'abduction d'épaule
Ecart-type de flexion d'épaule	Amplitude d'abduction d'épaule
Ecart-type de pronosupination du coude	Amplitude de pronosupination du coude

Tableau 27. Liste des binômes de paramètres corrélés (après correction de Bonferroni) lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique lors de l'activité du Assisting Hand Assessment pour les côtés assistant et dominant

Sans les paramètres spatiotemporels

Paramètre 1	Paramètre 2
Flexion minimale du coude	Amplitude de flexion du coude
Pronosupination minimale du coude	Ecart-type de la pronosupination du coude
Pronosupination minimale du coude	Amplitude de la pronosupination du coude
Flexion maximale de l'épaule	Amplitude de flexion d'épaule
Ecart-type de flexion d'épaule	Amplitude d'abduction d'épaule
Ecart-type de pronosupination du coude	Amplitude de pronosupination du coude

Tableau 28. Liste des binômes de paramètres corrélés (après correction de Bonferroni) lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique lors de l'activité du Assisting Hand Assessment pour les côtés assistant et dominant, sans les paramètres spatiotemporels

Côtés assistants

Sur l'ensemble des paramètres

Paramètre 1	Paramètre 2
Flexion minimale du coude	Amplitude de flexion du coude
Ecart-type de pronosupination du coude	Amplitude de pronosupination du coude

Tableau 29. Liste des binômes de paramètres corrélés (après correction de Bonferroni) lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique lors de l'activité du Assisting Hand Assessment pour les côtés assistants

Sans les paramètres spatiotemporels

Paramètre 1	Paramètre 2
Flexion minimale du coude	Amplitude de flexion du coude

Tableau 30. Liste des binômes de paramètres corrélés (après correction de Bonferroni) lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique lors de l'activité du Assisting Hand Assessment pour les côtés assistants, sans les paramètres spatiotemporels

Tâche des cymbales

Paramètre 1	Paramètre 2
Abduction minimale de l'épaule	Abduction médiane de l'épaule
Pronosupination minimale du coude	Pronosupination médiane du coude
Flexion maximale du coude	Flexion médiane du coude
Ecart-type de la flexion de l'épaule	Ecart-type de la rotation de épaule

Tableau 31. Liste des binômes de paramètres corrélés (après correction de Bonferroni) lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique lors de la tâche des cymbales pour les côtés assistants

Tâche de la bouteille

Avec l'ensemble des paramètres

Paramètre 1	Paramètre 2
Écart-type de l'abduction d'épaule	Écart-type de l'abduction d'épaule

Tableau 32. Liste des binômes de paramètres corrélés (après correction de Bonferroni) lors de l'étude par classification ascendante hiérarchique lors de la tâche de la bouteille pour les côtés assistants

ANNEXE 3 :

CHAPITRE IV - METHODE D'EXTRACTION DE L'ATTEINTE CONTROLATERALE

Les phases d'atteintes du côté dominant ont été définies de façon empirique et en lien avec les recommandations de l'AHA qui considère qu'une atteinte place la main à plus d'une longueur d'avant-bras de l'épaule.

Les points d'arrêts ont été identifiés comme les moments où la vitesse de la main était inférieure à 10 % de sa vitesse maximale. Un filtrage spatial a été appliqué pour ne conserver que les atteintes sur la table (coordonnée Y, verticale pointant vers le haut, inférieure à la hauteur de la table plus 15 cm) et les atteintes devant le/la participant.e (coordonnée Z, antéro-postérieur pointant devant le/la participant.e, supérieure à 33 % de la longueur de l'avant-bras). Les atteintes distales, définies comme celles dépassant 125 % de la longueur de l'avant-bras, ont été identifiées par la distance entre la main et l'épaule ipsilatérale.

Un filtrage temporel et spatial supplémentaire a été appliqué pour ne conserver que les atteintes consécutives séparées par au moins 1,5 seconde ou 5 cm, afin d'éliminer les repositionnements mineurs. Le début d'une atteinte a été défini comme le point d'arrêt précédent, situé à une distance d'au moins 5 cm et dans un intervalle de temps de 3 seconds maximums.

Les atteintes identifiées ont été validées visuellement sur 3 participant-es de la population.

ANNEXE 4 :

CHAPITRE V - TACHE D'ATTEINTE CONTROLATERALE

Tableau 33 – ANNEXE Valeurs de performance et de capacité pour la tâche d'atteinte et de manipulation chez les participant-es atteint-es de paralysie cérébrale avec étendue de valeurs chez les enfants au développement typique

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Epaule Extension Minimale	CP_01	23	-30	(-28 - 9)
	CP_02	-29	-24	
	CP_03	19	-11	
	CP_04	0	-8	
	CP_05	-13	5	
Epaule Flexion Maximale	CP_01	69	140	(56 - 102)
	CP_02	36	113	
	CP_03	53	114	
	CP_04	46	125	
	CP_05	44	114	
Epaule Adduction Minimale	CP_01	-7	10	(-15 - 10)
	CP_02	4	4	
	CP_03	-12	11	
	CP_04	-6	6	
	CP_05	7	10	
Epaule Abduction Maximale	CP_01	28	82	(32 - 54)
	CP_02	34	80	
	CP_03	17	65	
	CP_04	20	74	
	CP_05	36	65	
Coude Supination Minimale*	CP_01	35	7	(-61 - -15)
	CP_02	1	-57	
	CP_03	13	-65	
	CP_04	8	-49	
	CP_05	5	13	
Coude Pronation Maximale*	CP_01	80	71	(32 - 76)
	CP_02	64	75	
	CP_03	51	46	
	CP_04	86	54	
	CP_05	46	29	

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Coude Extension Minimale	CP_01	75	50	
	CP_02	76	19	
	CP_03	74	26	(12 - 24)
	CP_04	66	34	
	CP_05	74	15	
Coude Flexion Maximale	CP_01	109	143	
	CP_02	116	139	
	CP_03	101	147	(115 - 142)
	CP_04	104	138	
	CP_05	118	84	

CP : Sujet atteint de paralysie cérébrale, * 0° de pronosupination \equiv 90° norme ISB

ANNEXE 5 :

CHAPITRE V - TACHE DE LA BOUTEILLE

Tableau 34 – ANNEXE Valeurs de performance et de capacité pour la tâche de la bouteille chez les participant-es atteint-es de paralysie cérébrale avec étendue de valeurs chez les enfants au développement typique

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Epaule Extension Minimale	CP_01	16	-30	(-18 - 31)
	CP_02	-10	-24	
	CP_03	13	-11	
	CP_04	20	-8	
	CP_05	-6	5	
Epaule Flexion Maximale	CP_01	64	140	(52 - 91)
	CP_02	58	113	
	CP_03	35	114	
	CP_04	43	125	
	CP_05	41	114	
Epaule Adduction Minimale	CP_01	-5	10	(-8 - 12)
	CP_02	-2	4	
	CP_03	-1	11	
	CP_04	-1	6	
	CP_05	9	10	
Epaule Abduction Maximale	CP_01	37	82	(36 - 66)
	CP_02	32	80	
	CP_03	23	65	
	CP_04	18	74	
	CP_05	44	65	
Coude Supination Minimale*	CP_01	24	7	(-37 - 7)
	CP_02	-10	-57	
	CP_03	-7	-65	
	CP_04	26	-49	
	CP_05	4	13	

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Coude Pronation Maximale*	CP_01	74	71	(35 - 92)
	CP_02	62	75	
	CP_03	43	46	
	CP_04	83	54	
	CP_05	57	29	
Coude Extension Minimale	CP_01	71	50	(28 - 44)
	CP_02	47	19	
	CP_03	86	26	
	CP_04	56	34	
	CP_05	91	15	
Coude Flexion Maximale	CP_01	113	143	(101 - 150)
	CP_02	116	139	
	CP_03	120	147	
	CP_04	98	138	
	CP_05	119	84	

CP : Sujet atteint de paralysie cérébrale, * 0° de pronosupination \equiv 90° norme ISB

ANNEXE 6 :

CHAPITRE V - TACHE DU CHAPEAU

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Epaule Extension Minimale	CP_01	20	-30	(-17 - 24)
	CP_02	-1	-24	
	CP_03	15	-11	
	CP_04	19	-8	
	CP_05	17	5	
Epaule Flexion Maximale	CP_01	77	140	(88 - 137)
	CP_02	95	113	
	CP_03	103	114	
	CP_04	80	125	
	CP_05	82	114	
Epaule Adduction Minimale	CP_01	11	10	(-9 - 11)
	CP_02	11	4	
	CP_03	11	11	
	CP_04	10	6	
	CP_05	18	10	
Epaule Abduction Maximale	CP_01	57	82	(42 - 83)
	CP_02	54	80	
	CP_03	61	65	
	CP_04	63	74	
	CP_05	62	65	
Coude Supination Minimale*	CP_01	7	7	(-75 - -12)
	CP_02	-45	-57	
	CP_03	-38	-65	
	CP_04	-8	-49	
	CP_05	-6	13	
Coude Pronation Maximale*	CP_01	40	71	(45 - 92)
	CP_02	58	75	
	CP_03	52	46	
	CP_04	81	54	
	CP_05	44	29	
Coude Extension Minimale	CP_01	94	50	(28 - 104)
	CP_02	92	19	
	CP_03	70	26	
	CP_04	74	34	
	CP_05	68	15	

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Coude Flexion Maximale	CP_01	143	143	(140 - 153)
	CP_02	147	139	
	CP_03	146	147	
	CP_04	146	138	
	CP_05	124	84	

CP : Sujet atteint de paralysie cérébrale, * 0° de pronosupination \equiv 90° norme ISB

ANNEXE 7 :

CHAPITRE V - TACHE DES CYMBALES

Tableau 35 – ANNEXE Valeurs de performance et de capacité pour la tâche des cymbales chez les participant-es atteint-es de paralysie cérébrale avec étendue de valeurs chez les enfants au développement typique

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Coude Flexion Maximale	CP_01	121	143	(115 - 146)
	CP_02	121	139	
	CP_03	122	147	
	CP_04	117	138	
	CP_05	118	84	
Coude Extension Minimale	CP_01	72	50	(5 - 17)
	CP_02	41	19	
	CP_03	73	26	
	CP_04	87	34	
	CP_05	30	15	
Coude Pronation Maximale*	CP_01	60	71	(45 - 63)
	CP_02	61	75	
	CP_03	51	46	
	CP_04	82	54	
	CP_05	58	29	
Coude Supination Minimale*	CP_01	15	7	(-53 - 6)
	CP_02	-38	-57	
	CP_03	-13	-65	
	CP_04	-12	-49	
	CP_05	8	13	
Epaule Abduction Maximale	CP_01	79	82	(23 - 38)
	CP_02	42	80	
	CP_03	38	65	
	CP_04	31	74	
	CP_05	52	65	
Epaule Adduction Minimale	CP_01	13	10	(-13 - 8)
	CP_02	5	4	
	CP_03	12	11	
	CP_04	-6	6	
	CP_05	8	10	

Angle	Sujet	Valeur (°)	Capacité (°)	Min et Max typique (°)
Epaule Flexion Maximale	CP_01	87	140	(68 - 118)
	CP_02	67	113	
	CP_03	51	114	
	CP_04	38	125	
	CP_05	95	114	
Epaule Extension Minimale	CP_01	11	-30	(-24 - 44)
	CP_02	-44	-24	
	CP_03	4	-11	
	CP_04	13	-8	
	CP_05	9	5	

CP : Sujet atteint de paralysie cérébrale, * 0° de pronosupination \equiv 90 ° norme ISB

ANNEXE 8 :

CHAPITRE V - PARAMETRES CORRELES LORS DE L'ETUDE DE REDUCTION DE
PARAMETRES

Paramètre 1	Paramètre 2
Amplitude de Flexion du coude	Ecart-type de Flexion du coude
Amplitude de Pronosupination du coude	Ecart-type de Pronosupination du coude
Amplitude d'Abduction de l'épaule	Ecart-type de l'Abduction de l'épaule
Amplitude de la Rotation de l'épaule	Ecart-type de la Rotation de l'épaule
Amplitude de Flexion d'épaule	Ecart-type de Flexion d'épaule

Tableau 36. Paramètres corrélés sur la tâche de la bouteille

Paramètre 1	Paramètre 2
Amplitude de Flexion du coude	Flexion Minimale du coude
Amplitude de Flexion du coude	Ecart-type de Flexion du coude
Amplitude de Rotation de l'épaule	Ecart-type de Rotation d'épaule

Tableau 37. Paramètres corrélés sur la tâche du chapeau

Paramètre 1	Paramètre 2
Flexion Minimale du coude	Amplitude de Flexion du coude
Amplitude de Pronosupination du coude	Ecart-type de Pronation du coude
Amplitude d'Abduction d'épaule	Ecart-type d'Abduction d'épaule

Tableau 38. Paramètres corrélés pour la tâche des cymbales

Paramètre 1	Paramètre 2
Flexion Minimale du coude	Amplitude de Flexion du coude
Amplitude de Pronosupination du coude	Ecart-type de Pronation du coude
Amplitude d'Abduction d'épaule	Ecart-type d'Abduction d'épaule

Tableau 39. Paramètres corrélés pour la tâche de l'atteinte et manipulation