



Institut de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation
Pays de la Loire
54, rue de la Baugerie – 44230 SAINT-SEBASTIEN SUR LOIRE

Quantification de l'activité physique d'enfants
atteints de paralysie cérébrale en âge préscolaire par
deux capteurs inertiels portés au niveau des poignets

Anaïg LE ROUZIC

Mémoire UE28
Semestre 10

Année scolaire 2020-2021

Région des Pays de la Loire



AVERTISSEMENT

Les mémoires des étudiants de l'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et de la Réadaptation sont réalisés au cours de la dernière année de formation MK.

Ils réclament une lecture critique. Les opinions exprimées n'engagent que les auteurs. Ces travaux ne peuvent faire l'objet d'une publication, en tout ou partie, sans l'accord des auteurs et de l'IFM3R.

Remerciements :

À mes parents, à ma sœur, à mon compagnon et à mes amis pour leur soutien incommensurable.

À mon directeur de mémoire pour m'avoir offert l'opportunité de joindre ce superbe projet et pour son investissement sans faille. Son implication a abouti à la confirmation suivante : un travail de recherche c'est comme le troisième nain dans la mine.

Aux membres du projet CAP' et à leurs collaborateurs pour leur disponibilité, pour leurs connaissances, pour leurs conseils, pour leurs encouragements et pour leur bienveillance. Ce projet d'initiation à la recherche a été épanouissant et fabuleux grâce à eux.

À ceux qui ont participé, d'une manière ou d'une autre, à l'amélioration de cet écrit.

Une dernière pensée va pour celles et ceux qui m'ont fait découvrir le monde de la pédiatrie et de la recherche.

Résumé :

Introduction : La paralysie cérébrale (PC), première cause de handicap moteur chez l'enfant, impacte l'activité, la participation et favorise les comportements sédentaires. Les capteurs inertiels semblent être des outils de mesure incontournables de l'Activité Physique Quotidienne (APQ). La faisabilité d'une méthode de quantification de l'AP par deux capteurs inertiels fixés aux poignets n'a pas encore été évaluée pour une population d'enfants atteints de PC en âge préscolaire. L'objectif de cette étude est de vérifier la validité de ce dispositif pour cette population ainsi que d'évaluer la faisabilité de son utilisation en conditions de vie réelle et pour quantifier l'activité des membres supérieurs (MS).

Méthode : Cinq enfants, âgés de 3 à 5 ans, atteints de PC de niveau GMFCS I, ont suivi un protocole semi-standardisé en portant un capteur inertiel à chaque poignet. Une méthodologie par algorithme a été élaborée puis évaluée, par observation directe, pour différencier les activités de type sédentaire (SED), de niveau d'intensité faible (APF) et de niveau d'intensité modérée à élevée (APME). Par la comparaison à des agendas-patients, la mise en application de la classification de l'algorithme K-means, en conditions de vie réelle a été estimée. Enfin, l'activité de chaque membre supérieur enregistrée a été comparée à l'observation directe.

Résultats : La classification réalisée par l'algorithme K-means offre des scores de concordances entre prédictions et observations allant de 55.21% à 80.76% lors du protocole semi-standardisé. En conditions de vie réelle, l'analyse des aberrations entre les deux outils de mesure montre peu d'incohérences. Les indices de symétrie calculés grâce aux capteurs et à l'observation sont relativement proches.

Conclusion : L'utilisation de deux capteurs localisés aux poignets et associés à l'algorithme K-means semble acceptable pour quantifier les niveaux d'AP d'enfants atteints de PC en âge préscolaire. Il paraît faisable d'utiliser ce dispositif en conditions de vie réelle et pour quantifier les mouvements des membres supérieurs. La puissance de cette étude est limitée par la taille de l'échantillon. Les résultats sont encourageants pour de futures investigations.

Mots clés : Paralysie Cérébrale, Age Préscolaire, Activité Physique, Capteurs Inertiels, Poignets

Abstract:

Introduction: Cerebral palsy (CP) is the first cause of motor handicap in children. It impacts activity and participation and promotes sedentary behaviour. Inertial sensors seem to be essential tools to measure Habitual Physical Activity (HPA). The feasibility of a method to quantify PA by two inertial sensors fixed at wrists has not been evaluated for a population of preschooler with CP. The aim of this study is to prove the validity of this device for this population as well as to evaluate the feasibility of its use in real life conditions and to quantify upper limb activity.

Methods: Five children, aged 3 to 5 years, with CP classified at GMFCS level I, followed a semi-standardized trial while wearing an inertial sensor on each wrist. An algorithmic methodology was developed and evaluated, by direct observation, to differentiate sedentary activities (SED), light physical activities (LPA) and moderate to vigorous physical activities (MVPA). By comparing with patient diaries, the application in real-life conditions of the classification of the K-means algorithm was estimated. Finally, the recorded activities of each upper limb were compared to direct observation.

Results: The classification performed by the k-means algorithm provides congruence scores between predictions and observations ranging from 55.21% to 80.76% in the semi-standard protocol. In real life conditions, the analysis of outliers between the two measurement tools shows few inconsistencies. The symmetry index calculated from the sensors and the observation are relatively close.

Conclusion: Using two wrist-based sensors in combination with the K-means algorithm seems acceptable for categorising PA levels for preschooler with CP. It appears feasible to use this device in real-life conditions and to quantify upper limb movements. The power of this study is limited because of the sample size. The results are encouraging for future investigations.

Keywords:

Cerebral palsy, Preschool age, Physical activity, Inertial sensors, Wrists.

Abréviations :

- AP : Activité physique
- APEE : Activity patterns and energy expenditure
- APF : Activité physique de faible intensité
- APME : Activité physique d'intensité modérée à élevée
- APQ : Activité physique quotidienne
- AVC : Accident vasculaire cérébrale
- BEACH-ES : Behaviors of eating and activity for children's health evaluation system
- BORIS : Behavioral observation research interactive software
- CARS : Children's activity rating scale
- CFCS : Communication function classification system
- CHU : Centre hospitalier universitaire
- CIF : Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé
- CO₂: Dioxyde de carbone
- CPAF : Children's activity form
- DT : Développement typique
- DLW : Doubly labeled water
- EDACS : Eating and Drinking ability classification system
- EMFG : Evaluation motrice fonctionnelle globale
- FC : Fréquence cardiaque
- GMFCS : Gross motor classification system
- HABIT-ILE : Hand and arm bimanual intensive therapy including lower extremity

- HAES : Habitual activity estimation scale
- HAS : Haute autorité de santé
- IMU : Inertial motion unit
- IS : Indice de symétrie
- MACS : Manual ability classification system
- MET : Metabolic equivalent of task
- MRICS : Magnetic resonance imaging classification system
- MS : Membre supérieur
- MV : Norme vectorielle
- OMS : Organisation mondiale de la santé
- OSRAC-P : Observational system for recording physical activity in children- preschool
- PAQ-A : Physical activity questionnaire for adolescent
- PAQ-C : Physical activity questionnaire for children
- PC : Paralysie cérébrale
- PCU : Paralysie cérébrale unilatérale
- ROC : Receiver operating characteristic
- SED : Activité de type sédentaire
- SOFIT : System for observing fitness instruction time
- SOPLAY : System for observing play and leisure activity

Sommaire :

1	Introduction.....	1
2	Cadre conceptuel.....	2
2.1	L'activité physique et la sédentarité	2
2.2	La paralysie cérébrale	5
2.3	Paralysie cérébrale et activité physique	8
2.4	Outils de mesure du niveau d'activité physique et Paralysie Cérébrale.....	11
2.5	Les capteurs inertiels et les méthodes de classification.....	14
3	Problématique, objectifs et hypothèses	19
3.1	Problématique et questions de recherche.....	19
3.2	Objectifs.....	20
3.3	Hypothèses.....	20
4	Méthodologie	21
4.1	Population.....	22
4.2	Mesure et Protocole	22
4.3	Différenciation des niveaux d'AP lors du protocole semi-standardisé	24
4.4	Evaluation du système de classification en conditions de vie réelle	28
4.5	Quantification de l'activité des membres supérieurs	30
5	Résultats	31
5.1	Résultats du protocole semi-standardisé.....	31
5.2	Evaluation en conditions réelles	33
5.1	Quantification de l'activité des membres supérieurs	34
6	Discussion	35
6.1	Interprétation des résultats.....	35
6.2	Analyse de la méthodologie – Limites de l'étude	39
6.3	Analyse de la méthodologie pour la faisabilité en conditions réelles.....	44
6.4	Analyse de la méthodologie de la quantification de mouvement pour chaque membre supérieur	45
6.5	Avantages de la méthodologie.....	46
6.6	Utilité clinique (cout-efficacité)	46
6.7	Perspectives	48
7	Conclusion	50

Bibliographie

Annexe 1

Pages I à II

1 Introduction

Promue par l'Organisation Mondiale de la santé (OMS) et la Haute Autorité de Santé (HAS) pour tous ses bienfaits, l'activité physique (AP) apparaît comme le moyen incontournable dans la prévention de la sédentarité (1,2). Etant facteur de risques de nombreuses pathologies, lutter contre ce comportement est un devoir pour le professionnel de santé.

En lien avec le développement des nouvelles technologies, l'augmentation du temps en activité de type sédentaire, constatée pour toutes les catégories d'âge, se révèle être un problème de santé publique de niveau mondial.

Nous nous interrogeons quant à la prévalence et au moyen de prévention de la sédentarité des personnes atteintes de handicap moteur qui sont, de ce fait, bien plus exposées qu'une population ordinaire.

La paralysie cérébrale (PC) est par définition « un groupe de troubles permanents du développement, du mouvement et de la posture » et est responsable de limitation d'activité et de participation (3). Présents dès les premières années de la vie, ces troubles justifient à eux seuls que la promotion de l'AP est un enjeu de prise en charge majeur pour le clinicien. Cette promotion passe tout d'abord par l'élaboration d'un diagnostic précis et précoce sur le comportement sédentaire et vis-à-vis de l'AP.

Par leurs patterns de mouvements particuliers et leur morphologie en évolution, quantifier l'AP chez les enfants atteints de PC en âge préscolaire est problématique. Plusieurs outils de mesure existent mais aucun n'est assez précis pour faire figure de Gold Standard.

Le développement des capteurs inertiels combinant accéléromètre et gyroscope paraît prometteur pour évaluer les différents niveaux d'AP chez les personnes ayant un développement typique mais aussi pathologique (4).

Si plusieurs configurations existent, nous nous interrogeons quant à la capacité de différenciation et de quantification des niveaux d'AP par deux capteurs inertiels fixés aux poignets chez des enfants atteints de PC en âge préscolaire. De même, nous pouvons nous interroger sur la validité de ce système pour mesurer l'APQ ainsi que pour mesurer l'activité de chaque membre supérieur.

2 Cadre conceptuel

2.1 L'activité physique et la sédentarité

2.1.1 Définition et recommandations

L'activité physique (AP) est définie comme tout mouvement du corps produit par les muscles squelettiques et résultant d'une dépense énergétique (5).

Elle peut être caractérisée selon différents critères :

- La **fréquence** est le nombre de périodes d'AP par unité de temps.
- L'**intensité** d'une AP est calculée en Metabolic Equivalent of Task (MET). Le MET est égale au rapport de la dépense énergétique de l'activité par la quantité d'énergie dépensée au repos. Par cette unité, les AP sont classées selon leur intensité en cinq catégories (2) : activité sédentaire (SED) (intensité $\leq 1,5$ MET), AP de faible intensité (APF) (entre 1,6 et 2,9 MET), AP d'intensité modérée (entre 3 et 5,9 MET), AP d'intensité élevée (entre 6 et 8,9 MET) et AP d'intensité très élevée (intensité ≥ 9 MET).
- Le **temps** est la durée pendant laquelle l'AP est pratiquée.
- La **quantité ou volume** d'AP est égale à la durée multipliée par l'intensité. Elle est utilisée pour estimer la dépense réelle d'un individu. L'activité physique quotidienne (APQ) est toute activité physique réalisée quotidiennement (5).
- Le **type** d'AP fait référence à la composante physiologique qu'elle améliore.
- La **progression** est l'augmentation de l'une des composantes de l'AP.

La sédentarité correspond à une « situation d'éveil caractérisée par une faible dépense énergétique inférieure ou égale à 1,5 MET » (2). Elle est considérée comme le 4ème facteur de risque de décès dans le monde. Afin de réduire les risques de développer des pathologies cardio-vasculaires, du diabète, des cancers, des pathologies psychologiques et du surpoids qui sont associés à la sédentarité, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a établi des recommandations sur l'AP pour différentes tranches d'âge (1). Le fait de ne pas atteindre cette recommandation correspond à l'inactivité physique (2).

Dans des buts de prévention de la sédentarité, d'apparition des pathologies précédemment citées et d'optimisation du développement, l'OMS suggère pour les enfants de 1 à 2 ans que la quantité d'AP doit être d'au moins 180 minutes et que le temps en activité sédentaire soit

limité à 60 minutes d'affilée. Pour ceux de 3 à 4 ans, les recommandations sont identiques. Cependant durant les 180 minutes d'AP, il doit y avoir 60 minutes d'activité physique d'intensité modérée à élevée (APME). Les enfants de plus de 5 ans doivent accumuler au moins 60 minutes d'APME par jour et limiter la quantité quotidienne de comportement sédentaire à deux heures.

Pour les enfants l'AP a beaucoup de bénéfices. Pratiquée de manière appropriée, l'AP permet de développer un appareil locomoteur et un appareil cardio-vasculaire sains. Elle favorise le développement de la coordination et du contrôle moteur et la maîtrise d'un poids approprié. D'un point de vue psychologique, elle permettrait de mieux surmonter l'anxiété et la dépression, d'améliorer la confiance en soi. Elle contribue au développement social des jeunes en leur fournissant des occasions pour interagir et s'intégrer (6).

Juger si la quantité d'AP d'un individu est suffisante apparait désormais indispensable. Pour cela, plusieurs outils existent pour la mesurer.

2.1.2 Outils de mesure objective de la quantité d'activité physique

Les outils de quantification de l'AP se basent sur des mesures de dépense énergétique, des mesures physiologiques ou des méthodes d'évaluation du mouvement (7).

La **calorimétrie directe** s'appuie sur le fait qu'il y aurait égalité entre production de chaleur et dépense énergétique. Pour ce, l'individu est placé dans une enceinte ou doit porter une combinaison calorimétrique afin que les composantes de la perte de chaleur soient mesurées. Cette méthode est peu utilisée à cause des contraintes matérielles qu'elle implique et de celles imposées à l'individu.

La **technique de l'eau doublement marquée (DLW)** est une méthode pour mesurer la dépense énergétique dans le milieu de vie de l'individu. Elle consiste à lui faire ingérer de l'eau marquée sur l'oxygène (oxygène-18) et l'hydrogène (dutérium). L'oxygène est plus rapidement éliminé que l'hydrogène et la différence de vitesse d'élimination dépend de la production de dioxyde de carbone (CO₂). Ainsi la mesure de la différence d'élimination du déutérium et de l'oxygène 18 dans les urines permet le calcul de la production de CO₂ et donc de la dépense énergétique.

La calorimétrie indirecte est considérée comme la référence dans des conditions contrôlées. Elle se base sur l'équivalence entre énergie dépensée dans l'organisme et celle convertie à partir de l'oxydation des nutriments. Ainsi, les mesures de la consommation d'oxygène et de la production de CO₂ sont témoins de la dépense énergétique.

La fréquence cardiaque (FC), étant en relation linéaire étroite pour des activités physiques d'intensité croissante avec la dépense énergétique, est un moyen de la quantifier. L'utilisation de la FC est limitée par le fait qu'elle est influencée par d'autres facteurs tels que l'état émotionnel, la prise de caféine ou la température qui vont jouer sur le système nerveux sympathique. Par ailleurs la FC n'est pas très sensible aux changements d'AP et ne reflète pas immédiatement la demande énergétique ce qui pourrait fausser son estimation (8).

Les capteurs inertiels de mouvements ont l'avantage d'être facilement transportables, d'enregistrer une grande quantité de données et de les stocker sur une longue durée. Parmi eux, les podomètres et les accéléromètres sont les plus couramment utilisés. Les podomètres sont des capteurs qui enregistrent le mouvement durant un cycle de marche et mesurent en nombre de pas. Ils ne permettent des mesures que sur une activité de marche. Les accéléromètres fournissent une mesure des accélérations du corps pendant un mouvement et permettent de donner la fréquence, la durée et l'intensité du mouvement physique par unité de temps. Les données brutes sont enregistrées en unités d'accélération et sont exprimées en accélération en mètre par seconde au carré. Cette mesure est ensuite convertie en compte et exprimée en compte par seconde ou compte par minute. Dans le but d'évaluer l'AP, les accéléromètres doivent être calibrés pour traduire les signaux du dispositif en unités de dépense énergétique (kilocalorie ou MET) ou en catégories d'intensité d'activité. Dans le premier cas, des équations permettent la conversion. Dans le second, des seuils de comptage sont déterminés pour catégoriser l'intensité de l'activité.

Dans **l'observation directe**, un observateur formé évalue une personne directement ou indirectement lorsqu'elle pratique une activité. Cette méthode permet de donner des informations contextuelles et de caractériser son type. Elle est principalement utilisée chez les enfants. D'après Sirard et al. (8), il s'agit du moyen de mesure de l'intensité de l'AP le plus approprié et le plus pratique pour cette population. Plusieurs échelles d'observation ont été proposées, telles que la Children's Activity Rating Scale (CARS), l'Activity Patterns and

Energy Expenditure (APEE) ou la System for Observing Fitness Instruction Time (SOFIT) (9). Certaines de ces échelles seront développées prochainement dans cet écrit.

2.2 La paralysie cérébrale

2.2.1 Définition

La paralysie cérébrale ne désigne pas une pathologie spécifique mais plutôt un ensemble de handicaps avec plus ou moins de sévérité et qui ont des caractéristiques développementales en commun (3). Un consensus international ayant eu lieu en 2007 propose de la définir comme « un groupe de troubles permanents du développement du mouvement et de la posture, causant des limitations d'activité, qui sont attribuables à une atteinte non-évolutive qui touche le cerveau de l'enfant ou du fœtus en développement ». Accompagnant les troubles moteurs, l'atteinte cérébrale a aussi pour conséquences des troubles de la sensation, perceptifs, cognitifs, de la communication, du comportement, des épilepsies et des problèmes musculo-squelettiques secondaires (10,11).

2.2.2 Etiologie et épidémiologie

L'atteinte cérébrale peut avoir lieu en périnatale, en néonatale ou postnatale. L'origine de la lésion peut-être d'origine vasculaire, malformative, infectieuse, tumorale, métabolique, toxique ou traumatique (11).

La prévalence de la PC est estimée de 2 à 3,5 pour 1000 naissances vivantes. Elle est actuellement à 1,4 pour 1000 naissances dans les pays développés (12). En France, elle est la première cause d'handicap moteur chez l'enfant. Elle touche 1 nouveau-né sur 450, ce qui revient à 1800 nouveau-nés par an. Au total 1 250 000 personnes en sont atteints (13).

2.2.3 Diagnostic et classification

Le diagnostic se base essentiellement sur la présentation clinique et l'anamnèse qui tourne autour de la grossesse, du déroulement du développement et des capacités motrices fonctionnelles. Des examens complémentaires peuvent permettre d'approfondir le diagnostic et d'aboutir à une classification. Plusieurs types de classifications existent.

❖ **Classification topographique** : Elle se base sur le « nombre et la localisation des segments corporels faisant l'objet d'une déficience motrice » (11). Elle comprend 5 catégories : la monoplégie, l'hémiplégie, la diplégie, la triplégie et la quadriplégie. L'hémiplégie concerne 30 à 40% des enfants atteints de PC. Elle est associée à des niveaux

inférieurs de capacité unimanuelle et de performance bimanuelle, ce qui impacte l'autonomie de l'enfant (14).

❖ **Classification en fonction de l'atteinte neurologique prédominante :**

Les **formes spastiques** affecteraient 60% à 80% des enfants diagnostiqués (15). La spasticité est définie par une hypertonie musculaire avec une résistance à l'étirement ou correspond à une augmentation rapide de la résistance quand l'étirement est réalisé au-dessus d'un seuil de vitesse (16). Elle est causée par des anomalies de modulation du réflexe d'étirement, perturbe les postures et le mouvement et s'accompagne de signes pyramidaux (11,17).

Les **formes « dyskinétiques »** correspondent à des mouvements excessifs ou involontaires, incontrôlés, récurrents, plus ou moins stéréotypés. Elles regroupent l'athétose, la dystonie et la chorée. Elles peuvent être observées au niveau du tronc, du cou, de la face, de la langue et des extrémités et sont responsables de postures anormales (3,17).

Les **formes ataxiques** arrivent lors d'une atteinte du cervelet et participent au syndrome cérébelleux. Elles sont caractérisées par des troubles de l'équilibre, une coordination faible et par des tremblements d'intention (17).

Les **formes mixtes** associent les trois formes précédemment citées.

❖ **Classifications fonctionnelles :**

Elles permettent de donner au clinicien une appréciation globale des capacités fonctionnelles de l'enfant (18). La plus communément retrouvée dans le réseau de santé est le **Gross Motor Function Classification System** (GMFCS) qui se base sur la sévérité des troubles de la posture et du déplacement et s'appuie sur les performances de l'enfant réalisées dans ses lieux de vie (19,20). D'autres, telles que l'Evaluation Motrice Fonctionnelle Globale (EMFG)(21), le **Manual Ability Classification System** (MACS) (22,23), l'Eating and Drinking Ability Classification System (EDACS) et le Communication Function Classification System (CFCS)(18,24,25), sont aussi validées et appliquées.

❖ **Classification selon la localisation de la lésion :** Le Magnetic Resonance Imaging Classification Système (MRICS) se base sur l'imagerie par résonance magnétique (26).

2.2.4 Anomalies et troubles associés

❖ Anomalies primaires et troubles associés

Les anomalies primaires sont celles qui sont apparentes au moment du diagnostic (27). L'atteinte au niveau cérébrale aura directement plusieurs conséquences symptomatiques en fonction de la localisation de la lésion :

La personne atteinte de PC développera des **anomalies motrices**. La fonction motrice permet tous mouvements du corps dans l'espace. Elle résulte de l'interaction entre système locomoteur et système nerveux. Elle est répartie selon trois catégories : la motricité réflexe, la motricité automatique et la motricité volontaire (28). La personne atteinte de PC présentera, généralement, une atteinte des voies motrices neuronales descendantes qui aura pour conséquences une faiblesse musculaire. L'atteinte cérébrale causera une faible inhibition des réflexes « primaires », des mouvements involontaires et incontrôlés, une organisation anormale du mouvement et de la posture, de la spasticité, des dystonies, une diminution de la sélectivité et du contrôle moteur et un tonus musculaire anormal. Chez un sujet DT, un niveau convenable de tonus musculaire lui permet de répondre le mieux possible, dans un contexte donné, à des commandes volontaires ou réflexes (29,30).

Les **déficits sensoriels** principalement relevés sont des déficits de la sensibilité, des déficiences visuelles et auditives.

Des **déficits cognitifs** peuvent être présents, tels que des troubles gnosiques, des troubles praxiques, des troubles de l'attention et de l'apprentissage. 40 à 65% des enfants ayant une PC présentent un déficit intellectuel (31,32).

Des **troubles du comportement** et de la **communication** sont directement en lien avec les troubles cognitifs.

Des **anomalies neurologiques** telles que des crises d'épilepsies seront également possibles.

Le système sensori-moteur, perturbé au niveau des afférences sensorielles, de l'interprétation, et de la planification du système nerveux centrale et/ou de la contraction musculaire périphérique, impactera la motricité. Ceci aura des conséquences sur le développement psychomoteur de l'enfant puisque celui-ci résulte de l'interaction entre la maturation et la croissance physique qui sont modulées par la génétique et l'apprentissage issu de toutes stimulations environnementales (33).

❖ Anomalies Secondaires et Tertiaires

Ses anomalies se développent avec le temps et sont les conséquences des anomalies primaires (27). Avec la croissance, des rétractions musculo-tendineuses et aponévrotiques secondaires se formeront et engendreront des déformations osseuses (3,11). Ceci explique l'augmentation du cout énergétique lors de la réalisation d'un mouvement chez une personne atteinte de PC et donc leur fatigabilité augmentée.

Les anomalies tertiaires ou anomalies de compensation correspondent aux stratégies fonctionnelles que l'individu met en place pour pallier les anomalies secondaires (11).

2.3 Paralysie cérébrale et activité physique

2.3.1 Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé

La Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF), adoptée en 2001, permet de comprendre un individu dans sa globalité en mettant en relation les structures anatomiques, les fonctions organiques, les activités et les domaines de la vie auxquels il participe (34) (**Figure 1**).

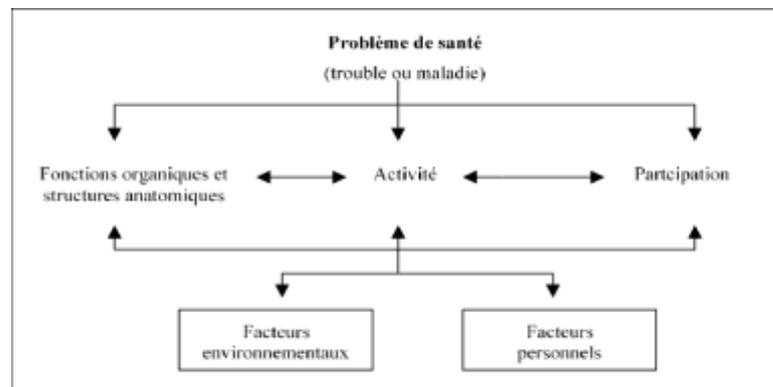


Figure 1 – Schéma illustrant les interactions entre les composants de la CIF (34)

Les activités sont les tâches exécutées par un individu. Les limitations d'activité correspondent aux difficultés que rencontre une personne dans l'exécution des activités.

La participation est l'implication d'une personne dans une situation réelle. Une restriction de participation fait référence aux problèmes qu'un individu peut rencontrer dans son implication dans une situation de vie réelle.

L'activité et la participation seront décrites selon la **performance** et la **capacité**. La capacité est le niveau de fonctionnement le plus élevé de l'individu évalué dans un environnement normalisé, sans influence de l'environnement. La performance correspond à ce que l'individu

fait dans son environnement ordinaire qui comprend un contexte sociétal et des facteurs environnementaux.

L'amélioration de l'activité et de la participation est une priorité dans la prise en charge de la personne atteinte de PC afin d'améliorer sa qualité de vie (3). D'après la CIF, mesurer l'activité physique et le comportement sédentaire peut être utilisé comme indicateur de l'activité et de la participation (34).

2.3.2 Intérêt de l'activité physique dans le cadre de la paralysie cérébrale

D'après la dernière revue systématique de la littérature proposée par Novak et al. (12,35) sur les interventions proposées aux personnes atteintes de paralysie cérébrale, l'activité physique est essentielle pour améliorer l'état de santé. En plus d'apporter les bénéfices précédemment cités, elle permettrait d'améliorer la forme physique dont les qualités cardio-respiratoires, la déambulation, la mobilité, la participation et la qualité de vie (12).

Sa promotion dès le plus jeune âge a pour but de prévenir des pathologies secondaires évoquées plus tôt. Les personnes atteintes de PC en sont beaucoup plus exposées du fait de leur atteinte initiale, de leurs difficultés motrices et de la diminution de leur endurance cardio-respiratoire, de leur force musculaire et de leur participation pour les activités physiques (36). De plus, elle aurait plus de risques de développer d'autres pathologies chroniques telles que l'asthme, des douleurs articulaires ou de l'arthrose (37). A long terme ces pathologies auraient une influence sur l'espérance de vie par augmentation des comorbidités (36).

Elle a aussi pour objectif de limiter un potentiel déclin fonctionnel. Au cours de son développement, l'enfant atteint de PC présente à l'adolescence un déclin des aptitudes motrices dû à la croissance, à l'évolution des anomalies secondaires et tertiaires et à d'autres facteurs sociaux-environnementaux (38).

Verschuren et al. (37) proposent en 2016 des recommandations sur l'AP et le temps de sédentarité pour les enfants et adultes ayant une paralysie cérébrale. Ainsi quotidiennement, l'activité physique d'intensité modérée à élevée doit être, au minimum, de 60 minutes et l'activité de typé sédentaire limitée à 2 heures.

2.3.3 Epidémiologie

Plusieurs études ont été réalisées à travers les différentes classes d'âge et selon le niveau de fonction motrice pour mesurer l'APQ afin de la comparer aux recommandations.

Chez les adultes et les adolescents, plus la fonction motrice est limitée, plus le temps d'activité de type sédentaire est important. Le nombre de périodes passées en sédentaire est plus élevé, le nombre de ruptures durant les temps sédentaires sont moins nombreux et donc les périodes « sédentaires » sont longues (39,40).

Comparées à une population au DT, d'après Aviram et al. (41) et Nooijen et al. (42), les personnes atteintes de PC passent environ 8 % de temps sédentaire et 37% de temps assis en plus et 20% de temps debout et 40% de temps à marcher en moins. Cette tendance est aussi retrouvée chez les enfants âgés de 5 à 17 ans et de GMFCS I à III (43,44).

17% à 36% des adultes atteints de PC n'atteindraient pas les recommandations de 150 minutes d'activité d'intensité modérée à élevée par semaine (45), tandis que seulement 33% arriveraient aux recommandations de Verschuren et al. (46).

Carlson et al. (36), en 2012, affirment que 13 à 53% des jeunes de 5 à 18 ans atteints de PC n'atteignent pas les recommandations nationales. Chez des enfants de GMFCS I à II, seuls 25% arrivent à atteindre les recommandations de 60 minutes d'activité modérée à élevée par jour (47).

Keawutan et al. (48) montrent que chez les tout-petits de 1,5 à 5 ans de GMFCS I à V, l'APQ est d'abord stable puis le temps passé en sédentaire augmente à partir de 2,5 ans à 3 ans. L'APQ diminue alors significativement à partir de 5 ans. Pour ceux de GMFCS III à V, elle est largement inférieure à celle des enfants de GMFCS I à II. Puis pour une population de 4 à 5 ans, ils soulignent que 86 à 91% des enfants ambulants passent moins d'une heure par jour en activité sédentaire contre 7% pour les enfants non ambulants. Associé à ceci, 43% à 67% des enfants ambulants atteignent les 180 minutes de temps « actifs » contre 0% pour les enfants non ambulants (49).

Oftedal et al. (50) montrent que chez les enfants de 1,5 à 3 ans de GMFCS III à V le temps passé sédentaire est beaucoup plus important et l'activité physique journalière est diminuée.

Dès la petite enfance, un constat de déséquilibre entre temps sédentaires et temps actifs est relevé chez les personnes atteintes de PC. Or, c'est durant cette période que les enjeux sont les

plus forts. En effet, les modèles d'activité physique et les comportements acquis alors, sont plus susceptibles d'être maintenus dans la vie adulte (1). Par ailleurs, c'est durant les cinq premières années de la vie que les enfants acquièrent 90% de leurs capacités fonctionnelles (51). Un niveau d'AP suffisant permettrait de favoriser le développement des capacités fonctionnelles (1). Un niveau d'AP insuffisant supposerait donc l'absence de développement de ces capacités.

C'est en se basant sur ces arguments de promotion de l'AP précoce et de prévention des risques en lien à la sédentarité que notre étude s'oriente vers la population des enfants en âge préscolaire.

Les trois études fournissant des données épidémiologiques pour cette tranche d'âge s'appuient sur des accéléromètres et des seuils de distinction entre activités de type sédentaire, de faible intensité et d'intensité modérée à élevée. Cette méthodologie, par la localisation du capteur et le choix des seuils, présente quelques limites. Ce fait aboutit à une interrogation quant aux différents moyens de mesure de l'APQ chez les enfants atteints de PC en âge préscolaire.

2.4 Outils de mesure du niveau d'activité physique et Paralysie Cérébrale

Chez l'enfant, le temps sédentaire et le temps passé pour chaque niveau d'AP par jour seront des indicateurs du niveau d'activité et de participation de l'enfant (34). En plus de permettre un suivi longitudinal, ces éléments donnent des informations sur l'autonomie de l'individu à un moment T au thérapeute et ont valeurs de pronostic sur celle à venir. Ils sont, aussi, utilisés dans le cadre de la recherche scientifique afin d'évaluer l'association entre AP et les effets qu'elle a sur la santé et de valider une thérapie qui viserait à améliorer les fonctions, les activités et la participation de l'enfant. Enfin, ils permettent une certaine surveillance du temps sédentaire et de l'AP pour la globalité de cette population et de mettre en place des recommandations valides et adaptées à celle-ci.

Plusieurs outils sont utilisés chez les enfants atteints de PC. Ces outils doivent être fiables et valides en espace de laboratoire mais aussi en espaces écologiques pour mesurer l'APQ (52). Cela implique qu'ils puissent enregistrer des informations en temps réel et sur une longue durée. Il est nécessaire qu'ils soient pratiques d'utilisation pour l'enfant et ses aidants.

Sur les dix dernières années, aucune étude sur l'activité physique chez les enfants atteints de PC n'utilise la calorimétrie directe et la technique DLW. Ces techniques contraignantes ne permettent pas de différencier les différents niveaux d'activité minute par minute (53).

Les journaux d'activité ou les questionnaires sont des **instruments auto-reportés**. Ils incluent, par exemple, la Physical Activity Questionnaire for Children (PAQ-C) et Adolescent (PAQ-A) et l'Habitual Activity Estimation Scale (HAES) (53). D'après White et al. (53), selon les questionnaires la fiabilité est faible à excellente et la validité est plutôt faible pour une population de jeunes ou d'enfants avec une incapacité physique (53). Leurs faibles qualités métrologiques remettent en question leur utilisation. A cela s'ajoute la difficulté de report de l'activité, que ce soit pour l'enfant qui ne sait pas écrire ou pour le tuteur dont l'analyse de l'activité n'est pas toujours évidente.

La **calorimétrie indirecte** et la **fréquence cardiaque** sont utilisées dans les études chez les enfants et les adolescents. Cependant la validité de ces outils est discutée chez les tout-petits puisque la dépense énergétique est influencée par de nombreuses variables (9). Ils sont donc peu utilisés du fait de l'imprévisibilité de la relation entre FC ou VO₂ et l'intensité réelle de l'activité par les schémas moteurs et posturaux anormaux. En plus d'éprouver des difficultés à interpréter les mesures, les seuils proposés pour classer l'intensité de l'activité ont été établis chez des tout-petits au DT. Or, ils ne peuvent être appliqués à des enfants atteints de PC puisque ceux-ci ont un coût énergétique de mouvement plus important (54). Enfin, mesurer les échanges gazeux, sur des tâches physiques, par un calorimètre portatif indirect semble difficile voire impossible pour des tout-petits qui ont déjà une motricité complexe. L'appareil empêcherait les activités telles que rouler ou ramper qui sont incontournables à cet âge-là et serait contraignant à porter sur plusieurs heures voire jours (50).

Les échelles d'observation sont des outils répandus dans la littérature.

Le System for Observing Fitness Instruction Time (SOFIT) devenu le System for Observing Play and Leisure activities (SOPLAY), et le Behaviors of Eating and Activity for Children's Health Evaluation System (BEACH-ES) sont des échelles qui prennent en compte le type d'activité, le niveau d'activité, l'environnement social, l'environnement et le genre (55–57). Globales, elles ont pour inconvénient de ne pas isoler à chaque instant le niveau d'intensité de l'AP et les divers éléments environnementaux (58).

La Children's activity Rating Scale (CARS) est l'évolution de la Children's Activity Form (CPAF) (59). Ce système est l'un des premiers qui permettent de coder le niveau d'intensité de l'AP chez les enfants en cinq niveaux. En fonction des auteurs, elle est décrite comme « sédentaire », « de faible intensité » ou d'intensité « modérée à élevée ».

L'Observation System for Recording Physical Activity in Children (OSRAC-P) reprend l'échelle CARS tout en apportant plus de précision sur l'environnement de l'activité et notamment chez les enfants en âge préscolaire (60) (**Tableau 1**). Ces échelles permettent de coter l'intensité de l'activité à un intervalle de temps fixé.

Tableau 1 - Echelle d'observation directe OSRAC-P (60)

Activity level codes	Brief descriptions
1—stationary or motionless	Stationary or motionless with no major limb movement or major joint movements (e.g., sleeping, standing, riding passively in a wagon)
2—stationary w/ limb or trunk movements	Stationary with easy movement of limb(s) or trunk without translocation (e.g., standing up, holding a moderately heavy object, hanging off of bars)
3—slow-easy movements	Translocation at a slow and easy pace (e.g., walking with translocation of both feet, slow and easy cycling, swinging without assistance and without leg kicks)
4—moderate movements	Translocation at a moderate pace (e.g., walking uphill, two repetitions of skipping or jumping, climbing on monkey bars, hanging from bar with legs swinging)
5—fast movements	Translocation at a fast or very fast pace (e.g., running, walking upstairs, three repetitions of skipping or jumping, translocation across monkey bars with hands while hanging)

1 : activité sédentaire ; 2 et 3 : activité d'intensité faible ; 4 et 5 : activité d'intensité modérée à élevée

Dans un but de validation d'outils de mesure de l'intensité de l'AP, certains auteurs s'attachent à simplement discerner l'activité sédentaire de la non sédentaire (4,50,61–63).

Pour une cotation valide, l'utilisation de ces échelles ne peut être réalisée que par un observateur entraîné. Cette cotation est dite « directe » si l'observateur est présent et qu'il code l'activité en temps réel ou si l'observateur se base sur des vidéos réalisées durant l'activité.

Les capteurs de mouvement inertiels se répandent dans le domaine de la recherche.

L'innovation dans le domaine la technologie a permis le développement de capteurs de mouvements inertiels ou Inertial Motion Unit (IMU). Au cours des 20 dernières années, ces outils ont séduit les chercheurs par leur praticité. Leurs modalités d'utilisation autour de l'AP sont variables.

2.5 Les capteurs inertiels et les méthodes de classification

2.5.1 Présentation

Les capteurs contenant un accéléromètre sont, désormais, les outils les plus retrouvés dans la littérature. Ils peuvent à la fois quantifier l'AP et les activités SED, prédire la dépense énergétique et distinguer les postures (64).

Le capteur portable le plus utilisé pour quantifier l'AP et le temps en SED est l'ActiGraph. Il existe une version uniaxiale et une triaxiale. L'uniaxiale n'est plus utilisée dans la recherche car elle serait moins sensible aux changements d'accélération (50). La version triaxiale détecte les mouvements dans les trois plans de l'espace. L'activité est ensuite calculée en compte par un vecteur magnitude. Pour quantifier l'AP, l'Actigraph est utilisé chez des enfants typiquement développés (TD) et atteints de PC. L'IMU, enregistrant et stockant la quantité de mouvement par unité de temps, est associé à un système de classification afin de catégoriser l'AP.

2.5.2 Méthodologie de classification par seuil

Plusieurs seuils ont été développés pour différencier les activités SED, les APF et les APME. Certaines études, comme celles de Gorter et al (65), Mitchell et al(47) et Obeid et al (43), se basent sur des seuils établis chez des enfants typiquement développés par Evenson et al (66) et par Butte et al (67). Si ces seuils ont parfois été utilisés chez la population des paralysés cérébraux, la dépense énergétique, plus élevée pour un mouvement chez un individu atteint de PC que chez un individu TD, fausse la validité de ces seuils. Ils ne sont pas représentatifs du niveau d'activité dans lequel le PC se trouve (61).

D'autres études proposent des seuils en fonction de l'âge et du niveau GMFCS (**Tableau 2**). Elles s'appuient sur les courbes « Receiver Operating Characteristic (ROC) » appelées aussi courbes sensibilité/spécificité (50,61,62,68).

Mettre en place des seuils par catégories est indispensable. D'une part parce que la motricité mature d'un adulte est différente de celle d'un jeune enfant qui aura des patterns de mouvements immatures et une intensité de l'activité très fluctuante (69). D'autre part, en fonction du niveau de GMFCS, l'efficacité mécanique, les patterns de mouvements atypiques et le coût énergétique seront variables et requièrent des seuils adaptés à la large population des PC (61).

Tableau 2 – Tableau récapitulatif des seuils de différenciation du niveau d'intensité de l'AP en fonction de l'âge et du niveau GMFCS

Auteur	Age	Localisation du capteur	Seuils (count-per-minut) pour un accéléromètre triaxial
Oftedal et al. (50)	18-36 mois	Lombaire	GMFCS I à III : SED < 480 GMFCS IV et V : SED <120
Keawutan et al. (62)	4-5 ans	Lombaire (L2)	GMFCS I : SED < 1200 GMFCS II : SED < 1116 GMFCS III: SED < 756 GMFCS IV : SED < 720 GMFCS V : SED < 192
Trost et al. (61)	5-8 ans	Crête iliaque	GMFCS I: SED<288≤APF<2896≤APME GMFCS II: SED<288≤APF<2740≤APME GMFCS III: SED<288≤APF<2676≤APME

SED, activité de type sédentaire ; APF, Activité Physique de Faible intensité ; APMV, Activité Physique d'intensité Modérée à Elevée.

Trost et al.(61) et Janssen et al.(70) modèrent l'utilisation de cette approche par seuil en relevant qu'elle classe à tort l'activité dans 30 à 45% des cas et sous-estiment considérablement les niveaux d'activité physique des enfants atteints de handicaps moteurs plus graves.

La difficulté d'établir des seuils valides réside dans plusieurs éléments.

Le premier correspond à l'outil de référence qui permet de valider les seuils. Certaines études s'appuient sur la calorimétrie indirecte (61,68), tandis que d'autres favorisent l'observation directe (50,62). Ces outils peuvent amener à établir des seuils qui sous ou surestiment l'intensité d'une activité physique. Le second obstacle est la création d'échantillon représentatif de la population. Les études séparent, généralement, les enfants déambulants des non-déambulants. Cependant, au sein de chacune de ces catégories, il existe de grandes disparités des incapacités motrices. Cette considération rend les seuils plus ou moins valides.

Enfin les seuils sont établis pour une localisation précise de l'accéléromètre. Ils ne seront pas valides pour un capteur situé à un autre endroit. La majorité des études les localisent au niveau du bas du dos ou de la crête iliaque (50,61,62,68). Or ce placement peut être discuté puisqu'il ne prend pas en compte les mouvements des membres supérieurs et prive une partie des mouvements produits par ceux qui ont une mobilité restreinte. Cette difficulté de classification se traduit par un manque de précision pour différencier les niveaux d'AP. Ceci explique les choix méthodologiques de regroupement des niveaux d'AP d'intensité modérée à très élevée en une seule catégorie d'AP d'intensité modérée à très élevée (50,61,62,68).

D'autres études menées à l'aide d'accéléromètres s'attèlent à établir des équations afin de transformer la quantité de mouvements en dépense énergétique. La relation entre ces deux mesures est établie à l'aide d'une régression linéaire et en s'appuyant sur les seuils de dépense énergétique établis pour démarquer les niveaux d'activités. Le développement de ces équations n'est pas approfondi puisque la littérature montre qu'elle ne permet pas d'obtenir un système de classification précis (64,70).

2.5.3 Capteurs inertiels et classification par algorithme ou Machine Learning

De nouvelles approches, utilisant l'intelligence artificielle, ont été développées pour traiter les données de l'accéléromètre afin d'évaluer de manière plus précise l'AP et le comportement sédentaire chez les enfants atteints de PC. Les méthodologies basées sur les reconnaissances des formes, telles que celles qui utilisent des approches appelées « Machine Learning » ou « Apprentissage Automatique », ont le potentiel d'améliorer la précision de l'évaluation de l'AP. Ces techniques permettent de classer et de décrire, dans le but de prédire des résultats sur la base de connaissances antérieures ou de caractéristiques reconnaissables, des données brutes issues de capteurs inertiels. Ainsi elles peuvent détecter si l'activité est réalisée en décubitus, assis ou debout et élaborer un système de classification des niveaux d'intensité des activités (71).

Copiant sur les précédentes études réalisées sur les seuils, les méthodologies cherchent à distinguer et quantifier les activités de type sédentaire et les APF et APME (71–73).

La précision de la classification dépend de plusieurs éléments, dont le nombre de capteurs utilisés, leurs localisations, le type de modèle choisi et la fenêtre de capture des données. D'après les études de Goodlich et al. (71) et Ahmadi et al. (72), chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale, les modèles de classification les plus précis sont les forêts d'arbres décisionnels (Random Forest) et les machines à vecteurs de support (Support Vector Machine). Chez les enfants TD en âge préscolaire ces modèles sont aussi les plus précis (73).

Chez les enfants en âge préscolaire, d'un point de vue statistique, les systèmes de classification sont plus précis pour un accéléromètre situé au niveau de la hanche et pour une combinaison d'accéléromètres situés à la hanche et au poignet que pour un accéléromètre

situé au poignet (73,74). Chez les enfants, de 8 à 16 ans, atteints de PC de classification GMFCS I à III, la combinaison d'accéléromètres situés à la hanche et au poignet offre une meilleure précision que pour un unique accéléromètre. Aucune différence statistiquement significative n'est retrouvée quant à la précision pour un accéléromètre situé au poignet ou à hanche (72). De même, pour ceux classés de GMFCS III et IV, la classification est plus précise lorsqu'une combinaison de capteurs situés à hanche et au poignet est utilisée. Cependant, pour un unique capteur utilisé, la classification sera plus précise lorsque le capteur est localisé au poignet (71). D'après cette étude, le résultat semble cohérent au regard des activités réalisées par cette population.

2.5.4 Avantages d'un dispositif de deux capteurs aux niveaux des poignets et autres modalités d'utilisation :

Cette disposition présente plusieurs avantages. D'abord les capteurs situés au niveau des poignets permettraient une meilleure observance lors de mesures sur de longues périodes. Ils sembleraient, par ailleurs, moins gênants à ces endroits que des capteurs situés au niveau du tronc, du dos ou de la crête iliaque et favoriseraient les mouvements naturels et spontanés (75). Ils offriraient, aussi, davantage la possibilité de capturer les mouvements des membres supérieurs qui ne peuvent être enregistrés par des dispositifs fixés au niveau de la hanche, du dos ou du tronc (75,76). Ce dernier avantage pourrait permettre d'obtenir des données sur l'activité plus proche de la réalité chez des personnes de GMFCS IV et V (71). En plus de mesurer le niveau d'activité physique globale, cette disposition permet une comparaison de l'activité entre les deux membres supérieurs. L'intérêt de cette mesure est, chez les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale (PCU), de quantifier la différence d'activité entre les deux membres supérieurs (14). Actuellement, pour mesurer et évaluer l'effet d'un traitement pour les membres supérieurs, les meilleurs outils de mesure des capacités et performances manuelles sont des échelles de basant sur l'observation (77–80). Les capteurs inertiels apportent, dans ce cadre, de nouvelles informations complémentaires. Ils offriraient des données quantitatives et des données sur l'asymétrie lors des activités bimanuelles. Couramment utilisés chez les sujets au DT pour évaluer la mobilisation du membre dominant comparé au non-dominant (81,82), ils sont aussi employés chez les personnes ayant subi un accident vasculaire cérébrale (83,84). Chez les personnes atteintes de PC, plusieurs applications pour quantifier l'activité des membres supérieurs ont été développées (85). Chez les enfants, une asymétrie est déjà remarquée. Chez les enfants en âge préscolaire, aucune

donnée n'est disponible. Or, il serait pertinent de l'évaluer dès le plus jeune âge pour comprendre comment celle-ci évolue et comment la prendre en charge.

Enfin, elle aurait, aussi, une meilleure capacité à mesurer les habitudes de sommeil (75,76).

2.5.5 Les capteurs inertiels pour la population étudiée

Les outils de référence pour distinguer et quantifier les activités sédentaires, les APF et les APME, semblent être, aujourd'hui, les capteurs inertiels. Cependant, aucune étude ne propose une classification pour différencier les trois niveaux d'activité pour des enfants atteints de PC en âge préscolaire. Seules deux études, utilisant des accéléromètres, exposent des seuils pour différencier l'activité sédentaire de la non-sédentaire pour chaque niveau de GMFCS avec une précision de classification allant de juste à bonne (50,62). Aussi, d'après nos recherches les méthodes de classification par apprentissage automatique sont plus précises que les méthodes par seuils (73). Contrairement aux enfants TD, aucune étude n'a été réalisée dans le but de développer des algorithmes de classifications chez des enfants atteints de PC en âge préscolaire. Enfin aucune étude ne présente une méthodologie pour deux capteurs placés aux poignets. Or pour une population de jeunes enfants en âge préscolaire, mesurer l'AP par des capteurs situés aux poignets a plusieurs intérêts.

Ainsi, dans la littérature, trois constats sont faits quant à l'utilisation des capteurs dans le but de quantifier les niveaux d'activité chez les personnes atteintes de PC en âge préscolaire :

1°) L'absence d'étude sur le développement de seuils pour différencier les niveaux d'activité lorsqu'elles ne sont pas de type sédentaire.

2°) L'absence d'étude sur le développement de classification par apprentissage automatique chez cette population.

3°) L'absence d'étude sur le développement de système de classification à partir de données issues de deux capteurs inertiels situés aux poignets.

3 Problématique, objectifs et hypothèses

3.1 Problématique et questions de recherche

La promotion de l'activité physique et la prévention des risques alloués à la sédentarité sont des objectifs majeurs pour le clinicien. Ils le sont d'autant plus lorsqu'un individu est sujet à des troubles du mouvement et de la posture. Les personnes atteintes de PC ont, ainsi, tendance à moins s'engager dans des activités physiques et sont plus exposées aux conséquences de la sédentarité. Ces comportements, présents très tôt, nécessitent un diagnostic et une prise en charge précoce. C'est pourquoi, il est indispensable d'utiliser des outils de mesure de l'APQ valides et fiables. Chez les enfants en âge préscolaire, l'observation directe semble être l'outil de référence. Cependant les capteurs inertiels, avantageux sur plusieurs points, se développent de plus en plus. Les méthodologies par algorithme sont les méthodes de classifications de l'activité prometteuses. Par ailleurs, au sujet des personnes atteintes de PC en âge préscolaire, une carence dans la littérature a été relevée puisqu'aucune étude ne met en place de système de classification par ces outils. Enfin, un dispositif utilisant deux capteurs au niveau des poignets n'a jamais été investigué. Il présenterait les avantages, en plus de quantifier l'AP globale, de quantifier la différence d'activité entre deux membres supérieurs et de favoriser l'observance du port des capteurs.

Les mots clés suivants sont relevés lors de la mise en place du cadre conceptuel :

- paralysie cérébrale
- âge préscolaire
- niveau d'intensité de l'activité physique
- capteur inertiel
- poignets

Le raisonnement décrit précédemment aboutit à la problématique subséquente :

Un ensemble de deux capteurs inertiels localisés aux poignets et associés à l'intelligence artificielle est-il valide pour différencier et quantifier les niveaux d'activité physique chez les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale en âge préscolaire lors d'un protocole semi-standardisé ?

L'intention de fond qui accompagne cette problématique est de quantifier l'activité en conditions écologiques. La question de recherche sous-jacente est la suivante : **un ensemble de deux capteurs inertiels localisés aux poignets et associés à l'intelligence artificielle est-**

il valide pour mesurer l'activité physique quotidienne d'enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale en âge préscolaire ?

L'application des capteurs inertiels ne se cantonne pas seulement à la quantification de l'activité physique globale. Deux capteurs fixés aux poignets pourraient quantifier et différencier l'activité des membres supérieurs. La seconde question de recherche sous-jacente apparaît : **un ensemble de deux capteurs inertiels fixés aux poignets est-il capable de différencier et quantifier l'activité des membres supérieurs d'enfants atteints de paralysie cérébrale en âge préscolaire ?**

3.2 Objectifs

L'objectif de cette étude est d'évaluer la validité de concurrence entre deux capteurs inertiels localisés aux poignets associés à l'intelligence artificielle et l'observation pour différencier deux niveaux d'activité physique et les activités de type sédentaire chez des enfants atteints de paralysie cérébrale en âge préscolaire. Pour cela, il s'agira de proposer un système de classification par apprentissage automatique pour déterminer les trois niveaux d'activité physique.

Deux objectifs secondaires joignent ce premier. Tout d'abord il s'agira de vérifier la validité de concurrence du système de classification proposé en milieu écologique de l'enfant dans le but de mesurer son activité physique quotidienne. Ainsi les résultats du système de classification seront comparés à un agenda d'observation. Puis la faisabilité d'utiliser ce dispositif pour quantifier l'activité de chaque membre supérieur sera évaluée.

3.3 Hypothèses

H1 : Nous partons de l'hypothèse selon laquelle un dispositif de deux capteurs inertiels situés aux poignets associé à l'intelligence artificielle est un outil valide pour différencier et quantifier des niveaux d'intensité d'activité et les temps de sédentarité lors d'un protocole semi-standardisé pour des enfants en âge préscolaire atteints de paralysie cérébrale unilatérale.

H2 : Nous émettons l’hypothèse selon laquelle ce dispositif associé à l’intelligence artificielle est un outil valide pour quantifier l’activité physique quotidienne en environnement écologique d’enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale en âge préscolaire.

H3 : Nous émettons l’hypothèse selon laquelle il est faisable d’utiliser ce dispositif associé à l’intelligence artificielle dans le but de quantifier la différence d’activité motrice entre deux membres supérieurs d’un enfant atteint de paralysie cérébrale unilatérale en âge préscolaire.

4 Méthodologie

Afin de répondre à la question de recherche, une revue de la littérature, dont les résultats sont présentés dans le cadre conceptuel, a été réalisée. Ne trouvant pas de réponse à la question de recherche, un protocole expérimental a été envisagé.

C’est dans le cadre du projet CAP’ (approuvé par un Comité de Protection de la Personne et de numéro d’enregistrement 29DRC19.0050/N2019-A01173-54) que celui-ci a été mis en place. Le projet CAP’ cherche à évaluer les changements induits par la thérapie HABIT-ILE (Hand and Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremity) (86) chez les enfants atteints de PC en âge préscolaire. Cette thérapie est un type de rééducation intensive qui implique une stimulation constante des membres supérieurs et inférieurs. Si elle a montré une amélioration de la fonction motrice chez les enfants de plus de 6 ans, l’objectif est désormais de mesurer ses effets chez 100 enfants d’âge préscolaire. Ces enfants seront répartis de manière randomisée entre un groupe « thérapie » qui recevra la thérapie HABIT-ILE et un groupe « contrôle » qui fera des activités motrices habituelles. Au sein du protocole, des enfants ont porté des capteurs inertiels pour mesurer les niveaux d’AP pendant les évaluations, leur stage et durant leur vie quotidienne afin de savoir si la thérapie HABIT-ILE avait un impact sur les temps d’AP et sur leur intensité. Les capteurs, portés aux niveaux des poignets, permettaient aussi de comparer l’activité du membre hémiparétique et du membre supérieur sain. En partenariat avec le Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Brest, les données d’enfants participants au projet CAP’ ont été utilisées pour réaliser cette étude.

4.1 Population

Cette étude transversale se base sur un échantillon de cinq enfants atteints de PC qui étaient suivis au CHU de Brest et participaient au projet CAP'. Ces 5 sujets ont été retenus de manière aléatoire parmi les 24 participants du projet CAP' à Brest. Les données descriptives des participants sont exposées dans le **Tableau 3**. La méthodologie de recrutement avait suivi celle de ce projet.

Les critères d'inclusion étaient le diagnostic d'une PC unilatérale, un âge compris entre 1 et 4 ans inclus. Les sujets devaient être classés de GMFCS I à III et devaient donc être capables de marcher avec ou sans aide technique. Ils devaient avoir la capacité de suivre des instructions et d'effectuer des tests adaptés à leur âge.

Les critères d'exclusion étaient la présence d'antécédents d'injection de toxine botulique dans les six derniers mois ou d'intervention chirurgicale dans la dernière année. Les sujets ne devaient pas présenter de déficit visuel sévère, de déficit cognitif et d'épilepsie non équilibrée.

Un consentement éclairé, écrit et signé a été obtenu des parents ou tuteurs des enfants.

Tableau 3 – Tableau présentant les caractéristiques descriptives des participants

Numéro d'anonymat	Sexe	Age (mois)	Origine de la lésion cérébrale	Type	Coté affecté	GMFCS (niveau)	MACS (niveau)	Groupe (randomisation)
02_08_02	F	54	AVC	HP	Droit	I	2	Contrôle
02_04_02	F	37	AVC	HP	Droit	I	2	Thérapie
02_06_02	F	46	AVC	HP	Droit	I	2	Contrôle
02_07_02	F	52	AVC	HP	Droit	I	1	Thérapie
02_06_01	F	44	AVC	HP	Droit	I	1	Thérapie
Moyenne		46,6						

AVC, Accident Vasculaire Cérébrale ; HP, Hémiplégie ; GMFCS, Gross Motor Function Classification System ; MACS, Manual Ability Classification System

4.2 Mesure et Protocole

Protocole

Les participants devaient réaliser un protocole d'activités semi-standardisé qui tentait de se rapprocher d'activités effectuées dans la vie quotidienne. Le protocole était réalisé sur une session d'une heure et comprenait les séquences d'activité suivantes : 1°) Faire une activité de type sédentaire (l'enfant était allongé ou assis et regardait un dessin-animé ou un livre), 2°)

Réciter une comptine chorégraphiée (l'enfant était assis ou debout et récitait une comptine en réalisant la chorégraphie qui l'accompagne), 3°) Faire un jeu de construction (l'enfant était assis sur une chaise face à un bureau et réalisait une construction avec des cubes en bois en utilisant les deux mains), 4°) Ranger le jeu construction (l'enfant était assis et devait réaliser l'activité le plus rapidement possible avec la consigne d'utiliser les deux mains, 5°) Marcher à vitesse confortable (marche à une vitesse confortable, choisie par l'enfant après avoir reçu la consigne de « marcher normalement ou tranquillement » ou « marcher sans faire de bruit »), 6°) Courir (l'enfant courait après avoir reçu l'instruction de « courir aussi vite que possible »). Inciter un enfant en bas âge à suivre une trame est difficile, c'est pourquoi un protocole semi-standardisé a été préféré à un standardisé. Afin de le rendre plus ludique, des accessoires, jeux et comptines ont été utilisés pour encourager l'enfant à s'engager dans les activités et démontrer ses compétences motrices de la manière la plus naturelle possible. Lors des activités plus intenses telles que ranger les blocs dans une boîte, marcher ou courir, un masseur-kinésithérapeute accompagnait le participant afin que celui-ci maintienne un rythme durant l'épreuve. Chaque activité devait durer au minimum 3 minutes fractionnées ou cumulées.

Instrumentation

La quantité de mouvement a été enregistrée par deux capteurs inertiels synchronisés dans le temps (Physilog 5®, GaitUp) (**Figure 2**) durant la réalisation du protocole semi-standardisé. Physilog 5® est composé d'un gyroscope et d'un accéléromètre en trois dimensions. Il peut enregistrer des données brutes sur une carte Secure Digital (SD) directement intégrée au capteur. Ces données sont ensuite traitées par un algorithme spécifique. Les signaux d'accélérations des trois axes (x, y et z) sont transformés en une unique magnitude ou norme vectorielle (MV) en utilisant l'équation :

$$MV = \sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$$

Associés à ces signaux, le gyroscope offre des données sur la vitesse angulaire. Les premiers signaux sont basés sur le changement de vitesse linéaire en dynamique et sur l'inclinaison statique, tandis que les seconds dépendent du changement d'orientation. Ainsi ils représentent des aspects différents du mouvement qui peuvent être combinés pour donner la fenêtre de puissance (87), dont l'équation est :

$$P_{window}(T) = \sum_{x,y,z} range_T(acc_i).range_T(gyr_i)$$

T est la fenêtre temporelle, acc_i et gyr_i sont les composants de l'accéléromètre et du gyroscope. Une fenêtre est détectée comme un mouvement si la puissance de la fenêtre est plus grande qu'un seuil fixé au préalable. Les fenêtres temporelles sont fixées à 10s. Cette méthode permet d'obtenir la quantité d'activité.

Ces capteurs étaient fixés au niveau des poignets droit et gauche par bracelets de tissus et des bandes de velcro (**Figure 3**).



Figure 2 - Système de fixation du capteur inertiel au poignet



Figure 3 - Capteur Physilog5®

4.3 Différenciation des niveaux d'AP lors du protocole semi-standardisé

4.3.1 Observation directe et procédure de cotation de l'activité

Dans le but de développer un système de classification par seuil et de valider un système de classification par algorithme, les participants ont été filmés durant la réalisation du protocole, de manière synchronisée aux enregistrements des capteurs inertiels (**Figures 4 et 5**). Les enregistrements vidéo ont été faits par une caméra du laboratoire du CHU. Ceci a permis de classer, par l'observation directe, l'activité de chaque participant en différents niveaux d'AP.



Figure 4 - Illustration d'un participant réalisant une activité physique de faible intensité



Figure 5 - Illustration d'un participant réalisant une activité physique d'intensité modérée à élevée

La classification par observation directe s'est faite grâce au logiciel Behavioral Observation Research Interactive Software (BORIS). La cotation de l'activité en activité de type sédentaire, de faible intensité ou d'intensité modérée à élevée a été permise par l'utilisation de l'échelle **OSRAC-P (Tableau 1)**. Cette échelle a été sélectionnée comme outil de référence pour classer les niveaux d'AP chez les enfants en âge préscolaire. D'après la littérature, aucun Gold Standard n'existe pour cette population. Comparé à la mesure de la dépense énergétique, c'est le système de classification par observation directe qui est l'outil privilégié par les chercheurs (9). L'échelle OSRAC-P a été choisie sur avis d'experts et sur la base de plusieurs arguments. D'abord il s'agit d'une échelle spécifique à la tranche d'âge préscolaire (60). C'est l'échelle la plus utilisée dans les études de validation et de calibration des accéléromètres pour quantifier l'activité physique chez les enfants de cette catégorie d'âge (88). Elle a démontré une bonne validité et une bonne fiabilité (9). Enfin, les échelles BEACH-ES, SOFIT et SOPLAY, par leur construction et leur ancienneté, semblaient moins pertinentes.

L'activité est cotée toutes les 10 secondes. Dès que le participant sort du champ de la caméra, la période était cotée « non notée » et elle était exclue des données analysées.

Toutes les vidéos sont cotées par un unique observateur.

4.3.2 Traitement des données

Les données issues des capteurs inertiels ont été traitées par caractéristiques. Ces dernières ont ensuite été répertoriées et utilisées pour élaborer un système de différenciation des niveaux d'AP. Le **tableau 4** présente les différentes caractéristiques qui ont été étudiées dans les domaines du temps et de la fréquence pour une fenêtre de temps donnée.

Pour chaque participant et pour les capteurs situés à droite et à gauche, les caractéristiques suivantes sont calculées par fenêtre temporelle :

- La puissance de la fenêtre, à partir de l'accélération et de la vitesse angulaire (présentée précédemment),
- L'énergie libérée par un bras,
- L'accélération (Norm-1 ou Norm-2).

Pour chaque fenêtre temporelle et chaque caractéristique, les éléments suivants sont calculés : le maximum, la moyenne, la médiane, l'étendue, l'écart-type et la somme.

Dans le domaine de la fréquence, pour le signal d'un échantillon d'une fenêtre de temps T, la moyenne de la fréquence et la composante DC qui est une valeur moyenne d'un signal durant une période, sont recherchées.

Tableau 1- Tableau présentant les caractéristiques recherchées et les données statistiques calculées

	Domain	Computed feature over a window T
Energy E	Time	$\max(E), \text{mean}(E), \text{range}(E), \text{std}(E), \text{sum}(E)$
	Frequency	$f\text{mean}(E), DC(E)$
Acceleration (norm 1) $\ acc\ _1$	Time	$\max(\ acc\ _1), \text{mean}(\ acc\ _1), \text{range}(\ acc\ _1), \text{std}(\ acc\ _1), \text{sum}(\ acc\ _1)$
	Frequency	$f\text{mean}(\ acc\ _1), DC(\ acc\ _1)$
Acceleration (norm 2) $\ acc\ _2$	Time	$\max(\ acc\ _2), \text{mean}(\ acc\ _2), \text{range}(\ acc\ _2), \text{std}(\ acc\ _2), \text{sum}(\ acc\ _2)$
	Frequency	$f\text{mean}(\ acc\ _2), DC(\ acc\ _2)$
Power	Time	P_{window}

4.3.3 Développement d'une classification par algorithme

L'algorithme de regroupement K-means

K-means ou K-moyennes est une méthode de regroupement autonome et non supervisée. Il s'agit d'un algorithme qui, par l'intelligence artificielle, se développe de manière indépendante. A partir d'un ensemble de données de caractéristiques, il peut les séparer en différentes catégories qui sont appelées « clusters ». Cette méthode est avantageuse dans le sens où elle ne nécessite que le nombre de clusters attendus en paramètre d'entrée. Dans le cas présent, les clusters correspondront aux trois niveaux d'intensité de l'AP recherchés.

Au regard des trois catégories présentées plus tôt (SED, APF et APME), il semble pertinent que le nombre de clusters à détecter soit de trois. Statistiquement il est possible de vérifier que ce chiffre est pertinent en utilisant l'« elbow method » (**Figure 6**). Cette méthode consiste en un regroupement de plusieurs valeurs d'un niveau d'AP. L'évolution de la performance du regroupement montre généralement une rupture appelée coude. Ce coude indique le nombre optimal de regroupements à utiliser. Cette opération a été réalisée pour plusieurs participants et pour plusieurs caractéristiques et confirme que le nombre de clusters idéal est de 3.

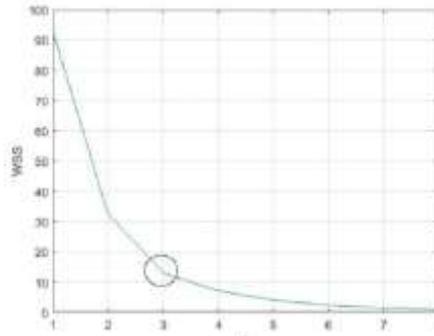


Figure 6 - Courbe de l'elbow method montrant le nombre optimal de catégorie à développer

Fenêtre temporelle

Le calcul des caractéristiques dépend de la durée de la fenêtre temporelle. L'analyse des données montre que plus cette fenêtre de temps est courte plus les valeurs extrêmes apparaîtront. Par l'intermédiaire de la granularité des données, la durée de la fenêtre influencera la distribution des caractéristiques et impose un choix réfléchi de celle-ci. La solution qui a été trouvée consistait à utiliser deux fenêtres temporelles. Une première fenêtre temporelle « coulissante », appelée « $window_{unit}$ », était utilisée pour calculer les caractéristiques et les prédictions. Une fenêtre temporelle plus large, « $window_{av}$ », était ensuite utilisée pour faire la moyenne de ces prédictions et donner la granulation désirée du résultat. « $Window_{unit}$ », limitée à une seconde, définissait le comportement de l'algorithme et devait être la même pour le traitement des données du protocole semi-standardisé et des données issues des mesures en conditions de vie réelle. « $Window_{av}$ » pouvant être modulable, une fenêtre de 10 secondes a été choisie pour les mesures du protocole semi-standardisé et 1 minute pour les mesures en conditions de vie réelle.

4.3.4 Validité de la classification par calcul du score de prédiction

Le calcul d'un score de prédiction a pour but de donner un indicateur de validité de concurrence des prédictions issues de l'algorithme comparées aux observations. Dans les deux cas, pour chaque intervalle de temps, un niveau de l'intensité de l'AP correspondait. Le score de prédiction correspond au ratio entre le nombre intervalle où la prédiction et l'observation concordent et le total des intervalles :

$$\text{Score de prédiction} = \frac{\text{Prédictions correctement catégorisées}}{\text{Total des observations}} \times 100$$

4.4 Evaluation du système de classification en conditions de vie réelle

Enregistrement des données de mouvement et transcription de l'activité

Pour vérifier la faisabilité du modèle en milieu écologique, 3 sujets, tirés au hasard, ont porté deux capteurs inertiels aux poignets droit et gauche entre 9h et 16h pendant 5 à 10 jours. Toutes les activités de veille, hormis les périodes de sommeil, ont été enregistrées par les capteurs. La première partie de cette étude avait pour but de mettre en place et de valider un système de classification par l'algorithme K-means pour quantifier l'AP par des capteurs inertiels situés aux poignets. Une fois établi, les données de l'activité physique quotidienne des participants ont pu être catégorisées par l'algorithme en faisant la moyenne de l'intensité de l'AP sur une minute et ce pour toute la journée.

En parallèle aux enregistrements, les tuteurs des participants devaient compléter un agenda quotidien (**Annexe 1**). L'agenda est un outil qui permet de rapporter par créneau de temps les activités effectuées par un individu sur une journée entière. La population d'âge préscolaire, étant dépendante, requérait l'aide d'une tierce personne pour rapporter son activité. Cet outil a été préféré à l'observation directe car filmer les enfants dans leur espace écologique et catégoriser leurs activités réalisées sur une journée entière aurait été trop contraignant.

Les tuteurs avaient pour mission de retranscrire les activités des participants lorsque ceux-ci portaient les capteurs. Ils y indiquaient le nom de l'activité, le créneau horaire durant laquelle elle était réalisée, le type de motricité du membre supérieur, dans quelle position se trouvait le participant et le moyen de déplacement qu'il utilisait. Un espace était dédié aux remarques libres. Ils commençaient à le remplir à partir du moment où les capteurs inertiels étaient portés et activés. Les activités de sommeil tant durant la nuit que durant la sieste n'étaient pas rapportées. Entre 12h et 14h, l'activité ne devait pas être reportée car ce créneau était considéré comme le créneau de sieste. A l'issue des journées d'enregistrement, les agendas ont été recueillis, scannés et enregistrés dans une base de données.

Validité de concurrence

La prédiction de l'AP par le dispositif de deux capteurs associé à l'algorithme K-means devait être validée en comparaison aux données issues des agendas.

Pour un jour d'enregistrement, tiré au hasard et pour chaque participant, les données obtenues sous forme de série chronologique (**Figure 7**) ont été comparées aux données rapportées dans l'agenda à la journée correspondante afin de vérifier que les données concordaient. Le choix

méthodologique, pour l'évaluation de la validité de concurrence de l'outil à partir des données de seulement un jour par participant, est la conséquence de contraintes temporelles.

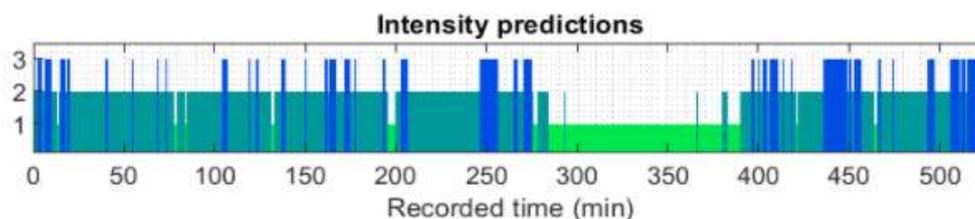


Figure 7 – Série chronologique de l'intensité de l'activité de la journée 9 du participant 02-06-02. L'axe des abscisses correspond au temps exprimé en minutes. L'axe des ordonnées exprime de manière numérique l'intensité de l'activité où 1 correspond à une activité sédentaire, 2 est une APF et 3 est une APME.

Pour ce faire, un opérateur faisait le lien entre l'activité enregistrée par les capteurs inertiels et celle décrite par les tuteurs. Pour pouvoir comparer les niveaux d'intensité de l'AP, il devait traduire, à l'aide de l'OSRAC-P, le niveau d'activité relatif à cette activité rapportée. Par exemple si les tuteurs avaient mentionné une activité « peinture », l'opérateur se représentait l'activité comme une activité d'intensité faible avec, éventuellement, des courtes périodes d'activité sédentaire et des périodes d'intensité modérée à élevée.

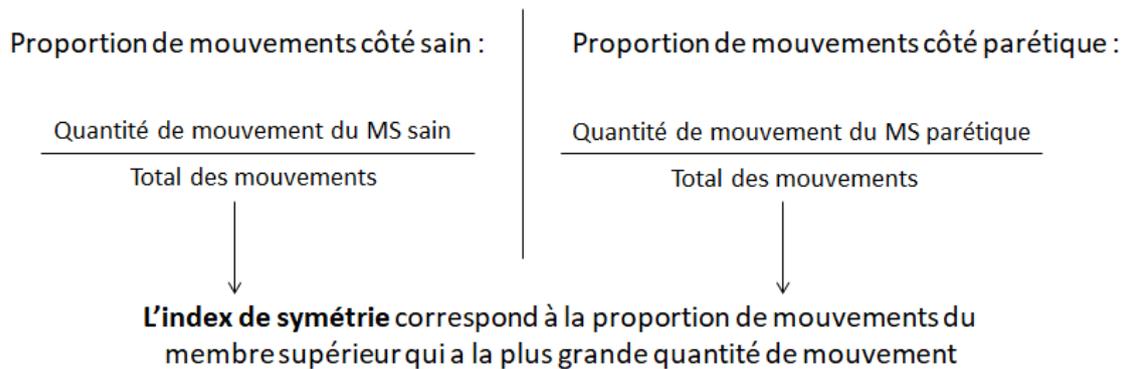
Grâce à un tableur, il comparait ce niveau d'activité estimé à celui obtenu par les capteurs inertiels et l'algorithme K-means. Il s'agissait, avant tout d'identifier les aberrations parmi les données issues des capteurs plus que d'affirmer une réelle concordance. Un exemple d'évaluation pour un des trois participants pour un jour tiré au hasard est présenté dans le **tableau 5**.

Tableau 2 - Illustration d'une évaluation de la concordance entre les activités issues d'un agenda et la prédiction issue des deux capteurs et de l'algorithme

Activité	Heures	Correspondance en minutes	Niveau d'activité enregistré par les capteurs inertiels + IA	Evaluation de concordance/anomalités
Départ pour école + trajet voiture	8h-8h30	0-30	MVPA / LPA / au moment SED	Incohérence → Pics MVPA
Jeux en classe + écoute d'histoire	8h30- 9h	30-60	LPA ++ / 2 pics MVPA	Bon
Motricité (enfant en observation)	9h - 9h15	60- 75	LPA ++ / 2 pics MVPA	Bon
Toilette + regroupement classe assis + comptine + jeux de mains + histoire	9h15-9h45	75-105	LPA ++ / 2 coupures SED	Bon
Récréation	9h45- 10h15	105-135	LPA ++ / MVPA +	Bon
Atelier autonome + regroupement assis sur tapis	10h30- 11h30	150-210	LPA ++ / MVPA + / SED : 1 coupure	Bon
Cantine	11h30- 12h30	210-270	LPA ++ / MVPA +	Bon
Préparation pour sieste, sieste et lever	12h30- 14h45	270-405	SED ++ / piques LPA et MVPA	Piques MVPA et LPA lors de Préparation et la fin de la sieste.
Activité transvasement pâte à modeler	14h45- 15h45	405-465	LPA ++ / MVPA ++ / une coupure SED	Bon
Regroupement, chant et histoire	15h45- 16h	465-480	LPA ++ / 3 piques MVPA / une coupure SED	Bon
Gouter	16h - 16h15	480-495	LPA / piques MVPA	Pics MVPA incohérents
Jeux extérieur	16h15 - 16h30	495-510	piques MVPA / LPA ++	bon
Départ vers maison + voiture	16h30- 17	510-540	MVPA ++ / coupures LPA	Incohérence → Activité de type SED et ne devrait pas présenter des pics MVPA

4.5 Quantification de l'activité des membres supérieurs

L'évaluation de la faisabilité d'utiliser un dispositif de deux capteurs inertiels fixés aux poignets pour quantifier l'activité des deux MS s'est faite par deux manières. La première est la comparaison des durées totales de mouvements détectés par les capteurs et par observation pour chaque MS. La seconde est la comparaison des indices de symétrie calculés à partir de l'observation et des données issues des capteurs. Le calcul de l'indice ou index de symétrie (IS) passait par le calcul de la proportion de mouvement de chaque membre supérieur sur la durée totale du protocole semi-standardisé, et ce de la manière suivante :



Plus les IS issus des deux outils étaient proches, plus il était estimé faisable de quantifier l'activité des MS par l'intermédiaire de deux capteurs fixés aux poignets.

Données issues des capteurs

Afin de déterminer les périodes de mouvement, un seuil de détection de mouvement a dû être défini. Pour l'élaborer les données issues du protocole semi-standardisé de deux participants sélectionnés au hasard ont été utilisées. A partir de l'analyse de la distribution des caractéristiques des données, un seuil de détection du mouvement a été établi à 2000rad.m.s⁻³. Il a ensuite été appliqué aux données issues du protocole semi-standardisé de tous les participants. Il a permis de catégoriser toutes les données puis de déterminer la période totale durant laquelle un mouvement était détecté pour les deux MS. A partir de ces prédictions de mouvement, l'IS a été calculé pour chaque participant.

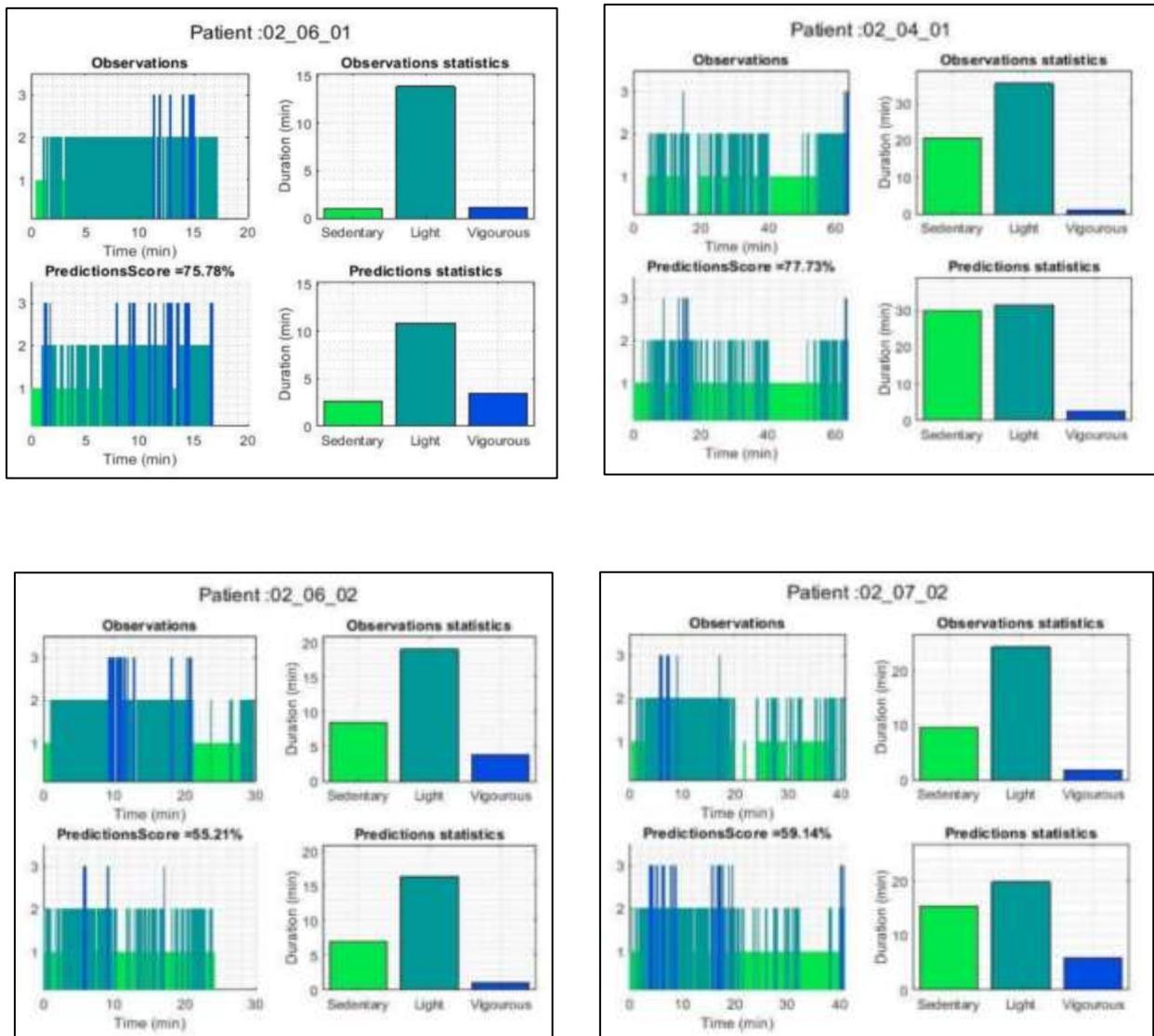
Données issues de l'observation directe

Selon la même procédure que pour la cotation de l'activité physique globale, l'activité des membres supérieurs durant le protocole semi-standardisé a été soumise à la classification par observation directe. Le même observateur classait l'activité de chaque membre supérieur selon les trois catégories suivantes : volontaire, non volontaire et sans mouvement. Cette classification par observation avait pour but de déterminer la période totale de mouvement volontaire des deux membres supérieurs afin de calculer un IS.

5 Résultats

5.1 Résultats du protocole semi-standardisé

Après la récolte et le traitement des données issues de la méthode par prédiction et de la méthode par observation, celles-ci ont été présentées sous forme d'une série chronologique à trois rangées contenant les prédictions des différents niveaux d'intensité, sous format numérique (**Figure 6**). Cette représentation graphique permet de connaître le début et la fin de l'intervalle de la fenêtre et l'intensité de l'AP qui y était associée. L'axe des abscisses représente le temps en minutes. Durant le protocole semi-standardisé, à 0 minute, les capteurs sont allumés et l'observation directe débute.



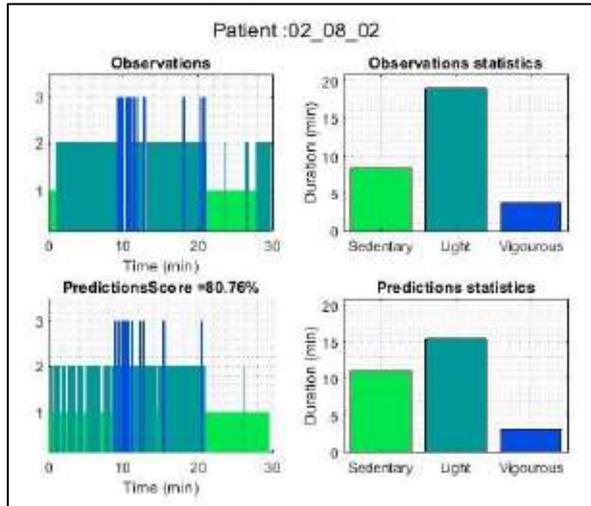


Figure 6 : Séries chronologiques et diagrammes en barres issus des données de l'observation et de la prédiction pour chacun des participants.

Observations : série chronologique de l'intensité de l'activité issue de l'observation directe. En abscisses se trouve le temps en minutes. En ordonnées, il s'agit de l'intensité de l'AP exprimée de manière numérique (1=SED, 2=APF, 3=APME)

Observations statistics : Diagramme en barres de la durée totale d'activité pour chaque niveau d'intensité de l'activité issu des données de l'observation. La durée est exprimée en minutes. Sedentary = SED, Light = APF, Vigorous = APME

Predictions : série chronologique de l'intensité de l'activité issue des capteurs inertiels et de l'algorithme K-means. En abscisses se trouve le temps en minutes. En ordonnées, il s'agit de l'intensité de l'AP exprimée de manière numérique (1=SED, 2=APF, 3=APME).

Predictions statistics : Diagramme en barres de la durée totale d'activité pour chaque niveau d'intensité de l'activité issu des données des capteurs inertiels et de l'algorithme K-means. La durée est exprimée en minutes. Sedentary = SED, Light = APF, Vigorous = APME

Les deux outils de mesure sont synchronisés de manière à ce que les mouvements enregistrés par le capteur correspondent théoriquement à l'observation. Ainsi, lorsque l'observation est arrêtée, l'enregistrement des mouvements par le capteur l'est aussi. Joint à cette figure, un diagramme en barres représente la durée totale de chaque niveau d'intensité de l'AP mesurée à partir de l'observation et des capteurs.

Qualitativement, les données issues des observations et des prédictions semblent plutôt similaires, à la fois entre les séries chronologiques et entre les diagrammes en barres.

Les séries chronologiques montrent des variations entre les différents niveaux de l'intensité de l'activité, appelées aussi granularités, plus importantes pour la méthodologie par prédiction. Cette tendance est similaire pour chaque patient.

Les diagrammes en barres mettent en avant que pour 4 des 5 participants (02-04-01, 02-06-01, 02-07-02 et 02-08-02), par rapport à l'observation, le temps prédit en SED et en APME est un peu plus important pour la méthodologie par prédiction. Tandis que, pour cette même méthodologie, les diagrammes en barres pour le temps prédit en APF sont, pour les 5 participants, toujours inférieurs à ceux de la méthodologie par observation.

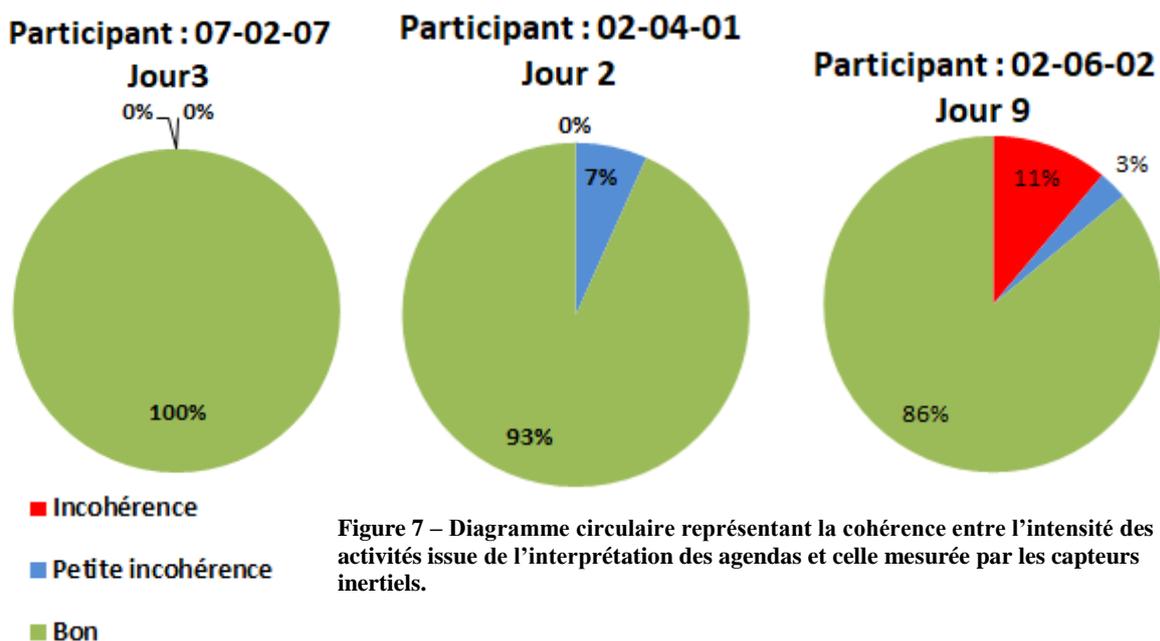
Les scores de prédiction calculés à partir des données de l'observation et des capteurs inertiels sont présentés dans le **Tableau 7**. Le score de prédiction est supérieur à 75% pour trois des participants. Pour les deux autres participants, ce score est compris entre 55% et 60%.

Tableau 3 – Tableau présentant le score de précision du système de classification par algorithme K-means pour chacun des participants

Participant	Score de prédiction
02-04-01	77.73%
02-06-01	75.78%
02-06-02	55.21%
02-07-02	59.54%
02-08-02	80.76%

5.2 Evaluation en conditions réelles

Pour les participants 07-02-07, 02-04-01 et 02-06-02, les activités quotidiennes ont été relevées par les capteurs inertiels et catégorisées par l'algorithme K-means mis en place. Parallèlement les agendas remis aux tuteurs ont été recueillis. L'observateur a, ensuite, interprété les activités des agendas en niveaux d'intensité d'AP. Puis il a évalué la cohérence entre son estimation de l'AP et les données enregistrées par les capteurs. Pour chaque participant, la répartition du temps entre données jugées « cohérentes », « peu cohérentes » et « incohérentes » a été calculée afin d'avoir une représentation globale du pourcentage de concordance entre données mesurées par les capteurs et les données des agendas (**Figure 7**).



Sur les trois jours analysés une grande partie des interprétations du niveau d'intensité des activités est cohérente avec le niveau d'intensité d'AP enregistré par les capteurs et classé par l'algorithme. Cependant certaines incohérences sont relevées notamment lors de trajets en voitures pour le sujet 02-06-02. L'activité du participant y est jugée comme majoritairement sédentaire par l'observateur or les données enregistrées par les capteurs montrent, pour une grande partie du temps, un niveau d'APME. Pour ce même sujet le temps de « goûter » est enregistré en APF avec plusieurs pics d'APME. Au regard de ces pics, l'observateur a jugé peu cohérent les enregistrements par rapport à son interprétation. Pour le sujet 02-04-01, la seule petite incohérence retrouvée était pour « la chasse aux carambars » où les tuteurs avaient mentionné que le participant était debout, marchait et courait or les capteurs avaient enregistré une APF.

Au total, sur 1440 minutes d'activités comparées, 1335 minutes sont jugées bien catégorisées, 45 minutes enregistrées et catégorisées par l'algorithme sont jugées peu cohérentes et 60 minutes sont jugées incohérentes.

5.1 Quantification de l'activité des membres supérieurs

Pour la détection du mouvement, un seuil à $2000 \text{ rad.m.s}^{-3}$ a été établi à partir de la caractéristique « puissance » des données. La somme des intervalles de temps, pour les deux membres supérieurs durant lesquels l'activité était classée en mouvement volontaire, est présentée dans le **Tableau 6**. Ces données permettent de calculer l'IS entre les membres parétiques et sains.

Tableau 4 - Total des temps de mouvement détecté par observation et par prédiction et résultats du calcul de l'Indice de Symétrie

Participant	Observations			Détection		
	Durée (minutes)		Indice de symétrie	Durée (minutes)		Indice de symétrie
	Côté parétique	Côté sain		Côté parétique	Côté sain	
02-04-02	38.16	38.16	50%	5.83	8.67	59.8%
02-06-01	10.65	12.15	53.3%	7.50	8.33	52.6%
02-06-02	7.67	12.18	61.4%	10.17	6.50	61.0%
02-07-02	18.31	24.49	57.2%	6.67	6.83	50.6%
02-08-02	15.01	19.01	55.9%	9.17	10.33	53.0%

A partir de ces résultats, les constats suivants sont réalisés :

Les observations du sujet 02-04-02 attirent l'attention puisque les durées des mouvements volontaires sont similaires pour les deux côtés. La probabilité que les deux membres supérieurs aient produit exactement la même durée de mouvement volontaire est très réduite. Il peut être supposé que les observations d'un côté ont été accidentellement copiées sur l'autre côté. Par conséquent, afin d'éviter de fausser les résultats, les données pour ce participant sont exclues. Ainsi, les données de seulement 4 des participants ont été interprétées.

La comparaison des périodes de mouvements montrent plusieurs différences entre les méthodes par observation et par détection du mouvement par des capteurs inertiels. Premièrement, dans le cas de l'observation, pour tous les sujets, les durées des périodes de mouvements sont plus importantes pour le côté sain comparé au côté parétique. Dans le cas de la méthode par détection, cette tendance est également retrouvée sauf pour le sujet 02-06-02 pour qui la période de mouvement volontaire pour le membre supérieur hémiparétique est nettement supérieure à celle du côté sain. Deuxièmement, pour tous les sujets, la durée totale de mouvements détectés par les capteurs est largement inférieure à la durée totale de mouvements observés.

La différence entre les IS issus de l'observation et de la prédiction, allant de 0,4% à 2,9%, est très réduite pour trois des quatre participants. Pour le sujet 02-07-02 une différence de plus de 6,8% est observée entre prédiction et observation.

6 Discussion

Cette étude avait pour objectif d'évaluer la validité de mesure de l'intensité de l'activité physique en trois niveaux d'enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale en âge préscolaire par deux capteurs inertiels situés au niveau des poignets.

6.1 Interprétation des résultats

Interprétation des résultats du protocole semi-standardisé

Les correspondances visuelles retrouvées entre les séries chronologiques et les diagrammes en barres supposent que la méthodologie par prédiction aurait la capacité de catégoriser les trois niveaux d'AP.

Cette analyse est soutenue par des scores de prédiction considérés comme « bons » pour 3 des participants. Les scores des deux autres participants, jugés « justes », peuvent être en parti expliqués par la méthodologie de l'étude (71,72).

Deux auteurs et leur équipe s'intéressent à quantifier l'APQ des personnes atteints de PC par l'utilisation de capteurs et d'intelligence artificielle (71,72). Ahmadi et al.(72) et Goodlich et al. (71) évaluent la faisabilité et la validité d'algorithmes par apprentissage automatique chez des enfants de GMFCS I à III et de GMFCS III à IV. D'après les résultats, les systèmes de classifications ont une précision qui va de « modeste » à « excellente » allant de 47.6% à 97.9% pour les premiers auteurs et de 46% à 100% pour les seconds. Ils concluent sur un avis favorable en faveur de l'utilisation de capteurs inertiels associés à l'intelligence artificielle pour différencier et quantifier trois niveaux d'AP. Si notre étude cherche à vérifier la validité de concurrence, ces études tentent de vérifier la fiabilité de la classification par apprentissage automatique par validation croisée. Par leurs objectifs différents, les études sont construites différemment. Appliquer directement, à nos résultats, l'interprétation des résultats faite dans ces études n'est pas concevable. Cependant, au regard de nos résultats et de ceux obtenus dans les deux études citées précédemment, il peut être avancé qu'un dispositif de deux capteurs associés à de l'apprentissage automatique semble valide pour différencier et quantifier trois niveaux d'AP chez des enfants atteints de PC en âge préscolaire lors d'un protocole semi-standardisé.

Par l'analyse observationnelle des diagrammes en barres, il peut être supposé que le modèle de classification par algorithme aurait tendance à surestimer le temps passé en APMV et en SED. Au contraire, ce modèle aurait aussi tendance à sous-estimer le temps passé en APF. Ces hypothèses sont nuancées par le fait qu'une petite partie des données issues de l'observation et des enregistrements a été supprimée ou perdue. Ces données absentes sont visibles sur les séries chronologiques puisqu'elles correspondent aux périodes où le niveau de l'intensité de l'activité est à 0. Pour les données enregistrées par les capteurs, certaines n'ont pas été traitées ou ont été perdues pour les patients 02-08-02, 02-06-02 et 02-06-01. Il peut être relevé que celles-ci sont toujours en fin d'enregistrement. Elles peuvent, ainsi, être expliquées par un arrêt de l'enregistrement à cause d'un niveau de charge faible mais aussi par un défaut d'enregistrement lié à un dysfonctionnement d'un des capteurs, un défaut d'enregistrement dans la base de données ou à un simple arrêt des enregistrements induit par le masseur-kinésithérapeute accompagnant le participant. De même, une partie des données

issues de l'observation a été supprimée pour les patients 02-04-01, 02-06-01 et 02-07-02. Elles correspondent aux périodes de temps « non notées » par l'observateur. Le participant devait être, alors, hors champ de la caméra ou assez peu visible pour permettre à l'observateur de catégoriser son niveau d'intensité de l'AP.

En plus de rendre impossible la comparaison des intensités de l'AP sur les intervalles de temps associées, ces données absentes faussent le total du temps passé pour chaque niveau d'intensité de l'AP. Par ce manquement, l'analyse du cumule des temps pour chaque participant et par niveau d'intensité n'a donc été poussée plus loin.

La granularité plus importante pour la méthodologie par capteurs et algorithme est associée à la taille de la fenêtre temporelle de traitement des données. Etant plus courte pour cette méthodologie que pour l'observation, il paraît logique qu'elle soit plus sensible aux variations de l'intensité de l'activité.

Analyse des résultats du protocole en conditions de vie réelle

La majeure partie des données issues des capteurs et catégorisées par l'algorithme K-means sont cohérentes avec les données issues des agendas. Ceci est en faveur de la validité du dispositif pour mesurer l'AP en conditions de vie réelle. Pour appuyer ce propos les incohérences doivent être expliquées. Un dialogue entre l'entreprise de traitement des données, GaitUp, et l'observateur a permis de les éclaircir. Les incohérences en lien avec les trajets de voitures seraient expliquées par des perturbations des signaux induites par les accélérations, les freinages et les virages du moyen de transport. Concernant les deux activités où les deux mesures avaient été jugées « peu cohérentes » entre elles, l'appréciation de l'observateur peut être la cause d'une mauvaise interprétation du niveau d'intensité de l'activité. Elles peuvent être liées à un manque de précision apporté par les tuteurs dans les agendas ou à une implication du participant dans l'activité plus ou moins importante.

Au regard de ces explications et de la cohérence de la majorité des résultats, l'utilisation de deux capteurs fixés aux poignets et de l'algorithme K-means pour catégoriser et mesurer les trois niveaux d'activité physique en conditions de vie réelle pour la population ciblée semble faisable. Nous concluons sur la faisabilité plus que sur la validité de ce dispositif par prudence au regard de la méthodologie de validation. La mise en place de ce dispositif soulève plusieurs contraintes et limites qui seront développées plus loin dans cette partie.

Interprétation des résultats pour la quantification du mouvement pour les deux membres supérieurs

Tout d'abord, les durées de mouvements volontaires quantifiées par observation ou par prédiction sont plus importantes pour le MS sain que pour le membre supérieur hémiparétique. Cette tendance est pertinente et expliquée par l'attente motrice qui touche ce membre (14,85). L'exception retrouvée pour le sujet 02-06-02 est possiblement due à une erreur d'attribution des données de la prédiction. Ainsi celles enregistrées pour le membre supérieur hémiparétique seraient celles du MS sain et inversement. L'interprétation des différences entre les durées totales de mouvements observés et détectés questionne la capacité des capteurs à quantifier correctement le mouvement. Cependant, le fait que les durées totales détectées soient toujours inférieures amène au postulat d'une sous-estimation du mouvement détecté du fait d'un seuil de détection de mouvement trop élevé. Cette hypothèse est soutenue par des indices de symétrie, obtenus à partir de la caractéristique de puissance pour les capteurs et à partir de l'observation, très proches. Il pourrait donc être avancé que, pour chaque participant, les capteurs obtiennent, approximativement, les mêmes différences de quantité de mouvement entre MS que l'observation.

Ainsi, malgré une potentielle sous-estimation de la durée de mouvements détectés, un dispositif de deux capteurs inertiels est capable d'obtenir des indices de symétries très similaires à ceux obtenus par observation. Les capteurs seraient capables de différencier la quantité de mouvement d'un MS sain d'un MS hémiparétique

La différence, plus importante, entre indices de symétrie obtenus par observation et par les capteurs inertiels pour le sujet 02-07-02 pourrait être expliquée par le fait que le seuil ait été établi à partir des données de seulement deux des participants (02-06-01 et 02-06-02). La construction du seuil à partir des données de seulement deux participants est la répercussion de contraintes méthodologiques. Par conséquent, ce seuil appliqué aux autres participants n'est pas aussi sensible. Cette différence de 6,8% pour un participant remet en cause la précision de ce seuil de détection. Cette méthodologie pourrait, aussi, expliquer le seuil de détection de mouvement trop élevé et donc la sous-estimation de durée de mouvements détectés. Aucune méthodologie équivalente n'a été retrouvée dans la littérature. Il est donc difficile d'interpréter si une telle différence est significative ou non.

Une revue systématique de la littérature sur l'évaluation des MS chez les enfants ayant un trouble neuro-développemental par l'utilisation des capteurs inertiels avance que ceux-ci sont

capables de distinguer des tendances différentes entre enfants TD et ayant un trouble (85). Les études réalisées chez les enfants atteints de PCU montrent une différence significative entre les données des MS parétique et sain mettant en exergue une tendance à compenser par le MS sain. D'après cette revue de la littérature, les capteurs inertiels sont valides pour mesurer l'asymétrie de mouvements (85). Plus récemment, chez des enfants atteints de PC, l'étude de Beani et al. (14) tente de vérifier la validité des capteurs inertiels pour quantifier l'indice d'asymétrie au regard de celui d'enfant TD et selon différents niveaux de MACS. Il en ressort que les capteurs inertiels sont des outils valides, capables de quantifier le mouvement des MS et la différence de quantité de mouvement entre eux (14). Enfin, une étude, réalisée chez les personnes atteintes d'hémiplégie suite à un accident vasculaire cérébrale, a montré la faisabilité d'identifier quatre classes de sévérité de l'hémi-parésie par un indice d'asymétrie de l'activité (84). Cette découverte, transférée chez les enfants atteints de PC pourrait faciliter et améliorer le diagnostic. Ainsi d'après ces études, il est possible de quantifier le mouvement de chaque MS et de quantifier la différence des mouvements entre eux par des capteurs inertiels situés aux poignets. D'autres recherches seraient à mener, dans la continuité de notre méthodologie, en mettant en place un seuil plus sensible pour vérifier la validité ces outils auprès de la population des enfants atteints de PCU en âge préscolaire.

Conclusion sur l'analyse des résultats

Un ensemble de deux capteurs situés au poignet associé à l'algorithme K-means semble valide, en comparaison à l'observation directe, pour différencier et quantifier trois niveaux d'activité d'enfants atteints de PCU en âge préscolaire lors d'un protocole semi-standardisé. Il paraît faisable de mettre en application ce dispositif en conditions de vie réelle. De même, il serait capable de quantifier l'activité des deux MS et de quantifier la différence de mouvements entre eux.

6.2 Analyse de la méthodologie - Limites de l'étude

1°) Méthodologie de recherche pour la revue partielle de la littérature

La première étape de la méthodologie consistait à relever tous les moyens existants pour quantifier l'APQ chez les enfants atteints de PC en âge préscolaire. La recherche et l'absence de réponse autour des capteurs inertiels situés au niveau des poignets aboutissent à l'élaboration d'un protocole de validation de ces outils. Dans un second temps il a fallu

comprendre comment les études avaient été construites et identifier l'outil de mesure des niveaux d'AP le plus solide. Nous nous sommes appuyés sur les bases de données Pubmed et ScienceDirect. Les résultats auraient pu être plus exhaustifs si la recherche s'était basée sur une base de données supplémentaire. La méthodologie de recherche, comprenant la sélection des articles et l'évaluation de leur qualité, est non présentée dans cet écrit et est, possiblement, la cause d'éventuels manquements.

2°) Nombre d'inclusions et critères d'inclusion

L'une des limites de cette étude est le faible nombre d'inclusions (n=5).

Etant dépendant du protocole de l'étude CAP, nous ne pouvions avoir accès à un nombre plus élevé de données. Celle-ci, cherchant à former des paires d'enfants avec des critères de sélection très précis, a fortement contraint le recrutement. Celui-ci n'est pas facilité par le fait que la population des enfants atteints de PC en âge préscolaire constitue une niche. Par conséquent, la taille de la cohorte restreint grandement les conclusions que nous pouvons tirer de nos résultats. Le peu de données n'a pas permis de réaliser une analyse statistique plus poussée. La sensibilité, la spécificité et donc la précision de l'outil n'ont donc pu être évaluées.

Cependant, d'après le processus de construction des seuils et des algorithmes, il est évident que plus il y aura de données disponibles pour cette population, plus l'outil de différenciation et de quantification créé à partir de celles-ci sera fiable et valide (52). Ainsi, il est possible d'imaginer la construction d'une base de données commune aux études se concentrant sur la mesure de l'AP pour cette population. Idéalement, celles-ci utiliseraient des capteurs situés au niveau des poignets et auraient comme outil de référence l'observation. Cette base de données aurait pour objectif final l'élaboration d'un algorithme qui permettrait une mesure de l'APQ sensible et précise.

Les critères d'inclusion mentionnaient que les participants devaient pouvoir marcher avec ou sans aide technique. Les enfants retenus sont tous de GMFCS I. Ceci impliquait que l'enfant marche sans restriction de mouvement (19). Les niveaux GMFCS II et III correspondent à des enfants qui marchent avec des restrictions de mouvement ou avec une aide technique. A cause de leurs schémas moteurs différents, inclure des enfants de ces niveaux à la cohorte aurait rendu les résultats moins spécifiques à cette population de niveau GMFCS I. L'algorithme de classification a, dans le cas présent, été réalisés à partir de données de participants catégorisés en GMFCS I. D'après les résultats, cette méthode semblerait valide pour cette population.

Malheureusement, la petite taille de la cohorte ne permet pas de généraliser cette affirmation à l'ensemble des enfants de GMFCS I. Aussi, sa validité pour les niveaux GMFCS II et III devrait être vérifiée. Il peut être supposé, d'après les méthodologies utilisées (71,72), qu'il ne pourrait fonctionner chez des enfants atteints de PC de niveau GMFCS IV et V. Ce postulat part du fait que ceux-ci, étant plus déficitaires d'un point de vue fonctionnel et limités dans leurs activités, présenteront des schémas moteurs éloignés de ceux présentés par la population étudiée. Finalement, pour créer un système de classification valide, il serait méthodique de créer un modèle propre à chaque catégorie de GMFCS et d'âge.

3°) Choix de l'algorithme

Le choix d'un type d'algorithme non supervisé se basant sur l'intelligence artificielle repose sur la quantité limitée de données. La taille de l'échantillon ne permettait pas d'utiliser un système de classification basé sur l'apprentissage d'une méthode supervisée à partir d'observations comme ce qui est retrouvé dans la majorité des publications sur l'AP chez les enfants TD et atteints de PC (71–73).

Dans les études d'Ahmadi et al. (72) et Goodlich et al. (71), trois modèles d'algorithme d'apprentissage sont développés pour traiter les données brutes d'accélération : « decision tree », « random forest » et « support vector machine ». Dans ces deux cas, les modèles sont évalués par validation croisée selon la technique « Leave-one-subject-out ». Ils montrent que si la variation de la précision dépend du nombre et du placement des capteurs, le choix de l'algorithme influe sur la validité du classement. Ainsi, les algorithmes « random forest » et « support vector machine » obtiennent à chaque fois une précision de classification qui est significativement meilleure. Chez les enfants TD en âge préscolaire, l'étude Trost et al. (73) obtient les mêmes résultats. La méthode de l'étude de Li et al. (89) utilise deux algorithmes supervisés et l'algorithme non-supervisé K-means. Non seulement l'algorithme K-means arrive à différencier les données en différentes catégories mais il obtient une meilleure précision que les deux algorithmes supervisés et a le plus de similarité comparé à l'outil de référence.

Les résultats obtenus sont plutôt encourageants dans l'utilisation de l'algorithme K-means. Cependant ils questionnent sur la capacité de l'algorithme choisi à discriminer les données en fonction des différents niveaux d'activité attendus. La méthodologie contraint la possibilité de choisir un autre algorithme mais il est légitime de se questionner sur la précision de classification de cet algorithme ou d'un autre élaboré à partir d'un plus large échantillon.

4°) Choix de l'outil de référence et mise en application

L'OSRAS-P a été choisi comme outil de référence pour la validation par concurrence de la méthode de classification par algorithme K-means. Sa mise en place présente différentes difficultés. Chez les enfants en âge préscolaire, les patterns de mouvements sont tellement spécifiques qu'il est parfois difficile de distinguer un niveau d'un autre, notamment lorsque le niveau d'activité est élevé. Cette difficulté est majorée par l'utilisation d'une fenêtre de cotation large. Dans cette étude, fixée à dix secondes, elle semblait être un bon compromis pour permettre à l'observateur de discerner les mouvements. Eventuellement trop importante, elle peut être la cause d'une cotation à la hausse ou à la baisse de l'observateur. Ceci pourrait expliquer les écarts entre prédiction et observation.

N'aboutissant pas à une mesure physique, cette échelle d'observation est soumise à la subjectivité de l'observateur. Une carence de cette étude est de n'avoir vérifié la fiabilité intra-observateur. Cette étape aurait permis de limiter les biais de mesure.

5°) Choix de la localisation

L'intérêt d'utiliser un ensemble de deux capteurs situés aux poignets est de quantifier l'activité physique globale à la fois chez des enfants ambulants et non-ambulants. Cette configuration donne aussi la possibilité de déterminer l'IS ou d'asymétrie entre les deux membres supérieurs. D'après les résultats obtenus, le système de classification est « acceptable » à « bon ». Ces résultats sont similaires à ceux retrouvés dans la littérature pour ces mêmes placements chez les enfants en âge préscolaire (73) et chez les enfants atteints de PC de GMFCS I à III et de GMFCS III à IV (71,72). Chez les enfants TD en âge préscolaire, Trost et al. (73) et Ahmadi et al. (4) montrent qu'un modèle basé sur un capteur à la hanche ou une combinaison de capteurs situés à la hanche et au niveau du poignet avait une précision significativement supérieure à celle d'un modèle basé sur un unique capteur situé au poignet. Chez les enfants atteints de PC de GMFCS I à III, la combinaison de deux capteurs à la hanche et au poignet semble, aussi, avoir une meilleure précision de classification. Cependant la différence de précision de la classification n'y est statistiquement pas significative entre un système élaboré à partir d'un capteur au poignet ou d'un capteur au niveau de la hanche (72). Chez les enfants de GMFCS III à IV, la classification la plus précise est de nouveau obtenue par un ensemble de capteurs situés à la hanche et au poignet. Cependant, la classification obtenue à partir d'un capteur au poignet est cette fois-ci nettement plus précise que celle obtenue pour un capteur à la hanche (71).

D'après la littérature il semble donc que le meilleur dispositif est de coupler un capteur fixé à la hanche et un au poignet. Il est, cependant, notable qu'une configuration de deux capteurs situés aux poignets n'est pas testé dans ces dernières études. Aucune étude ne compare le dispositif testé dans cette étude à un autre et ne donne de référence pour évaluer les résultats trouvés. Etant satisfaisants, ils encouragent à réaliser une étude à plus grande échelle afin d'évaluer la précision d'un système de deux capteurs situés aux poignets. Ceci permettrait ensuite de comparer ce dispositif à d'autres afin de déterminer quel est celui qui est le plus précis et donc plus pertinent à utiliser en situations cliniques. Ceci est d'autant plus justifié que l'utilisation de capteurs aux poignets pour quantifier l'AP d'enfants atteints de PC et non-ambulants semble incontournable (71).

6°) Analyse statistique

La taille de l'échantillon conditionne l'analyse statistique de cette étude. Avec seulement 5 sujets, elle fait figure d'étude de faisabilité et l'analyse statistique n'a pu être approfondie.

Sur des cohortes plus importantes, la performance du modèle est évaluée selon la méthode de validation croisée « leave-one-subject-out ». Puis la précision totale était calculée ainsi que le F-scores (71,72).

Si la cohorte avait été plus importante la méthode précédemment décrite aurait pu être mise en place, de même qu'un test T de Student aurait pu être réalisé pour tester la signification statistique des résultats entre observations et prédictions.

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer la validité de concurrence d'un dispositif. D'autres méthodes, telles que la validité de critère, la validité prédictive ou la validité de construit, existent pour évaluer la validité d'un outil de mesure. L'identification d'un outil de référence a orienté la stratégie de mesure de validité vers la validité de concurrence. Si celle-ci semble acceptable, elle ne permet pas de conclure quant aux autres qualités métrologiques que doit présenter un outil de mesure. L'information issue d'une mesure nécessite, en plus d'être valide, être fiable, c'est-à-dire reproductible, et sensible au changement. D'autres études seraient à mener pour vérifier l'ensemble de ces qualités de la mesure (52).

6.3 Analyse de la méthodologie pour la faisabilité en conditions réelles

D'après les résultats, les données obtenues par prédiction semblent pertinentes comparées aux agendas-patients. Il pourrait donc être avancé qu'il est faisable d'utiliser deux capteurs situés aux poignets et d'un modèle de classification par l'algorithme K-means pour catégoriser les différents niveaux d'AP en conditions de vie réelle.

La méthodologie est, cependant, sujette à plusieurs limites. Tout d'abord, par contrainte de temps, il a été choisi de sélectionner une seule journée à analyser pour seulement trois des participants. Seule, une petite partie des données a donc été traitée. Ceci restreint fortement l'argumentaire en faveur de l'utilisation du modèle. De plus, elle était tributaire d'évaluations subjectives à deux niveaux. La première était celle des tuteurs qui rapportaient l'activité des sujets dans les agenda-patients. Etant non-experts dans le domaine de l'analyse du mouvement, leur description de l'activité ou les remarques qui y étaient associées pouvaient être sujettes à de mauvaises interprétations de leur part. La seconde était la traduction de l'activité écrite dans l'agenda-patient en niveaux d'activité physique de l'observateur. Celui-ci, dépendant des précédentes descriptions, interprétait l'activité. Si cette interprétation se faisait selon une échelle, elle n'était propre qu'à lui. Enfin, il peut être postulé qu'un écart entre les résultats obtenus par le système de classification par capteurs et la réalité pourrait être retrouvé. En effet, dans le cadre de cette étude, l'algorithme était élaboré à partir de données relevées en environnement semi-contrôlé. Si les patterns de mouvements sont proches de la réalité, ils ne reflètent pas exactement ceux réalisés en environnement écologique. Comme dans l'étude d'Ahmadi et al. (74), chez les enfants en âge préscolaire et pour les adultes dans celle de Sasaki et al. (90), il pourrait être pertinent de mettre en place un algorithme de classification créé à partir de données issues de conditions de vie réelle.

Cette méthodologie a un faible poids scientifique mais elle va dans le sens de l'utilisation du système évalué. D'autres investigations seraient à réaliser pour valider celle-ci en conditions de vie réelle. Une étude récente appuie le développement d'étude en faveur de la faisabilité de ce type de méthodologie (74).

Il aurait été pertinent d'évaluer, à l'issue des mesures réalisées en conditions de vie réelle, l'observance du port des capteurs et la satisfaction des tuteurs et les participants à son encontre.

6.4 Analyse de la méthodologie de la quantification de mouvement pour chaque membre supérieur

La méthodologie utilisée pour quantifier la durée totale d'activité des MS supposait de mettre en place un seuil de détection du mouvement. La construction de ce seuil a été réalisée à partir des données de seulement deux participants sur les quatre disponibles. Cette sélection de données est la résultante de contraintes méthodologiques et d'un choix réalisé par l'entreprise GaitUp de traitement des données. Elle a pour conséquence d'écarter la moitié des données enregistrées et donc pourrait expliquer la différence entre les indices de symétrie de 6,8% d'un des participants et la création d'un seuil trop important qui ne détecte pas les mouvements de petites amplitudes. Par ailleurs, l'élaboration du seuil s'est établie à partir des mouvements jugés visuellement comme volontaires, écartant ainsi les mouvements jugés involontaires. Ce choix est justifié par l'intention d'exclure les mouvements parasites comme un balancier de bras lors de la course ou lorsque le membre de l'enfant est porté ou orienté par un opérateur. Ce choix est discutable puisqu'il pourrait être la cause d'une perte d'une certaine quantité de données qui est en partie liée à la taille des fenêtres d'observation ou à un jugement erroné de l'observateur.

La littérature ne nous permet pas de conclure sur le fait que les différences soient cliniquement significatives puisqu'aucun article présentant la même méthodologie n'a été trouvé. Ainsi, aucune étude analogue n'a été relevée pour comparer ces résultats. La revue systématique de Braitto et al. (85) a pour objectif de faire état des lieux des études s'attachant à évaluer l'activité des membres supérieurs par des capteurs inertiels chez des enfants au DT et atteints de troubles neuro-développementaux. Parmi les études recensées, six concernent les enfants atteints de PC dont 4 quantifient l'activité de chaque MS (91–94). La comparaison des mouvements entre les deux MS se fait sur différents critères : les accélérations (94), la durée de mouvement détecté sur la durée totale de mesure (92,93) ou par un ratio magnitude et un ratio d'utilisation (91). L'étude de Beani al.(14), plus récente, cherche à valider l'utilisation de l'Actigraph pour évaluer les mouvements des membres supérieurs en comparant les données enregistrées à l'observation. Sa méthodologie se base sur la différence des indices d'asymétrie entre les données issues de deux capteurs et de la MACS. La formule utilisée est l'Edinburgh Inventory. Des analyses de modèles mixtes linéaires ont été effectuées pour évaluer comment les variables actigraphiques dépendantes (activité du membre parétique et l'asymétrie) variaient selon le groupe (TD vs PC) et selon les niveaux de

MACS. Les techniques de mesures et de calculs étant variables, elles entraînent un manque d'uniformité dans les méthodologies et compliquent la comparaison des données entre les études. De même, ces éléments rendent difficile l'estimation d'une meilleure technique comparée à une autre.

Cette étude de faisabilité est une ouverture à d'autres études, de plus grandes envergures, cherchant à valider l'utilisation de deux capteurs inertiels pour quantifier le mouvement de deux MS et quantifier la différence de mouvements entre eux.

6.5 Avantages de la méthodologie

A notre connaissance, cette étude de faisabilité présente plusieurs innovations. Tout d'abord c'est la première à tenter de mettre en place un système de quantification de trois niveaux d'AP à partir de deux capteurs inertiels fixés au niveau des poignets, associés à un algorithme, chez une population d'enfants atteints de PCU en âge préscolaire. De plus, aucune étude n'a été retrouvée sur la quantification de mouvements des MS et le calcul de l'IS à partir de deux capteurs inertiels pour ces enfants.

A notre connaissance, pour cette population, le traitement de données couplées entre accéléromètre et gyroscope n'a jamais été fait antérieurement. Cette avancée technologique, mandée dans une étude d'Ahmadi et al. (4), devrait permettre d'obtenir des informations plus précises sur les mouvements réalisés par cette population.

6.6 Utilité clinique (cout-efficacité)

La quantification de l'AP quotidienne et l'identification de comportements sédentaires chez l'enfant et particulièrement chez ceux qui ont un handicap moteur est un enjeu majeur dans la prise en charge de celui-ci.

Le rôle du professionnel de santé est dans un premier temps d'établir un bilan diagnostic spécifique à chaque patient. D'après la littérature, les meilleurs instruments pour mesurer la capacité et la performance des membres supérieurs ainsi que l'AP globale chez cette population sont des échelles d'observation (67,77). En conditions de vie réelle, ces outils paraissent difficilement applicables. La capacité des capteurs inertiels à quantifier le mouvement et identifier des schémas moteurs sont une belle promesse d'outils qui faciliteraient le diagnostic individuel, orienteraient vers un traitement personnalisé, seraient

un moyen idéal pour assurer un suivi longitudinal et participeraient à établir des recommandations se basant sur des données épidémiologiques valides.

En effet, ces outils présentent de nombreux avantages par leurs applications variées : l'évaluation du coup énergétique associé à l'activité motrice humaine, la classification de l'activité motrice par reconnaissance de caractéristiques spécifiques, l'analyse de mouvements cinématiques, l'identification de l'asymétrie des MS et le monitoring de l'activité en quantifiant la performance (73,81,84). En plus de permettre une quantification de l'activité sur des longues périodes, ils permettent à l'enfant de se mouvoir de manière spontanée et d'évoluer dans son environnement écologique. Etant plus sensible aux changements d'intensité de l'activité, ils semblent plus à même de catégoriser le niveau d'intensité d'une activité effectuée par un enfant en âge préscolaire. Tenter de la catégoriser par observation directe sur une fenêtre temporelle plus courte que celle utilisée dans notre étude, dans une intention d'optimiser la saisie de ses variations, serait un défi difficilement réalisable du fait de son caractère très labile. Par ailleurs, la démocratisation de ceux-ci rend leur coût négligeable comparé aux coûts temporels, logistiques et financiers que peut exiger l'observation. Ainsi, l'utilisation de ces technologies en parallèle à l'évaluation clinique traditionnelle pourrait fournir des données quantitatives et qualitatives sur les activités motrices et l'asymétrie des deux membres supérieurs.

Un des freins au développement de ces outils vers un plus grand public est l'hétérogénéité des études publiées pour valider leur utilisation auprès de la population mentionnée. L'apparition des capteurs inertiels uniaxiaux a révolutionné la recherche dans la quantification de l'AP. Depuis une dizaine d'années la création et la diversification des accéléromètres triaxiaux chez la population des PC a rapidement remplacé les capteurs uniaxiaux moins précis. Les premières études se sont donc appliquées à mettre en place des seuils. Le progrès dans le domaine de l'intelligence artificielle et des algorithmes modifie à nouveau le paysage de la recherche dans ce champ. L'innovation, en constante évolution propose des outils toujours plus performants. C'est donc avec beaucoup de possibilités que les chercheurs doivent argumenter leurs choix de méthodologie. Ce panel d'options qu'offrent les capteurs inertiels est confronté à la niche que constituent les personnes atteintes de PC en jeune âge. Ainsi le peu d'études réalisées et la variété des méthodologies rendent difficiles la validation d'une configuration.

Les méthodes utilisées soulignent la difficulté de mettre en place un système de classification par des capteurs inertiels. Elles requièrent les compétences de plusieurs disciplines, ce qui a tendance à rendre son coût encore trop important. Si la mise en place d'un système est très technique, l'analyse de ses résultats n'est pas non plus accessible à tous. Il n'est, actuellement, pas encore possible de proposer à des particuliers de profiter des avantages de cette technologie en autonomie.

L'utilisation de l'intelligence artificielle dans le cadre de l'analyse du mouvement n'en est qu'à ses prémices. Les capteurs portables sont de plus en plus présents dans la recherche en rééducation et notamment dans l'exploration de l'activité physique chez les patients qui ont des troubles neurologiques (95). Leur association présage de belles perspectives tant pour le professionnel de santé que pour le patient. En optimisant les dispositifs et les systèmes de classification, ils seraient un excellent outil de suivi que les tuteurs et les enfants pourraient s'approprier pour s'investir un peu plus dans la prise en charge.

6.7 Perspectives

Perspectives de recherche

C'est une étude de faisabilité. Elle évalue donc une petite cohorte. La méthodologie implique en elle-même, des limites par la taille de l'échantillon. Cependant les résultats encourageants permettent d'envisager une étude de plus grande ampleur pour évaluer les qualités métrologiques d'un ensemble de deux capteurs et de l'algorithme K-means pour catégoriser les niveaux d'activité physique.

Pour les études à venir dans ce domaine, le challenge sera de développer un modèle par apprentissage automatique pour traiter des données hétérogènes et développer un modèle de prédiction rapide et plus objectif.

Enfin, pour une compréhension toujours plus fine du mouvement, l'addition de capteurs complémentaires aux accéléromètres et aux gyroscopes serait intéressante. Ces capteurs pourraient être des moniteurs de fréquence cardiaque, des capteurs de pression barométrique ou un système de reconnaissance de positionnement.

Perspectives personnelles et professionnelles

Notre réflexion sur ce projet a souligné l'intérêt et les limites que peuvent apporter la pluridisciplinarité dans la recherche. Echanger et partager des connaissances et des

compétences avec des masseur-kinésithérapeutes, des médecins et des ingénieurs a permis l'aboutissement de cette étude. Il s'agit à la fois d'une richesse, mais aussi d'une résistance puisqu'il s'agit constamment d'un travail d'adaptation à d'autres domaines qui induisent une recherche perpétuelle de connaissances afin d'avoir une compréhension globale.

Cette expérience met en exergue l'interdépendance des différents experts impliqués dans un projet de recherche. Le bon déroulement d'un protocole établi est ainsi contraint par les avancées de chacun, ce qui a parfois pour conséquence une adaptation du planning prévisionnel défini. Ce projet a été, finalement, une opportunité extraordinaire pour saisir les rouages et les protagonistes qui influent lors d'une étude interventionnelle. Il a été, aussi, l'occasion d'entre-apercevoir le champ des possibles dans la recherche autour de la paralysie cérébrale, ce qui sera sans aucun doute un atout professionnel.

7 Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'évaluer la validité de concurrence de deux capteurs inertiels fixés aux poignets associés à l'algorithme K-means pour différencier trois niveaux d'activité physique chez des enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale en âge préscolaire. Pour cela, une première méthodologie a été mise en place pour valider la différenciation et quantification des activités de type sédentaire, de faible intensité et d'intensité modérée à élevée lors d'un protocole semi-standardisé. Dans un second temps, la faisabilité d'utiliser ce dispositif en conditions de vie réelle a été évaluée ainsi que la faisabilité de ces capteurs à quantifier le mouvement de chaque membre supérieur.

D'après la comparaison entre données issues de l'observation et données issues de capteurs associés à un algorithme non supervisé et les scores de prédiction obtenus, il serait possible de différencier et quantifier trois niveaux d'activité physique pour cette population. Ce dispositif, en conditions de vie réelle, semble être applicable. Cependant aucune confirmation quant à sa validité n'est émise au regard de la méthodologie mise en place. Enfin la proximité des indices de symétrie entre observation et prédiction permet d'avancer qu'il serait possible de distinguer et quantifier les mouvements réalisés par chaque membre supérieur et de quantifier la différence de mouvements entre eux.

Présentant plusieurs limites, cette étude ouvre des perspectives d'investigation de la quantification de l'AP chez les enfants PC en âge préscolaire. Ainsi, il serait préférable, pour certifier cette configuration, d'évaluer sa validité sur une population plus importante. Par ailleurs d'autres études devraient s'attacher à la valider pour les autres niveaux de GMFCS. Enfin, dans un objectif de validation en conditions de vie réelle, une méthodologie plus rigoureuse devraient être mise en place. Une étude à plus grande échelle serait à accomplir pour valider la quantification de mouvements des membres supérieurs.

Encourageante pour une population plus âgée, la validation de ces outils pour cette catégorie d'âge serait un atout important pour les chercheurs dans la compréhension des impacts de cette pathologie sur la sédentarité et l'AP. Enfin, ils seraient une ressource formidable pour les cliniciens dans l'élaboration d'un diagnostic, d'une intervention et d'un suivi longitudinal du patient.

Bibliographie

1. OMS | Activité physique [Internet]. WHO. [cité 3 févr 2020]. Disponible sur: <https://www.who.int/dietphysicalactivity/pa/fr/>
2. Prescrire l'activité physique : un guide pratique pour les médecins [Internet]. Haute Autorité de Santé. [cité 11 oct 2020]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_2875944/fr/prescrire-l-activite-physique-un-guide-pratique-pour-les-medecins
3. Graham HK, Rosenbaum P, Paneth N, Dan B, Lin J-P, Damiano DL, et al. Cerebral palsy. *Nat Rev Dis Primer*. 07 2016;2:15082.
4. Ahmadi MN, Brookes D, Chowdhury A, Pavey T, Trost S. Free-living evaluation of laboratory-based activity classifiers in preschoolers. *Med Sci Sports Exerc*. 1 mai 2020;52(5):1227-34.
5. Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep Wash DC* 1974. avr 1985;100(2):126-31.
6. OMS | Activité physique pour les jeunes [Internet]. WHO. World Health Organization; [cité 31 mars 2020]. Disponible sur: https://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_young_people/fr/
7. Strath SJ, Kaminsky LA, Ainsworth BE, Ekelund U, Freedson PS, Gary RA, et al. Guide to the assessment of physical activity: Clinical and research applications: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 12 nov 2013;128(20):2259-79.
8. Sirard JR, Pate RR. Physical activity assessment in children and adolescents. *Sports Med Auckl NZ*. 2001;31(6):439-54.
9. Oliver M, Schofield GM, Kolt GS. Physical Activity in Preschoolers. *Sports Med*. 1 déc 2007;37(12):1045-70.
10. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. févr 2007;109:8-14.
11. Bérard C, Chartier Y, Berruyer A. La paralysie cérébrale de l'enfant - Guide de la consultation - Examen neuro-orthopédique du tronc et des membres inférieurs. Sauramps Médical; 2008. 265 p.
12. Novak I, Morgan C, Fahey M, Finch-Edmondson M, Galea C, Hines A, et al. State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 21 févr 2020;20(2):3.

13. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). *Dev Med Child Neurol.* déc 2000;42(12):816-24.
14. Beani E, Maselli M, Sicola E, Perazza S, Cecchi F, Dario P, et al. Actigraph assessment for measuring upper limb activity in unilateral cerebral palsy. *J Neuroengineering Rehabil.* 22 févr 2019;16(1):30.
15. Brunstrom JE. Clinical considerations in cerebral palsy and spasticity. *J Child Neurol.* janv 2001;16(1):10-5.
16. Sanger TD, Delgado MR, Gaebler-Spira D, Hallett M, Mink JW. Classification and Definition of Disorders Causing Hypertonia in Childhood. *Pediatrics.* 1 janv 2003;111(1):e89-97.
17. Hurvitz EA, Peterson M, Fowler E. Muscle tone, strength and movement disorders. In: *Cerebral Palsy - Science and Clinical Practice.* 2014.
18. Paulson A, Vargus-Adams J. Overview of Four Functional Classification Systems Commonly Used in Cerebral Palsy. *Child Basel Switz.* 24 avr 2017;4(4).
19. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* avr 1997;39(4):214-23.
20. Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol.* 2008;50(10):744-50.
21. Russell DJ, Rosenbaum PL, Cadman DT, Gowland C, Hardy S, Jarvis S. The gross motor function measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Dev Med Child Neurol.* juin 1989;31(3):341-52.
22. Eliasson A-C, Krumlinde-Sundholm L, Rösblad B, Beckung E, Arner M, Öhrvall A-M, et al. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Dev Med Child Neurol.* 2006;48(7):549-54.
23. Öhrvall A-M, Krumlinde-Sundholm L, Eliasson A-C. The stability of the Manual Ability Classification System over time. *Dev Med Child Neurol.* 2014;56(2):185-9.
24. Sellers D, Mandy A, Pennington L, Hankins M, Morris C. Development and reliability of a system to classify the eating and drinking ability of people with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2014;56(3):245-51.
25. Hidecker MJC, Paneth N, Rosenbaum PL, Kent RD, Lillie J, Eulenberg JB, et al. Developing and validating the Communication Function Classification System for individuals with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2011;53(8):704-10.

26. Himmelmann K, Horber V, Cruz JDL, Horridge K, Mejaski-Bosnjak V, Hollody K, et al. MRI classification system (MRICS) for children with cerebral palsy: development, reliability, and recommendations. *Dev Med Child Neurol.* 2017;59(1):57-64.
27. Jeffries L, Fiss A, McCoy SW, Bartlett DJ. Description of Primary and Secondary Impairments in Young Children With Cerebral Palsy. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc.* 2016;28(1):7-14.
28. Bioulac B, Burbaud P, Cazalets J-R, Gross C. Fonctions motrices. EMC - Kinésithérapie. 1 déc 2005;1(4):183-233.
29. Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Hall W, Lamantia, White. Les motoneurons et le contrôle moteur. In: *Neurosciences*. 5ème. Louvain-la-Neuve: De Boeck supérieur; 2015.
30. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.* 1 déc 1994;4(6):877-87.
31. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Dev Med Child Neurol.* 2002;44(9):633-40.
32. Türkoglu S, Türkoğlu G, Celik C, Ucan H. Intelligence functioning and associated factors in children with cerebral palsy. *Eur Psychiatry.* 1 avr 2017;41:S307.
33. Cioni G, Sgandurra G. Chapter 1 - Normal psychomotor development. In: Dulac O, Lassoigne M, Sarnat HB, éditeurs. *Handbook of Clinical Neurology* [Internet]. Elsevier; 2013 [cité 6 oct 2020]. p. 3-15. (Pediatric Neurology Part I; vol. 111). Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444528919000014>
34. Weltgesundheitsorganisation, éditeur. *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF*. Genève; 2001. 304 p.
35. Novak I, McIntyre S, Morgan C, Campbell L, Dark L, Morton N, et al. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Dev Med Child Neurol.* oct 2013;55(10):885-910.
36. Carlon SL, Taylor NF, Dodd KJ, Shields N. Differences in habitual physical activity levels of young people with cerebral palsy and their typically developing peers: a systematic review. *Disabil Rehabil.* 1 avr 2013;35(8):647-55.
37. Verschuren O, Peterson MD, Balemans ACJ, Hurvitz EA. Exercise and Physical Activity Recommendations for People with Cerebral Palsy. *Dev Med Child Neurol.* août 2016;58(8):798-808.
38. Hanna SE, Rosenbaum PL, Bartlett DJ, Palisano RJ, Walter SD, Avery L, et al. Stability and decline in gross motor function among children and youth with cerebral palsy aged 2 to 21 years. *Dev Med Child Neurol.* avr 2009;51(4):295-302.
39. Shkedy Rabani A, Harries N, Namoori I, Al-Jarrah MD, Karniel A, Bar-Haim S. Duration and patterns of habitual physical activity in adolescents and young adults with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* juill 2014;56(7):673-80.

40. Ryan JM, Crowley VE, Hensey O, Broderick JM, McGahey A, Gormley J. Habitual physical activity and cardiometabolic risk factors in adults with cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 1 sept 2014;35(9):1995-2002.
41. Aviram R, Harries N, Shkedy Rabani A, Amro A, Nammourah I, Al-Jarrah M, et al. Comparison of Habitual Physical Activity and Sedentary Behavior in Adolescents and Young Adults With and Without Cerebral Palsy. *Pediatr Exerc Sci.* 1 févr 2019;31(1):60-6.
42. Nooijen CF, Slaman J, Stam HJ, Roebroek ME, Berg-Emons RJ van den, Learn2Move Research Group. Inactive and sedentary lifestyles amongst ambulatory adolescents and young adults with cerebral palsy. *J NeuroEngineering Rehabil.* 3 avr 2014;11(1):49.
43. Obeid J, Balemans ACJ, Noorduyn SG, Gorter JW, Timmons BW. Objectively measured sedentary time in youth with cerebral palsy compared with age-, sex-, and season-matched youth who are developing typically: an explorative study. *Phys Ther.* août 2014;94(8):1163-7.
44. Ryan JM, Forde C, Hussey JM, Gormley J. Comparison of Patterns of Physical Activity and Sedentary Behavior Between Children With Cerebral Palsy and Children With Typical Development. *Phys Ther.* déc 2015;95(12):1609-16.
45. Claridge E, Mcphee P, Timmons B, Ginis K, Macdonald M, Gorter JW. Quantification of Physical Activity and Sedentary Time in Adults with Cerebral Palsy. *Med Sci Sports Exerc.* 21 nov 2014;47.
46. Williams SA, McFadden LM, Blackmore AM, Davey P, Gibson N. Do adolescents with cerebral palsy meet recommendations for healthy weight and physical activity behaviours? *Disabil Rehabil.* mai 2020;42(9):1227-32.
47. Mitchell L, Ziviani J, Boyd R. Habitual Physical Activity of Independently Ambulant Children and Adolescents With Cerebral Palsy: Are They Doing Enough? *Phys Ther.* 2 oct 2014;95.
48. Keawutan P, Bell KL, Oftedal S, Ware RS, Stevenson RD, Davies PSW, et al. Longitudinal physical activity and sedentary behaviour in preschool-aged children with cerebral palsy across all functional levels. *Dev Med Child Neurol.* août 2017;59(8):852-7.
49. Keawutan P, Bell KL, Oftedal S, Davies PSW, Ware RS, Boyd RN. Habitual Physical Activity in Children With Cerebral Palsy Aged 4 to 5 Years Across All Functional Abilities. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc.* janv 2017;29(1):8-14.
50. Oftedal S, Bell KL, Davies PSW, Ware RS, Boyd RN. Validation of Accelerometer Cut Points in Toddlers with and without Cerebral Palsy. *Med Sci Sports Exerc.* sept 2014;46(9):1808-15.
51. Rosenbaum P, Walter S, Hanna S, Palisano R, Russell D, Raina P, et al. Prognosis for Gross Motor Function in Cerebral Palsy. *JAMA.* 18 sept 2002;288:1357-63.

52. Masson E. Métrologie appliquée à la kinésithérapie : mesures, tests et bilans, concepts fondamentaux [Internet]. EM-Consulte. [cité 31 mars 2021]. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/1055447/metrologie-appliquee-a-la-kinesitherapie-mesures-t>
53. White L, Volfson Z, Faulkner G, Arbour-Nicitopoulos K. Reliability and Validity of Physical Activity Instruments Used in Children and Youth With Physical Disabilities: A Systematic Review. *Pediatr Exerc Sci*. 2016;28(2):240-63.
54. Thomas S, Buckon C, Russman B, Sussman M, Aiona M. A comparison of the changes in the energy cost of walking between children with cerebral palsy and able-bodied peers over one year. *J Pediatr Rehabil Med*. 1 janv 2011;4:225-33.
55. Honas JJ, Washburn RA, Smith BK, Greene L, Cook-Wiens G, Donnelly JE. The system for observing fitness instruction time (SOFIT) as a measure of energy expenditure during classroom based physical activity. 2008 [cité 13 nov 2020]; Disponible sur: <https://kuscholarworks.ku.edu/handle/1808/11415>
56. McKenzie TL, Sallis JF, Nader PR, Patterson TL, Elder JP, Berry CC, et al. Beaches: An Observational System for Assessing Children's Eating and Physical Activity Behaviors and Associated Events. *J Appl Behav Anal*. 1991;24(1):141-51.
57. McKenzie TL, Marshall SJ, Sallis JF, Conway TL. System for Observing Play and Leisure Activity in Youth [Internet]. American Psychological Association; 2020 [cité 13 nov 2020]. Disponible sur: <http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/t72617-000>
58. McIver KL, Brown WH, Pfeiffer KA, Dowda M, Pate RR. Assessing Children's Physical Activity in Their Homes: The Observational System for Recording Physical Activity in Children-Home. *J Appl Behav Anal*. 2009;42(1):1-16.
59. Puhl J, Greaves K, Hoyt M, Baranowski T. Children's Activity Rating Scale (CARS): description and calibration. *Res Q Exerc Sport*. mars 1990;61(1):26-36.
60. Brown WH, Pfeiffer KA, McIver KL, Dowda M, Almeida MJCA, Pate RR. Assessing preschool children's physical activity: the Observational System for Recording Physical Activity in children-preschool version. *Res Q Exerc Sport*. juin 2006;77(2):167-76.
61. Trost SG, Fragala-Pinkham M, Lennon N, O'Neil ME. Decision Trees for Detection of Activity Intensity in Youth with Cerebral Palsy. *Med Sci Sports Exerc*. mai 2016;48(5):958-66.
62. Keawutan P, Bell K, Oftedal S, Davies PS, Boyd R. Validation of Accelerometer Cut-Points in Children With Cerebral Palsy Aged 4 to 5 Years. *Pediatr Phys Ther*. déc 2016;28(4):427-34.
63. van Loo CMT, Okely AD, Batterham MJ, Hinkley T, Ekelund U, Brage S, et al. Wrist Accelerometer Cut-points for Classifying Sedentary Behavior in Children. *Med Sci Sports Exerc*. avr 2017;49(4):813-22.

64. Xing R, Huang WY, Sit CH-P. Validity of accelerometry for predicting physical activity and sedentary time in ambulatory children and young adults with cerebral palsy. *J Exerc Sci Fit.* janv 2021;19(1):19-24.
65. Gorter JW, Noorduyn SG, Obeid J, Timmons BW. Accelerometry: A Feasible Method to Quantify Physical Activity in Ambulatory and Nonambulatory Adolescents with Cerebral Palsy. Boyd R, éditeur. *Int J Pediatr.* 26 juin 2012;2012:329284.
66. Evenson KR, Catellier DJ, Gill K, Ondrak KS, McMurray RG. Calibration of two objective measures of physical activity for children. *J Sports Sci.* déc 2008;26(14):1557-65.
67. Butte NF, Wong WW, Lee JS, Adolph AL, Puyau MR, Zakeri IF. Prediction of energy expenditure and physical activity in preschoolers. *Med Sci Sports Exerc.* juin 2014;46(6):1216-26.
68. Clanchy KM, Tweedy SM, Boyd RN, Trost SG. Validity of accelerometry in ambulatory children and adolescents with cerebral palsy. *Eur J Appl Physiol.* déc 2011;111(12):2951-9.
69. Cliff DP, Reilly JJ, Okely AD. Methodological considerations in using accelerometers to assess habitual physical activity in children aged 0–5 years. *J Sci Med Sport.* 1 sept 2009;12(5):557-67.
70. Janssen X, Cliff DP, Reilly JJ, Hinkley T, Jones RA, Batterham M, et al. Predictive Validity and Classification Accuracy of ActiGraph Energy Expenditure Equations and Cut-Points in Young Children. *PLOS ONE.* 11 nov 2013;8(11):e79124.
71. Goodlich BI, Armstrong EL, Horan SA, Baque E, Carty CP, Ahmadi MN, et al. Machine learning to quantify habitual physical activity in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* sept 2020;62(9):1054-60.
72. Ahmadi M, O'Neil M, Fragala-Pinkham M, Lennon N, Trost S. Machine learning algorithms for activity recognition in ambulant children and adolescents with cerebral palsy. *J NeuroEngineering Rehabil.* déc 2018;15(1):105.
73. Trost SG, Cliff DP, Ahmadi MN, Tuc NV, Hagenbuchner M. Sensor-enabled Activity Class Recognition in Preschoolers: Hip versus Wrist Data. *Med Sci Sports Exerc.* mars 2018;50(3):634-41.
74. Ahmadi M, Pavey T, Trost S. Machine Learning Models for Classifying Physical Activity in Free-Living Preschool Children. *Sensors.* 5 août 2020;20:4364.
75. Fairclough SJ, Noonan R, Rowlands AV, Van Hees V, Knowles Z, Boddy LM. Wear Compliance and Activity in Children Wearing Wrist- and Hip-Mounted Accelerometers. *Med Sci Sports Exerc.* févr 2016;48(2):245-53.
76. Chandler J, Beets M, Saint-Maurice P, Weaver R, Cliff D, Drenowatz C, et al. Wrist-Based Accelerometer Cut-Points to Identify Sedentary Time in 5–11-Year-Old Children. *Child Basel Switz.* 26 sept 2018;5(10).

77. Klingels K, Jaspers E, Van de Winckel A, De Cock P, Molenaers G, Feys H. A systematic review of arm activity measures for children with hemiplegic cerebral palsy. *Clin Rehabil.* oct 2010;24(10):887-900.
78. Gerber CN, Plebani A, Labruyère R. Translation, reliability, and clinical utility of the Melbourne Assessment 2. *Disabil Rehabil.* janv 2019;41(2):226-34.
79. Krumlind-Sundholm L, Holmefur M, Kottorp A, Eliasson A-C. The Assisting Hand Assessment: current evidence of validity, reliability, and responsiveness to change. *Dev Med Child Neurol.* 2007;49(4):259-64.
80. Arnould C, Penta M, Renders A, Thonnard J-L. ABILHAND-Kids: A measure of manual ability in children with cerebral palsy. *Neurology.* 1 sept 2004;63:1045-52.
81. Rabuffetti M, Meriggi P, Pagliari C, Bartolomeo P, Ferrarin M. Differential actigraphy for monitoring asymmetry in upper limb motor activities. *Physiol Meas.* sept 2016;37(10):1798-812.
82. Nagels G, Mariön P, Pickut BA, Timmermans L, De Deyn PP. Actigraphic evaluation of handedness. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Mot Control.* 1 juin 1996;101(3):226-32.
83. Rinehart J, Singleton R, Adair J, Sadek J, Haaland K. Arm Use After Left or Right Hemiparesis Is Influenced by Hand Preference. *Stroke J Cereb Circ.* 1 févr 2009;40:545-50.
84. Datta S, Karmakar C, Yan B, Palaniswami M swami. Novel Measures of Similarity and Asymmetry in Upper Limb Activities for Identifying Hemiparetic Severity in Stroke Survivors. *IEEE J Biomed Health Inform.* 2020;1-1.
85. Braitto I, Maselli M, Sgandurra G, Inguaggiato E, Beani E, Cecchi F, et al. Assessment of upper limb use in children with typical development and neurodevelopmental disorders by inertial sensors: a systematic review. *J Neuroengineering Rehabil.* 6 nov 2018;15(1):94.
86. Araneda R, Sizonenko SV, Newman CJ, Dinomais M, Le Gal G, Nowak E, et al. Functional, neuroplastic and biomechanical changes induced by early Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities (e-HABIT-ILE) in pre-school children with unilateral cerebral palsy: study protocol of a randomized control trial. *BMC Neurol.* 14 avr 2020;20(1):133.
87. Coley B, Jolles BM, Farron A, Bourgeois A, Nussbaumer F, Pichonnaz C, et al. Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait Posture.* avr 2007;25(4):523-32.
88. Dobell AP, Eyre ELJ, Tallis J, Chinapaw MJM, Altenburg TM, Duncan MJ. Examining accelerometer validity for estimating physical activity in pre-schoolers during free-living activity. *Scand J Med Sci Sports.* oct 2019;29(10):1618-28.

89. Li S, Yin Z, Howard J, Sosa E, Cordova A, Parra-Medina D. Machine Learning Approaches to Calibrate Wrist-Worn Accelerometry for Physical Activity Assessment in Preschoolers (Preprint). 2019.
90. Sasaki J, Hickey A, Staudenmayer J, John D, Kent J, Freedson P. Performance of Activity Classification Algorithms in Free-Living Older Adults. *Med Sci Sports Exerc.* 17 déc 2015;48.
91. Coker-Bolt P, Downey RJ, Connolly J, Hoover R, Shelton D, Seo NJ. Exploring the feasibility and use of accelerometers before, during, and after a camp-based CIMT program for children with cerebral palsy. *J Pediatr Rehabil Med.* 2017;10(1):27-36.
92. Sokal B, Uswatte G, Vogtle L, Byrom E, Barman J. Everyday movement and use of the arms: Relationship in children with hemiparesis differs from adults. *J Pediatr Rehabil Med.* 2015;8(3):197-206.
93. Zoccolillo L, Morelli D, Cincotti F, Muzzioli L, Gobbetti T, Paolucci S, et al. Video-game based therapy performed by children with cerebral palsy: a cross-over randomized controlled trial and a cross-sectional quantitative measure of physical activity. *Eur J Phys Rehabil Med.* déc 2015;51(6):669-76.
94. Gordon AM, Schneider JA, Chinnan A, Charles JR. Efficacy of a hand-arm bimanual intensive therapy (HABIT) in children with hemiplegic cerebral palsy: a randomized control trial. *Dev Med Child Neurol.* nov 2007;49(11):830-8.
95. Bertonecelli CM, Solla F. Machine learning for monitoring and evaluating physical activity in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2020;62(9):1010-1010.

Annexe 1: Agenda quotidien pour le participant 02_07_02 sur la journée du 05/12 sélectionnée aléatoirement.

05/12/19		Activité/Jeu		HEURE		Description d'activité															
						Mb. Supérieur		%		Intersegmentaire		%		Mb. Inf. static		%		Mb. Inf. dynamic		%	
peinture Boules Noël	Debut	9:00	Motric. grossiere	100	Ramper	Assis ballon	100	Transition													
			Manipulation	100	4 pattes	Assis chaise	100	Marcher/courir													
	Fin	10:00	Fonctionnel		Autre déplacement	Assis tapis		Sauter													
Notes		difficile de tenir la boule polyester au début puis posture totale dépense										Drill ?		Douleur? ϕ							
Kapla Construction Niche pour chat	Debut	10:40	Motric. grossiere	100	Ramper	Assis ballon	100	Transition													
			Manipulation	100	4 pattes	Assis chaise		Marcher/courir													
	Fin	10:40	Fonctionnel		Autre déplacement	Assis tapis		Sauter													
Notes		+ 1 x Toilette										Drill ?		Douleur? ϕ							
pinceau géant	Debut	11:40	Motric. grossiere	50	Ramper	Assis ballon		Transition													
			Manipulation	50	4 pattes	Assis chaise		Marcher/courir													
	Fin	11:30	Fonctionnel		Autre déplacement	Assis tapis		Sauter													
Notes		+ 1 pin Toilette										Drill ?		Douleur? ϕ							
Couper une banane	Debut	11:30	Motric. grossiere		Ramper	Assis ballon		Transition													
			Manipulation	100	4 pattes	Assis chaise	100	Marcher/courir													
	Fin	11:45	Fonctionnel		Autre déplacement	Assis tapis		Sauter													
Notes		pic avec fourchette main droite coupe avec couteau main G.										Drill ?		Douleur? ϕ							
repas	Debut	11:45	Motric. grossiere		Ramper	Assis ballon		Transition													
			Manipulation	100	4 pattes	Assis chaise	100	Marcher/courir													
	Fin	12:15	Fonctionnel		Autre déplacement	Assis tapis		Sauter													
Notes												Drill ?		Douleur? ϕ							

Nom Enfant

Date 05/12/19

Activité/Jeu	HEURE	Description d'activité								
		Debut	Mb. Supérieur	%	Intersegmentaire	%	Mb. Inf. static	%	Mb. Inf. dynamic	%
manipulation des pièces et plaque	14h10	Motric. grossière			Ramper		Assis ballon		Transition	
		Manipulation			4 pattes		Assis chaise		Marcher/courir	
		Fin	Fonctionnel			Autre déplacement		Assis tapis		Sauter
					Debout en se tenant (mains)		Tapis (couché)		Velo/tricycle	
							Debout		Balance board	

Notes Midi Basic 150 #
 pince indigital + pince plate. => pince plate + force
 Douleur? ϕ = ind. Uryue ++

ryue

Activité/Jeu	HEURE	Description d'activité								
		Debut	Mb. Supérieur	%	Intersegmentaire	%	Mb. Inf. static	%	Mb. Inf. dynamic	%
pince glace	14h30	Motric. grossière			Ramper		Assis ballon		Transition	
		Manipulation			4 pattes		Assis chaise		Marcher/courir	
		Fin	Fonctionnel			Autre déplacement		Assis tapis		Sauter
					Debout en se tenant (mains)		Tapis (couché)		Velo/tricycle	
							Debout		Balance board	

Notes Stimuler pince 3 doigts.
 Douleur? ϕ

Activité/Jeu	HEURE	Description d'activité								
		Debut	Mb. Supérieur	%	Intersegmentaire	%	Mb. Inf. static	%	Mb. Inf. dynamic	%
Costume	15h45	Motric. grossière			Ramper		Assis ballon		Transition	
		Manipulation			4 pattes		Assis chaise	80	Marcher/courir	
		Fin	Fonctionnel	100		Autre déplacement		Assis tapis	20	Sauter
					Debout en se tenant (mains)		Tapis (couché)		Velo/tricycle	
							Debout		Balance board	

Notes enfiler pantalons, chaussures, chaussettes, + Remettre.
 Douleur? ϕ

Activité/Jeu	HEURE	Description d'activité								
		Debut	Mb. Supérieur	%	Intersegmentaire	%	Mb. Inf. static	%	Mb. Inf. dynamic	%
petite du sapin de Noël de 10	15h45	Motric. grossière			Ramper		Assis ballon		Transition	
		Manipulation			4 pattes		Assis chaise		Marcher/courir	
		Fin	Fonctionnel	50		Autre déplacement		Assis tapis		Sauter
					Debout en se tenant (mains)		Tapis (couché)		Velo/tricycle	
							Debout	100	Balance board	

Notes Debout extension de coude pour poser l'étoile du sapin.
 Douleur? ϕ

Activité/Jeu	HEURE	Description d'activité								
		Debut	Mb. Supérieur	%	Intersegmentaire	%	Mb. Inf. static	%	Mb. Inf. dynamic	%
Bouliers	16h00	Motric. grossière			Ramper		Assis ballon		Transition	
		Manipulation			4 pattes		Assis chaise		Marcher/courir	
		Fin	Fonctionnel	100		Autre déplacement		Assis tapis		Sauter
					Debout en se tenant (mains)		Tapis (couché)		Velo/tricycle	
							Debout	100	Balance board	

Notes faire des jeux langes de Bouliers pour sapin.
 Douleur? ϕ

ryue