MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
ÉCOLE PRATIQUE DES HAUTES ÉTUDES
Sciences de la Vie et de la Terre
MÉMOIRE
présenté
par
Doat Emilie

pour l'obtention du Diplôme de l'École Pratique des Hautes Études

TITRE : *Mise en place d'une échelle d'évaluation globale de la motricité de l'enfant à l'adulte.*

Soutenu le jour mois année devant le jury suivant :
Mme. Provasi Joëlle **-Président**
Mr. Cazalets Jean-René **-Tuteur scientifique**
Mme. Chanraud Sandra **-Tuteur pédagogique**
Mr Perrochon Anaick **-Rapporteur**
Mme. Bidet-Ildei Christel **-Examinateur**

Mémoire préparé sous la direction scientifique de :
M. Cazalets Jean-René
Intitulé de la structure d'accueil : *Institut des Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux*
Directeur : *Mr Cazalets Jean-René*

Et sous la direction pédagogique de :
Mme. Chanraud Sandra
Intitulé de la structure d'accueil EPHE : « *Neuroimagerie et Vie quotidienne »*
Institut des Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux
EPHE(Sciences de la vie et de la Terre)
Groupe de Recherche et d'Enseignement Thématiques de l'EPHE : *Approche Translationnelle des Maladies Neurodégénératives(TRANS-NEURO)*

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
ÉCOLE PRATIQUE DES HAUTES ÉTUDES
Sciences de la Vie et de la Terre
MÉMOIRE
présenté
par
Doat Emilie

pour l'obtention du Diplôme de l'École Pratique des Hautes Études

TITRE : *Mise en place d'une échelle d'évaluation globale de la motricité de l'enfant à l'adulte.*
Soutenu le jour mois année devant le jury suivant :
Mme. Provasi Joëlle **-Président**
Mr. Cazalets Jean-René **-Tuteur scientifique**
Mme. Chanraud Sandra **-Tuteur pédagogique**
Mr Perrochon Anaick **-Rapporteur**
Mme. Bidet-Ildei Christel **-Examinateur**

Mémoire préparé sous la direction de :
M. Cazalets Jean-René
Intitulé de la structure d'accueil : *Institut des Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux*
Directeur : *Mr Cazalets Jean-René*

Et de
Mme. Chanraud Sandra
Intitulé de la structure d'accueil EPHE : « *Neuroimagerie et Vie quotidienne »*
Institut des Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Bordeaux
EPHE(Sciences de la vie et de la Terre)
Groupe de Recherche et d'Enseignement Thématiques de l'EPHE : *Approche Translationnelle des Maladies Neurodégénératives(TRANS-NEURO)*

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier les membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce travail.

Merci à vous deux Jean-René et Sandra de m'avoir poussé dans ce diplôme. A force de baigner dans les neurosciences je finissais par en comprendre des brides mais quel plaisir de découvrir le fonctionnement de mécanismes pris dans leur globalité ; les choses deviennent enfin plus claires ! Alors on ne va pas se mentir cela n'a pas été simple, le manque de confiance puis la maladie ont failli me faire tout arrêter mais finalement j'aurai réussi à aller au bout, ouf !

Merci à mes jeunes collègues de master et aux autres « diplômes » croisés au cours de ces deux années de cours. Ce fut un réel plaisir d'apprendre en leur compagnie et de découvrir toutes ces personnes en activités qui font le choix de reprendre des études même si ce n'est pas toujours simple.

Les collègues : merci Etienne pour ton soutien, pour toutes ces heures passées à développer du code pour moi et pour me supporter au quotidien, promis dans le prochain bâtiment j'arrêterai de blablater ; Vincent merci à toi pour ton écoute et ton aide ; merci à tous ceux qui ont servi et resserviront de cobaye, merci Emma. Enfin, difficile de ne pas avoir une pensée pour Giulia, ciao bellissima.

Les vieux de la veille : merci Greg, merci les copains de m'avoir hébergée durant toutes ces semaines de cours, merci d'être là dès qu'il y a besoin, bref j'aurai pu vous mettre dans le paragraphe suivant.

La famille : merci les enfants de me supporter et de servir de cobaye à votre mère (à noter qu'ils font de très mauvais sujets, pas assez attentifs). Merci aux parents, merci LN, tout ça tout ça. Enfin, merci Darling, il s'en est passé des choses depuis le début de ce diplôme et sans toi, rien n'aurait été possible <3.

I-Introduction 5
1-Organisation des structures motrices 7
1-1-Anatomie ---------- 7
1-2-Motricité de bas niveau ---------- 8
1-3-Motricité de haut niveau ---------- 9
2-Les échelles d'évaluation 13
2-1-Utilité des échelles ---------- 13
2-2-Exemple d'échelles existantes ---------- 13
3-Principaux items d'évaluation 15
3-1-L'équilibre: ---------- 15
3-2-La marche ---------- 17
3-3-La coordination visuomotrice ---------- 19
4-L'analyse du mouvement et la PAM 20
II-Matériel 23
1-Participants 23
2-Présentation de la Plateforme d'Analyse du Mouvement (PAM) 23
2-1 Cinématique ---------- 24
2-2 Plateforme de force ---------- 25
2-3 EMG ---------- 26
2-4 Capteur de force ---------- 27
2-5 Poste de pointage ---------- 27
III-Méthodes 29
1-Posturologie 29
2-Initiation de la marche 30
3-Marche 31
4-Préhension digitale 34
5-Pointage 35
6-Analyse statistique 35
IV-Résultats 36
1-Posturologie 36
2-Initiation de la marche 40
3-Marche 40
Longueur du pas moyenne ---------- 42
Largeur de pas moyenne: ---------- 43
Durée d'appui moyen ---------- 44
4-Préhension 47
5-Pointage 51
V-Discussion 53
1-Mise en place des tests 53
1-1-Faisabilité ---------- 53
1-2-Mesurer avec une bonne sensibilité ---------- 54

2-Choix et pertinence des tests et des variables 54
a-Posture ---------- 54
b-Initiation ---------- 55
c-Marche ---------- 56
d-Préhension ---------- 56
e-Pointage ---------- 57
3-Normalisation/simplification 58
a-normalisation ---------- 58
b-simplification/mobilité ---------- 60
VI-Perspectives 61
Annexes 62
Annexe 1 : échelle UPDRS 62
Annexe 2 : ALRB 63
Annexe 3 : CPP 65
Annexe 4 : feuille de passation 67
Bibliographie 69

I-Introduction

L'utilisation de tests standardisés, référés à une norme établie afin d'évaluer les capacités motrices des individus, est, dans de nombreux domaines cliniques, un outil de choix (Hallemans et al. 2019).

Cela est particulièrement vrai pour les nombreux troubles neuro-développementaux ou neuro-dégénératifs, caractérisés par des déficits cognitifs mais également par des troubles associés, plus ou moins importants, des activités motrices, notamment les troubles développementaux de la coordination. Différentes échelles d'évaluation spécifiques ont été développées pour une évaluation des capacités motrices chez l'adulte telles que la « Fugl-Meyer Assessment Sensorimotor Recovery (Gladstone et al. 2002; Fugl-Meyer et al. 1975)» à destination des patients ayant subi un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) ou l'échelle UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale) (Goetz et al. 2008) pour l'évaluation des patients atteints de la maladie de Parkinson.

Il existe également de nombreuses échelles d'évaluation motrice chez l'enfant comme la « Movement Assessment Battery for Children- deuxième édition » (Brown 2013). Cependant l'évaluation des adultes via ces outils n'est pas possible. Certaines études ont cherchées à adapter cette échelle pour les adultes (Cousins et Smyth 2003) mais ces échelles restent spécifiques à une pathologie, elles évaluent un handicap et elles sont basées sur une description détaillée et précise de l'état moteur du patient. Ce sont des évaluations qualitatives dépendantes de l'évaluateur. Parallèlement à l'utilisation de ces batteries d'évaluation qualitative des capacités motrices, des approches expérimentales basées sur une analyse de variables quantifiées ont été utilisées pour de nombreuses pathologies. Cela concerne en premier lieu les capacités posturales (Molloy, Dietrich, et Bhattacharya 2003; Buderath et al. 2009; Dellavia et al. 2009; Blomqvist et al. 2013; Lee, Lee, et Song 2016) mais également les capacités de marche (Agiovlasitis et al. 2009; Buderath et al. 2009; de Sèze et al. 2015). Dans la plupart des cas, ces différentes techniques sont utilisées indépendamment. De plus ces différents tests ont été validés pour mettre en avant des dysfonctionnements et ne

permettent pas d’évaluer des personnes saines, limitant le développement de recherches fondamentales.

Dans ce cadre, la motricité est étudiée afin de caractériser les fonctions motrices (Leversen, Haga, et Sigmundsson 2012), ceci dans le but de connaitre le développement et le fonctionnement des différents réseaux moteurs. Au quotidien, mon travail à la plateforme d’analyse du mouvement (PAM) consiste à mesurer les mouvements du corps. Au cours de précédents projets une demande récurrente des équipes de recherche était de pouvoir évaluer la motricité de sujets participant à des protocoles de recherche clinique (Bestaven et al. 2016; Cazalets et al. 2017; Di Scala et al. 2019). On a donc par le passé mis en place des tests en s’appuyant sur la littérature qui à chaque fois étaient spécifiquement développés pour un protocole donné. L'objectif de cette étude a été de mettre en place une batterie de tests d’évaluation permettant d’obtenir des données quantitatives utilisables quel que soit l’âge ou la pathologie du sujet. Ces tests reprennent les grands axes mesurés par les échelles existantes et ils reposent sur l’obtention de données quantitatives qui permettent de s’affranchir de la vision de l’expérimentateur afin d’objectiver les résultats.

Dans la première partie de ce mémoire, nous avons passerons en revue les différents éléments du système moteur, puis dans un second temps nous verrons comment s'organise la commande motrice ; ensuite nous verrons quelques exemples d'échelles d'évaluation et les principaux items d'évaluation. Après avoir défini la problématique de cette étude, nous définirons la méthodologie mise en place pour les différentes tâches et nous avons inclus dans nos résultats une première cohorte de sujets sains. Pour finir nous terminerons par une discussion des résultats qui nous permettra d'aborder les limites et perspectives de ce projet.

1-Organisation des structures motrices

La motricité est un ensemble de fonctions corporelles, assuré par le système locomoteur et le système nerveux, permettant le mouvement et les déplacements.
Nous ferons un bref rappel de l'organisation des structures motrices qui ne prétend pas à une exhaustivité mais qui a pour objectif de préciser le contexte dans lequel se situe notre étude.

1-1-Anatomie

Le système neuromusculaire est composé de l'appareil musculo-squelettique et du système nerveux.
L'appareil neuro-musculo-squelettique est un système d'organes qui permet à l'Homme de se mouvoir. Il est composé de muscles, du squelette osseux et cartilagineux ainsi que des éléments rattachés (tendons, ligaments- Figure 1).

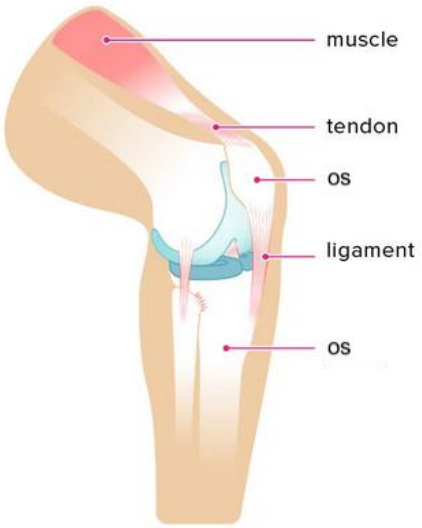


Figure 1

Le squelette humain est composé de 206 os à l'âge adulte. Il constitue la charpente du corps sur laquelle viennent se fixer les différents muscles et tendons et il sert de

protection pour certains organes comme par exemple ceux de la cage thoracique (cœur, poumons) ou du crâne.
Les muscles squelettiques constituent la musculature permettant le mouvement de l'ensemble des structures ostéo-articulaires du corps. Ils participent au mouvement des os autours des articulations, au mouvement des yeux, ou encore à l'expression faciale.
Les ligaments sont constitués d'une bande de tissu conjonctif qui relie deux os entre eux au sein d'une articulation. Ils permettent d'assurer la cohésion de l'ensemble de la structure osseuse et de limiter la mobilité de l'articulation en la protégeant de mouvements extrêmes.
Enfin, les tendons relient un muscle à un os. Ils sont situés dans le prolongement du tissu musculaire et permettent le transfert des forces musculaires à l'os. Les tendons participent donc au mouvement.

Le contrôle du mouvement peut se faire à différents niveaux du système nerveux et on peut schématiquement considérer trois niveaux d'organisation du mouvement selon les zones cérébrales impliquées et selon la demande cognitive du comportement : les mouvements automatiques, réflexes et volontaires. Dans cette étude nous considérerons deux niveaux de motricité, celle de bas niveau comprenant les mouvements nécessitant peu de ressources cognitives (automatique, réflexe) et la motricité de haut niveau pour laquelle un contrôle cognitif est nécessaire (conscient/volontaire).

1-2-Motricité de bas niveau

Elle fait appel à l'exécution de mouvements de façon automatique, sans intervention de la conscience. Lorsque ces mouvements sont composés d'une suite ordonnée d'étapes motrices comme c'est le cas par exemple lors de la marche ou du maintien de l'équilibre leur contrôle se fait principalement au niveau spinal ou du tronc cérébral. Ces noyaux permettent la mise en œuvre de mouvements simples, stéréotypés et automatiques (MA). Ces différents noyaux sont appelés les générateurs centraux de patrons moteurs (Central Pattern Generator-CPG). Ces CPGs gèrent des

mouvements stéréotypés mais ne peuvent pas gérer des mouvements plus complexes.

La motricité de bas niveau comprend aussi les arcs réflexes. Ce sont des mouvements stéréotypés déclenchés par un stimulus précis. La rapidité d'apparition du mouvement réflexe (MR) indique qu'il est géré par le système nerveux au niveau d'arcs réflexes qui sont constitués d'une chaîne de neurones. Il peut y avoir dans une chaîne réflexe des interneurones qui vont servir de relais. Leur nombre et leur position vont permettre de distinguer des arcs reflexes longs passant par la moelle épinière (ME) puis remontant au cortex et les arcs courts qui ne passent que par la ME. Un exemple parmi les plus simples et les mieux connus est le réflexe d'étirement (ou réflexe myotatique) : il est monosynaptique, un neurone sensoriel va transmettre un stimulus à un motoneurone qui va déclencher le mouvement.

1-3-Motricité de haut niveau

Elle est responsable des mouvements volontaires (MV). Ces mouvements sont issus d'un processus complexe résultant souvent d'un apprentissage. Leur intégration se fait au niveau du cortex moteur (Figure 2).

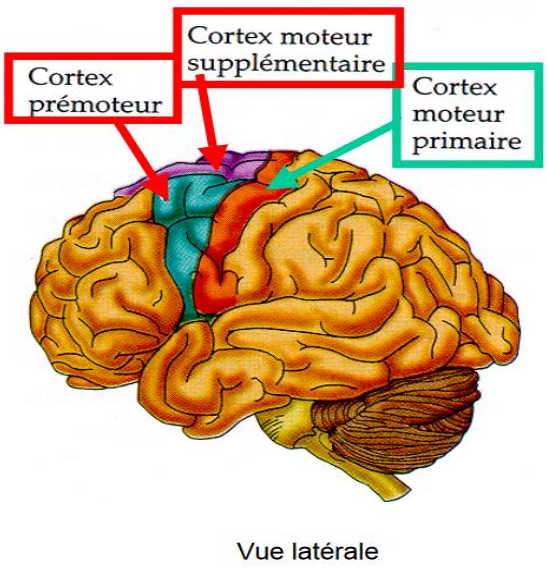


Figure 2 : représentation du cortex moteur

Celui-ci est situé en avant du sillon de Rolando et composé de deux aires corticales: l'aire 4 ou cortex moteur primaire et l'aire 6 composée du cortex prémoteur (intégration des informations sensorielles) et de l'aire motrice supplémentaire (planification du mouvement et coordination des deux mains).

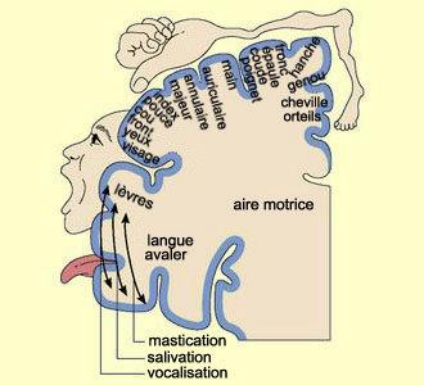


Figure 3 : homoncule moteur

Si l'on effectue une coupe du cortex moteur et qu'on le représente en fonction des régions contrôlées, on s'aperçoit que la taille de la région n'est pas proportionnelle à la taille d'un membre mais est liée à la complexité des mouvements qui peuvent être effectués.

C'est ce qui a été décrit par Penfield et est représenté schématiquement par l'homoncule moteur (Figure 3).

Lors de la réalisation d'un mouvement, le cortex moteur va recevoir des informations des différents lobes du cerveau et du cervelet. Le lobe pariétal va renseigner sur la position du corps dans l'espace, le lobe frontal participe au choix d'une stratégie adaptée et renseigne sur les objectifs à atteindre, et le lobe temporal va permettre le souvenir d'anciennes stratégies.

Le cervelet lui est impliqué dans la coordination motrice, il est divisé en trois régions connectées à une structure cérébrale spécifique et impliquées dans une fonction précise.

L'archeocervelet est connecté au système vestibulaire et est impliqué dans l'équilibre ; le paléocervelet contrôle l'activité musculaire de la posture en influençant le tonus musculaire et le neocervelet est connecté au cortex et contribue à la coordination des

mouvements volontaires. Le cervelet joue un rôle dans le réglage temporel des mouvements en modulant les signaux envoyés du cortex vers les motoneurones. Il permet aussi l'analyse des signaux visuels liés au mouvement (Stein et Glickstein 1992; Bioulac et al. 2013).

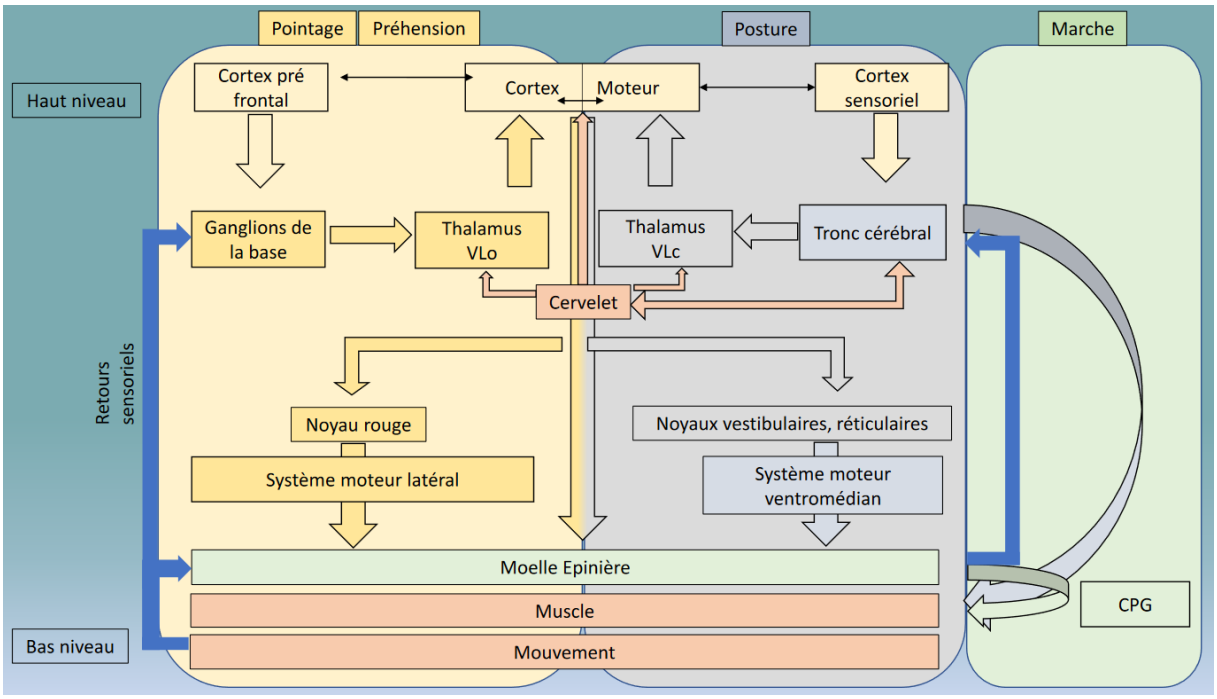


Figure 4 : représentation schématique des différentes boucles motrices présentant les différents niveaux d'intégration (bas niveau/haut niveau) et les structures associées.

Il existe plusieurs voies motrices descendantes, la voie latérale et la voie ventro mediane:

-la voie latérale:

La voie principale est corticospinale ; les axones partent du cortex moteur, passent par la capsule latérale puis le mésencéphale et se regroupent au niveau du bulbe en formant le faisceau dit pyramidal. A la jonction avec la moelle épinière (ME) il y a décussation ; à ce moment-là les axones circulent dans la colonne latérale de la ME et forment le faisceau corticospinal latéral. Les axones se terminent dans la zone latérale de la corne ventrale et dans la substance grise intermédiaire.

-la voie ventromediane:

Elle est constituée de quatre faisceaux descendants partant du tronc cérébral. Deux d'entre eux (faisceau vestibulospinal et tectospinal) sont impliqués dans la posture de la tête et du cou, les deux autres (faisceau réticulospinal pontique et réticulospinal bulbaire) contrôlent la posture du tronc et luttent contre la gravité (Figure 4).

Au cours de ce travail nous avons défini 5 tâches motrices (Figure 5) représentatives de ces différents niveaux. Pour reprendre notre classification, nous avons étudié des mouvements de type automatique tels que la marche et son initiation dont le déclenchement se fait de façon volontaire, des mouvements réflexe, la posture, et des tâches de motricité volontaire telles que le pointage et la force de préhension.

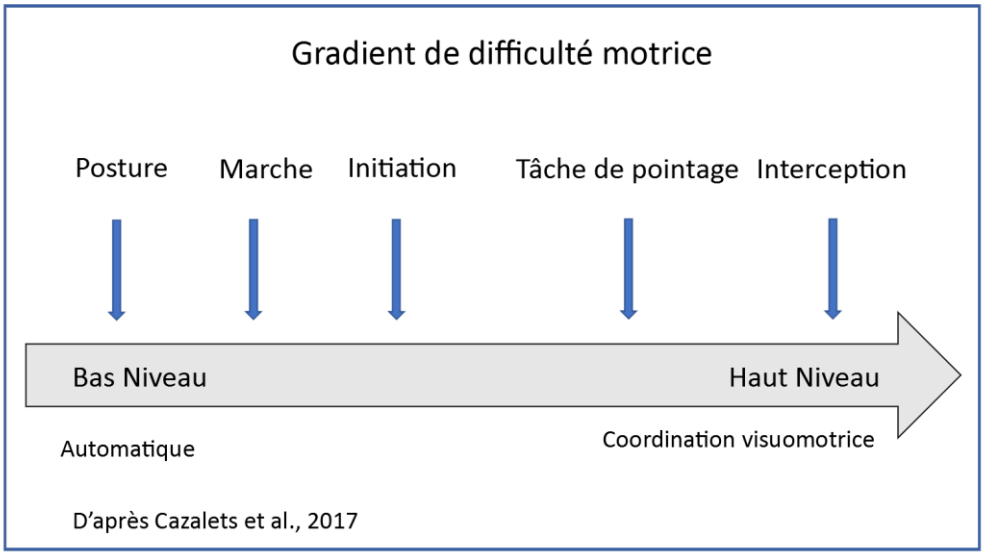


Figure 5 : représentation du gradient de difficulté motrice

2-Les échelles d'évaluation

2-1-Utilité des échelles

Tout dérèglement du système moteur va entraîner des troubles au niveau de la planification du geste ou de son exécution. L'étude de ces troubles moteurs a plusieurs finalités :

Le diagnostic : Les échelles d'évaluation des psychomotriciens comme la NP-MOT (Vaivre-Douret 2006) ont pour but de diagnostiquer la présence ou non d'un déficit moteur et de pouvoir caractériser des troubles comme la dyspraxie qui est un trouble développemental durable affectant la planification, l'organisation, l'exécution ainsi que l'automatisation des gestes et des mouvements.

Le suivi: l'évaluation motrice permet dans le cadre de la maladie de Parkinson et avec des échelles telles que l'UPDRS (Goetz et al. 2008), par exemple, de suivre l'évolution de la maladie. Le praticien peut ainsi mesurer l'aggravation des symptômes dans le cas d'une maladie neurodégénérative ou le bénéfice apporté par une médicamentation.

Prévenir le risque d'accident : certaines pathologies ou le vieillissement entraînent des déficits moteurs pouvant provoquer des chutes et des accidents ; l'évaluation motrice va permettre de repérer les sujets à risque et de pouvoir ainsi leur proposer une prise en charge permettant la diminution de ce risque d'accident.

2-2-Exemple d'échelles existantes

Comme nous venons de le voir il existe de nombreuses échelles de différents types :

2-2-1-Les échelles globales

Beaucoup utilisées chez l'enfant par les psychomotriciens, la MABC2 (Brown 2013) et la NP-MOT permettent l'évaluation motrice des enfants jusqu'à 16 ans. Elles évaluent trois critères principaux qui sont la dextérité manuelle (MV), le viser-attraper (MV) et l'équilibre qu'il soit statique (MR) ou dynamique (MA). Ces échelles consistent à mesurer des durées d'exécution et à scorer des tâches permettant de donner une note globale au sujet en fin d'exercice. Celui-ci sera alors comparé à une norme et orienté vers un diagnostic selon son score. Ces échelles transforment des données

qualitatives en données quantitatives mais elles ont comme principal défaut d'atteindre un niveau plafond au-delà duquel tout sujet sain, par exemple, obtient le même score, or toutes les personnes asymptomatiques bien qu'elles aient le même score avec cette échelle n'ont en réalité pas les mêmes schémas moteurs et compétences motrices.

2-2-2-Les échelles liées à une maladie

Ces échelles sont utilisées chez des personnes déjà diagnostiquées (UPDRS pour les personnes atteintes du syndrome de parkinson (cf Annexe 1), Fahn Tolosa (Fahn et al. 1993) pour évaluer le tremblement essentiel par exemple). Elles permettent de caractériser un niveau d'atteinte en lien avec la maladie. Les principaux items évalués sont la marche (MA), l'équilibre (MR), les mouvements de la main et des doigts (MV) et les tremblements des membres inférieurs, supérieurs et de la tête. L'analyse est observationnelle, des points sont attribués selon que les mouvements sont trop rapides ou trop lents. Le praticien notera aussi les variations d'amplitude des différents gestes effectués. Ces échelles évaluent les capacités du patient à conserver son autonomie et évaluent son bien-être au quotidien. Elles sont qualitatives et dépendent de l'observation faite par le praticien. Afin de partiellement s'affranchir de ce problème, les évaluations sont régulièrement filmées et revues par un second praticien afin d'ajuster le score obtenu.

Ces échelles sont généralement dirigées vers l'évaluation de la posture ou de l'équilibre instable, l'évaluation de la marche, l'évaluation d'un changement de position ou d'une mise en mouvement ou l'évaluation de mouvements fins et l'évaluation de force de préhension ou de lancer d'objet. Ce projet va donc reprendre ces différents axes et adapter des protocoles qui peuvent être mis en place sur la PAM qui est une plateforme actuellement utilisée dans le cadre de différents travaux de recherche à Bordeaux.

3-Principaux items d'évaluation

3-1-L'équilibre:

3-1-1-Le contrôle postural

Le centre de masse (CM) est un point de part et d'autre duquel la répartition des masses est identique. Chez l'Homme, la position du centre de masse varie en fonction de la posture et de la position des différents segments corporels.

Le centre de pression (CP) est le point d'application de la résultante des forces de réaction appliquées sur une surface d'appui (Figure 6).

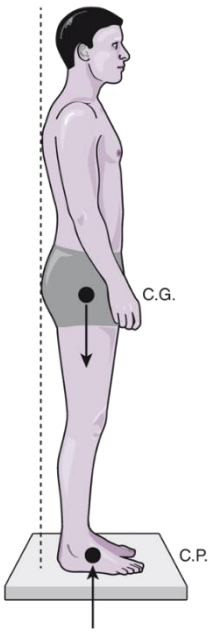


Figure 6 : représentation des centre de pression et centre de masse

Le polygone de sustentation est la surface obtenue en reliant les limites extrêmes des appuis (Figure 7).

Un corps est dit à l'équilibre lorsque la projection orthogonale du centre de masse se situe à l'intérieur du polygone de sustentation. Plus le polygone est petit et plus l'état d'équilibre sera précaire.



Figure 7 : exemple de polygones de sustentation

Le contrôle postural pendant la station debout consiste à limiter les mouvements du CG. Les trois principaux systèmes permettant de réguler le contrôle postural sont le système visuel, le système vestibulaire et le système somato-sensoriel.

Le système visuel permet la détection des mouvements aussi bien de l'environnement que du sujet. Le système vestibulaire qui est situé dans l'oreille interne, renseigne sur la position et l'accélération de la tête. Le système somato-sensoriel au travers de récepteurs tactiles superficiels qui, pour ceux situés sous la voute plantaire permettent de détecter des variations de pression et des différences de structures lors de la station érigée. Enfin des récepteurs plus profonds situés dans les muscles (fuseaux neuromusculaire), les tendons (organes de Golgi) ou les articulations (corpuscule de Pacini et de Ruffini) permettent de connaître la position des différents segments corporels dans l'espace et leurs mouvements les uns par rapport aux autres.

L'intégration de ces différentes informations permet au sujet de s'orienter dans son environnement.

Lors d'une modification de la posture, la position de notre centre de gravité va être modifiée, et, de façon à ne pas chuter, des ajustements posturaux se mettent en place (Babinski 1899).

Il existe deux types d'organisation temporelle du contrôle de l'équilibre: les ajustements posturaux anticipés (APA) et les ajustements posturaux réactionnels (APR).

3-1-2-Les ajustements posturaux anticipés

Ils apparaissent avant le début du mouvement, ils assurent la coordination entre la posture et le mouvement. Lors de l'initiation de la marche, le déséquilibre crée par la mise en mouvement du corps est anticipé et les APA permettent de conserver la projection du centre de pression dans le polygone de sustentation et donc le maintien de l'équilibre (Assaiante et Chabrol 2010).

3-1-3-Les ajustements posturaux réactionnels

Ils surviennent suite à un déséquilibre imprévu. Ils se traduisent par une contraction des muscles agonistes et antagonistes permettant la rigidification et le maintien d'une posture et une modification des appuis (faire un pas de côté par exemple) afin d'agrandir le polygone de sustentation.

3-2-La marche

La marche est le résultat d'une activation musculaire cyclique, coordonnée et automatique qui peut être modulée par un contrôle volontaire notamment lors d'un changement de vitesse de marche. Elle est acquise après de longs mois d'apprentissage et répond à des problématiques mécaniques permettant de la rendre la plus efficace possible (Yiou et al. 2017; Viel 2000). Un défaut de la commande motrice qui va entraîner une diminution du recrutement des unités motrices (Gracies 2005) va rendre la marche moins efficace d'un point de vue mécanique ce qui va l'altérer, voir la supprimer. Le sujet devra alors fournir un effort énergétique supplémentaire pour se déplacer ce qui conduit à une plus grande fatigabilité. Afin d'étudier la marche celle-ci est découpé en cycles.Un cycle de marche (Figure 8) est composé d'une alternance de phases d'appui et d'oscillation. Il débute lors du posé du talon d'un pied jusqu'au prochain contact au sol du talon de ce même pied. Afin de pouvoir comparer les cycles ceux-ci sont normalisés par rapport à la durée totale du cycle.

3-2-1-Phase d'appui

Pendant la phase d'appui on distingue :

- la phase d'appui unipodal (40% du cycle) où seul un des deux pieds est en contact avec le sol

et les phases de double appui où les deux pieds sont en contact avec le sol (environ 20% du cycle). Lors de la mise en contact avec le sol du talon du pied D, on a un transfert du poids du corps sur le membre inférieur droit ce qui permet une décharge du membre gauche, les orteils du pied gauche vont quitter le sol et va débuter la phase d'oscillation du pied gauche.

3-2-2-Phase d'oscillation

Pendant la phase d'oscillation (40%), le pied n'est plus en contact avec le sol. Cette phase débute par le décollement des orteils du sol, puis par la progression du membre inférieur vers l'avant et se finit par le contact au sol du talon du pied (Winter 2005).

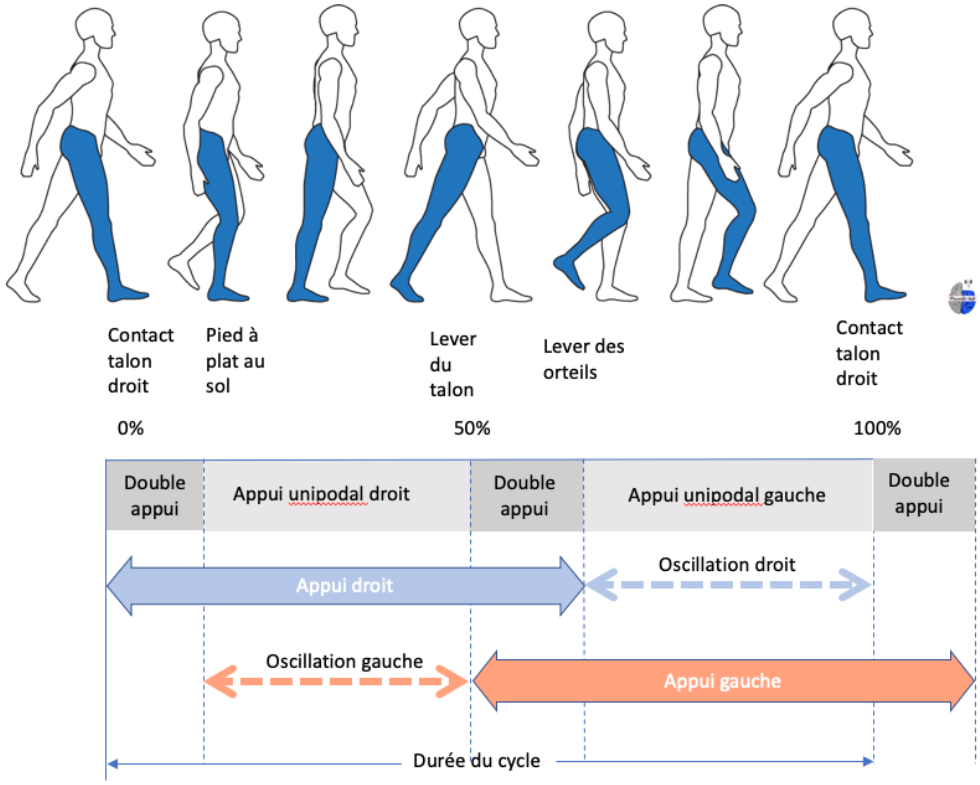


Figure 8 : représentation schématique du cycle de marche

3-2-3 Les paramètres spatiaux temporels

Ils permettent de caractériser la marche dans le temps et l'espace (Figure 9). Parmi ceux les plus utilisées on retrouve :

- la durée des phases d'appui et d'oscillation
- la longueur du pas
- la largeur du pas
- la longueur du cycle
- la vitesse de marche et la cadence:

La vitesse de marche est le rapport entre la distance parcourue et le temps. Elle s'exprime le plus souvent en mètre par seconde ($m.s^{-1}$). La cadence est un nombre de pas par unité de temps. C'est une fréquence exprimée en pas par minute (ppm).

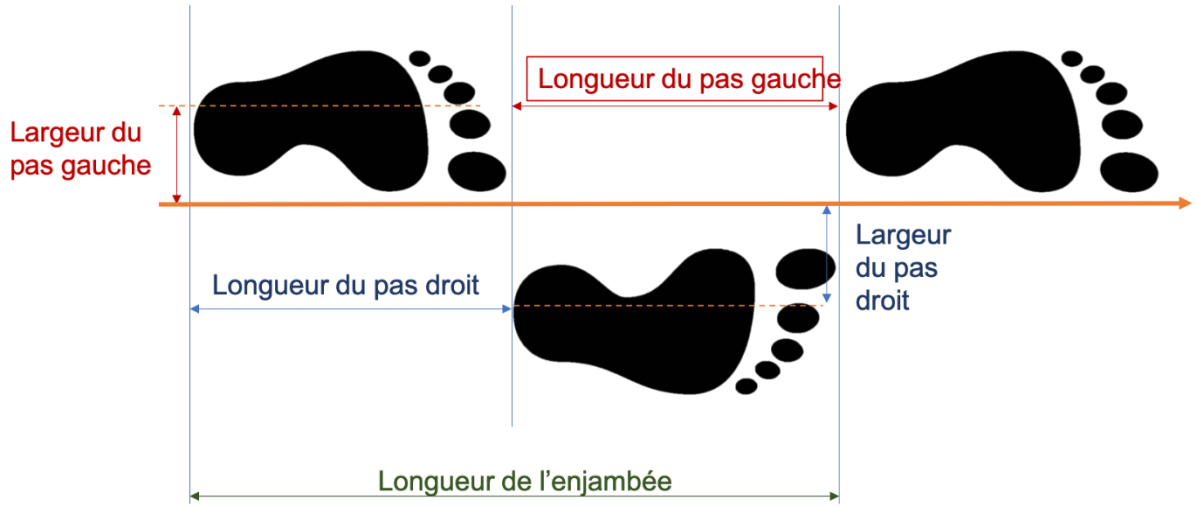


Figure 9 : paramètres spatiaux de la marche

La vitesse de marche dépend de la longueur des pas et de leur fréquence. Chaque individu possède une vitesse dite naturelle qui correspond à la vitesse optimale avec une dépense énergétique moindre. Pour moduler sa vitesse de marche un individu peut soit allonger la longueur de ses pas soit augmenter sa fréquence de marche. Dans les faits la plupart du temps c'est une combinaison de ces deux effets qui permet d'optimiser la dépense énergétique en fonction de l'environnement ou de facteurs psychologiques (le fait d'être en retard par exemple). C'est pourquoi dans cette étude, nous avons évalué différents types de marche et notamment des tâches demandant des niveaux de coordination plus ou moins élevés (Bayot et al. 2018).

3-3-La coordination visuomotrice

Afin d'évaluer les fonctions du membre supérieur on va s'intéresser aux mouvements du bras lors d'une tâche de pointage et à la force de préhension digitale. Les principaux mécanismes impliqués sont la vision, la proprioception dont la kinesthésie et le tact et la motricité. Deux temps se succèdent dans le pointage : le temps de réaction (TR) et le temps de mouvement (TM). Le TR correspond à la phase de planification et de

programmation de l'action (attente, identification de la cible, codage et programmation du mouvement). Le TM correspond à la phase d'exécution (exécution, contrôle et fin du mouvement). Ce sont des tâches classiques de mouvement dirigé vers un but. La demande cognitive pour ces tâches est donc plus importante que pour les tâches de posture ou de marche simple.

Le suivi d'un tracé sur un écran via la pression d'un capteur de force nécessite de coordonner son action avec ce qui est visible à l'écran (Blank, Heizer, et von Voss 2000). De même des tâches de pointage obligent le sujet à coordonner ses mouvements pour pouvoir toucher une cible.

Chez les dyspraxiques, les troubles de la micro-motricité sont souvent accompagnés/liés à des troubles de la préhension (Bieber et al. 2016). Chez des sujets parkinsoniens, on retrouve des troubles de la préhension et une rigidification des doigts (Proud et al. 2020).

4-L'analyse du mouvement et la PAM

Approches expérimentales



Figure 10 : chronophotographie

Étienne-Jules MAREY (1830-1904) est le précurseur de l'analyse du mouvement. Il a notamment travaillé sur la marche et l'effort musculaire et a mis au point la technique de chronophotographie (figure 10). Cette technique basée sur l'identification de

marqueurs reste assez proche conceptuellement des techniques les plus répandues aujourd'hui.



Figure 11 : chronophotographie d'un saut de cheval

L'évaluation motrice permet notamment dans le milieu sportif de perfectionner le mouvement. La vidéo a été très largement utilisée pendant de nombreuses années (Figure 11) et aujourd'hui la « motion capture » permet d'affiner encore plus l'étude du mouvement. Couplée à des mesures d'activité musculaire (l'électromyographie) cela permet de mesurer des énergies et des capacités de développement.

La Plateforme d'analyse du mouvement (PAM) accueille chaque année des projets de recherche fondamentale ou clinique. A chaque fois, l'investigateur cherche à évaluer la motricité des sujets. Lorsqu'un sujet est porteur d'une maladie déjà diagnostiquée, il est facile de se contenter d'utiliser des échelles préexistantes pour scorer le niveau d'atteinte de la personne. Cependant quand le sujet est asymptomatique, porteur par exemple, d'un gène lié à une maladie dégénérative comme la maladie de Huntington, mais pour laquelle les symptômes n'apparaissent que bien plus tard, il est difficile d'utiliser une échelle d'évaluation classique qui sert à caractériser le niveau d'atteinte d'une maladie qui dans ce cas-là n'est pas encore exprimée. La PAM accueille des projets variés allant de l'étude de la motricité d'enfants porteurs de la maladie de Rubistein-Taybi (syndrome malformatif rare caractérisé par des anomalies congénitales), à l'évaluation de patients âgés atteints de la maladie de Parkinson ou à la caractérisation de sujets atteints d'autisme.

De façon à homogénéiser les données permettant ainsi d'une part l'établissement d'une base de données contrôles et d'autre part permettant la comparaison de différentes pathologies, notre groupe a besoin de mettre en place une batterie de tests

pour évaluer la motricité. La plupart des tests utilisés jusqu'alors avaient été peu réfléchis, sans obéir à une logique. La première partie de mon travail a été de concevoir et déterminer les tests à réaliser. Pour cela on va s'appuyer sur les échelles existantes et sur les projets réalisés précédemment tout en cherchant à décrire les différents niveaux de motricité, au travers de nouveaux protocoles.

Hypothèse:

L'échelle d'évaluation mise en place est universelle, basée sur la quantification et permet d'évaluer différents niveaux de contrôle moteur.

Problématique:

Quelle batterie de test d'évaluation doit-on mettre en place sur la PAM pour obtenir des données quantitatives utilisables quel que soit l'âge ou la pathologie du sujet? Ces tests devront évaluer les différents niveaux de motricité et, pour le confort des sujets, être rapides, simples à réaliser et d'une mise en place aisée.

On cherchera à obtenir des données quantitatives qui permettent de s'affranchir de la vision subjective de l'expérimentateur et permettent d'objectiver les résultats. Cette batterie de tests devra avoir des résultats concordant avec les échelles actuelles. Pour cela, cette étude devait être initialement réalisée en parallèle d'une étude sur les troubles moteurs (évalués par la MABC-2) chez des enfants atteints de dyspraxie pour laquelle un CPP a été déposé (Annexe3). Malheureusement la situation sanitaire actuelle a retardé le début de cette étude et les résultats des sujets dyspraxiques ne seront pas inclus dans ce rapport.

II-Matériel

1-Participants

27 sujets répartis en trois groupes ont été inclus dans cette étude. Un groupe Enfants (N=12 (5G/7F)) âgés de 8 à 11 ans (moyenne : 9,79 ± 1,3 ans), un groupe Adolescents (N=6 (2G/4F) âgé de 13 à 14 ans (moyenne : 13,83 ± 0.4 ans) et un groupe Jeunes Adultes (N=9 (5G/4F)) âgés de 22 à 24 ans (moyenne : 23,11 ±1,0 ans) ont participé à ce projet. Ce sont des sujets sans problème connu affectant la motricité recruté parmi les étudiants, salariés, stagiaires et enfants du personnel du laboratoire.

2-Présentation de la Plateforme d'Analyse du Mouvement (PAM)

Chaque année la PAM accueille un grand nombre de projets cherchant à caractériser les fonctions motrices chez l'Homme. Que ce soit pour du diagnostic clinique via l'analyse quantifiée de la marche pour des patients infirmes moteur cérébraux, ou pour la caractérisation de patients atteint de troubles neurologiques (tremblements essentiels, Parkinson ou dystonie) ; la PAM développe des outils d'analyse spécifiques et ciblés.



Figure 12 : grande salle de la PAM, au premier plan le poste d'enregistrement, au sol, entre les deux tapis noirs, les plateformes de forces.

La PAM est composée d'une grande salle de 180 m2 (Figure 12) qui regroupe un ensemble d'outils intégrés permettant l'étude cinétique, cinématique et musculaire de la motricité humaine ainsi que l'étude de la posture et de l'équilibre. Elle dispose aussi d'une seconde salle plus petite permettant d'accueillir un dispositif de pointage et d'étude des mouvements oculaires.
La plateforme dispose également des autorisations nécessaires pour effectuer des recherches sur des personnes volontaires (arrêté préfectoral N° LR07 du 10 avril 2009 cf Annexe 2).

Chaque sujet accueilli à la PAM a réalisé différentes tâches allant de la motricité la plus automatique (Posturographie, Ajustement Postural Anticipé, Marche) à des tâches demandant une plus grande coordination (Préhension, Pointage). Lors de ces différentes tâches, on enregistre la cinématique du sujet grâce à la motion capture ; on enregistre les activités musculaires grâce à un système d'électromyographie, le déplacement du centre de pression de la personne via des plateformes de force et la force de pression digitale grâce à un capteur de force.

2-1 Cinématique

La grande salle de la PAM est équipée d'un système de capture du mouvement, Motive d'Optitrack (NaturalPoint, Corvallis, US) à 120Hz. Ce système est composé de 24 caméras qui envoient un signal infrarouge qui va se refléter sur des marqueurs passifs rétro réfléchissants de forme sphérique et d'un diamètre de 14mm. Avant chaque enregistrement une calibration de la salle doit être effectuée.
Des caméras sont disposées sur les murs et au plafond de la salle de façon à créer un volume d'enregistrement le plus grand possible. Une baguette possédant 3 marqueurs écartés d'une distance connue est promenée dans l'espace. A chaque instant de la calibration, les caméras se positionnent par rapport à la baguette, ce qui permet de déduire leurs positions respectives les unes par rapport aux autres. Ainsi lorsque l'ensemble du volume a été parcouru, la totalité des caméras sont positionnées les unes par rapport aux autres. A ce moment-là, on obtient le positionnement du volume des caméras cependant celles-ci ne sont pas positionnées par rapport au sol. Un second outil de calibration, une mire positionnée au niveau de l'origine du repère

de la salle, va nous permettre de fixer un référentiel. Par convention, l'origine du repère de la PAM se situe à l'angle d'une des plateformes de force. L'axe des X est l'axe latéral de la salle, il sera positif vers la droite lorsqu'on regarde le fond de la salle. L'axe des Y représente la verticalité, il est positif vers le sol et l'axe des Z est dans l'axe longitudinal de la PAM.

Pour cette étude, le sujet accueilli à la PAM est équipé de 3 marqueurs réfléchissants collés à la surface de la peau par un scotch adhésif double face hypoallergénique. Ces marqueurs sont positionnés sur trois repères anatomiques osseux :

- la malléole externe droite (mallD)
- la malléole externe gauche (mallG)
- la proéminence de la septième vertèbre cervicale (C7)

Grace au logiciel Motive d'Optitrack on obtient les coordonnées en X, Y et Z de chaque marqueur dans l'espace à chaque instant. Après identification à la main de chaque marqueur pour chaque enregistrement, on peut exporter les coordonnées des marqueurs. Une routine Matlab permet ensuite de calculer la position des marqueurs les uns par rapport aux autres et par rapport à la salle au cours des différents enregistrements.

2-2 Plateforme de force

Le contrôle postural en position debout consiste à limiter le chancellement du centre de gravité qui entraîne le déplacement du centre de pression (COP-point d'application de la somme des forces appliquées au sol) ce qui donne un indice sur la capacité des individus à maintenir leur équilibre. Les mouvements du centre de pression sont enregistrés via des plateformes de force (AMTI, USA). On obtient les vecteurs de force de réaction du sol (Fx, vecteur de force de réaction horizontale antéro-postérieur, Fy, force de réaction horizontale médio latérale ; Fz vecteur de force verticale). Ces données permettent de calculer les coordonnées du centre de pression.

En position debout fixe, pour maintenir cet équilibre, les personnes s'appuient sur des indices visuels, vestibulaires et proprioceptifs. Afin de tester l'implication des indices visuels dans le maintien de l'équilibre, les patients sont évalués yeux ouverts et yeux fermés. Afin d'évaluer l'implication du système vestibulaire dans le maintien de

l'équilibre les patients vont être placés dans une position de réduction du polygone de sustentation. Pour cela des enregistrements sont réalisés pieds alignés dans le prolongement l'un de l'autre. Enfin pour tester la proprioception les essais sont effectués sur un sol dur et sur un tapis de mousse (balance pad Airex).

2-3 EMG

Une contraction musculaire génère un courant électrique résultant de la stimulation des unités motrices. Afin d'évaluer les activités musculaires d'un sujet celui-ci est équipé de capteurs de surface EMG (Delsys Natick, USA) collés sur la peau. C'est un système d'enregistrement sans fil. Le signal EMG est enregistré par des électrodes solidaires d'un boitier (27x37x13mm) qui va préamplifier le signal puis le transmettre à un récepteur connecté à une carte d'acquisition. Le système employé permet l'enregistrement simultané de 6 muscles différents de la jambe (figure13) :

- les muscles gastrocnémiens latéraux droit et gauche (gastrocD et gastrocG)
- les muscles tibiaux antérieurs droit et gauche (TAD, TAG)
- les muscles longs fibulaires droit et gauche (longfibD, longfibG).



Figure 13 : muscles de la jambe

Pose des électrodes EMG :

Les muscles sont repérés par tâtonnement, puis la peau est nettoyée avec une solution alcoolisée afin de limiter les résistances inter-électrodes permettant ainsi de diminuer le bruit et d'améliorer le signal. Ensuite le boitier EMG est collé sur la peau au-dessus du muscle.

Les gastrocnémiens ou jumeaux du triceps sont reliés à deux articulations, celle du genou et celle de la cheville. Ils sont responsables de l'extension de la cheville et de la propulsion lors de la marche. Le tibial antérieur est situé dans la loge antérieure de la jambe qui va du bord externe du tibia au bord interne du pied, il est responsable de la flexion dorsale du pied. Le long fibulaire quant à lui est un muscle de la loge latérale de la jambe qui s'étend du haut de la face externe de la jambe au premier métatarsien

du pied, il est abducteur et rotateur latéral du pied. Ces trois muscles permettent d'enregistrer les contractions musculaires permettant le mouvement du pied par rapport à la jambe dans les trois dimensions.

2-4 Capteur de force

Selon Blank, Heizer, et von Voss (2000) les jeunes enfants et les adultes ont des stratégies différentes de préhension notamment lors d'une tâche de suivi de courbe.
Un capteur de force est un dispositif qui permet de convertir une force appliquée sur



Figure 14: capteur de force

un objet en un signal électrique. Implémenté sous Matlab, il permet de voir en direct la force exercée sur le capteur (Figure 14).

2-5 Poste de pointage

L'habileté motrice fine et la coordination visuomotrice dans des tâches d'exécution programmée sont évaluées via une tâche de pointage.

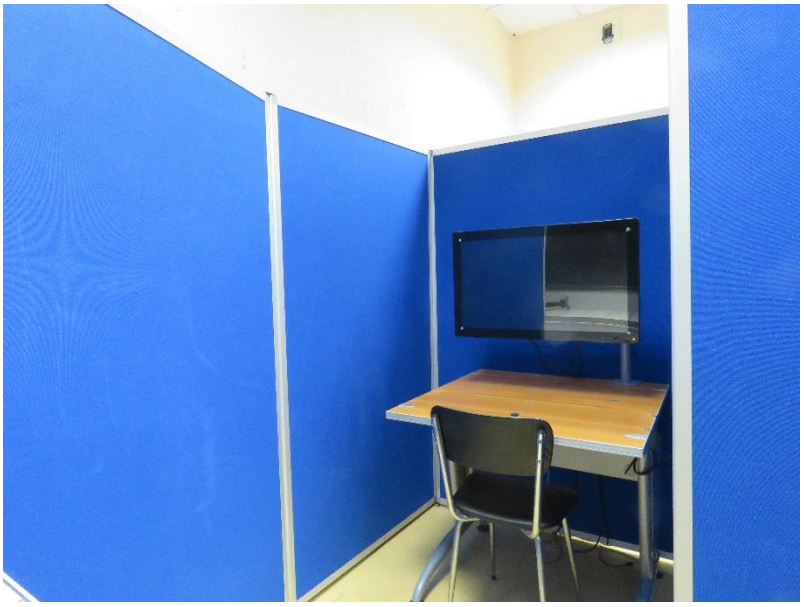


Figure 15 : poste de pointage

Les participants sont assis face à un écran tactile (1024*768 pixel) (Figure 15) avec leur index positionné sur un capteur (le bouton) situé sur le bureau devant l'écran. Lorsqu'une cible apparaît à l'écran, le participant doit aller la toucher le plus rapidement possible puis repositionner son index sur le bouton de départ.

Le temps de réaction (TR) qui est le moment entre l'apparition d'une cible et le début du mouvement de l'index, et le temps de mouvement (TM) qui est le délai entre le début du mouvement de l'index et le moment où l'index du participant touche l'écran sont mesurés (Figure 16).

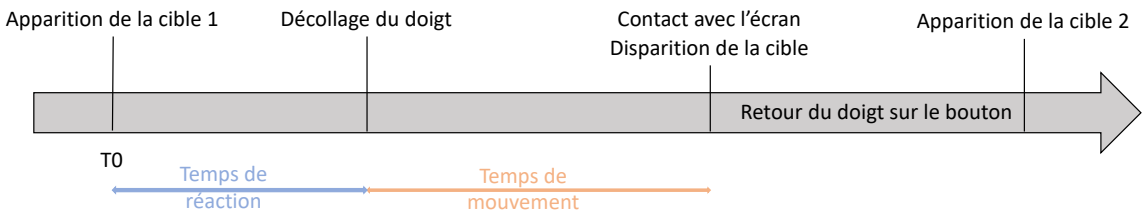


Figure 16 : déroulement du pointage

III-Méthodes

Pour les différents enregistrements, les sujets sont équipés de 3 marqueurs cinématiques (mallD, mallG et C7), de 6 boitiers EMG (gastrocD et gastrocG, TAD et TAG, longfibD et longfibG). La réalisation de l'ensemble des tâches nécessite en moyenne 50 à 60 minutes par sujet.

1-Posturologie

Les participants se placent sur la plateforme de force pieds joints (« pieds joints »), les yeux ouverts (YO), les bras le long du corps avec comme consigne de ne pas bouger, de ne pas parler et de garder une position la plus immobile possible. Un enregistrement de 30 secondes est effectué. La plateforme enregistre la position du centre de pression au cours du temps. Après chaque enregistrement le sujet peut bouger et faire quelques pas si besoin. Les participants font ensuite un second essai dans les mêmes conditions mais avec les yeux fermés (YF). Avant de lancer l'enregistrement l'expérimentateur donne la consigne « fermez les yeux » et demande confirmation au sujet qu'il a bien les yeux clos. A ce moment-là, le début de l'enregistrement est initié pour 30s. A la fin de cet essai l'expérimentateur invite le sujet à rouvrir les yeux. Par la suite un nouvel enregistrement est effectué avec les pieds en position l'un devant l'autre qui se touchent (« pieds alignés »). La consigne reste la même, être immobile, ne pas parler, garder les bras le long du corps tout d'abord 30 secondes les yeux ouverts puis 30 secondes les yeux fermés. Lors de cette condition, l'équilibre des participants est fortement perturbé ce qui peut entraîner des pertes d'équilibre obligeant parfois le sujet à faire un pas de côté. Dans ce cas-là un second essai est effectué. Les participants ne doivent pas bouger leurs pieds, ils ne peuvent que bouger les bras pour se maintenir à l'équilibre. Enfin, un tapis de mousse (balance PAD) est placé sur la plateforme (un recalibrage de celle-ci est effectué) puis le sujet se place pieds joints sur la mousse et reçoit pour consigne de garder cette position (« mousse ») 30s avec les yeux ouverts puis un second essai les yeux fermés.

La position pieds alignés sur la mousse yeux ouverts puis yeux fermés n'a pas été

réalisée car ces deux conditions provoquent une très grande quantité de déséquilibre avec des pas de côté ne permettant pas une cohérence des données.
Les paramètres posturographiques utilisés ont été sélectionnés selon ceux proposés par Prieto et al. 1996. L'aire stabilométrique (surface du stabilogramme incluant 95% des points) et la distance parcourue par le COP (Figure 17) durant le test sont mesurées et calculées via une routine Matlab (Mathworks, Natick, USA).

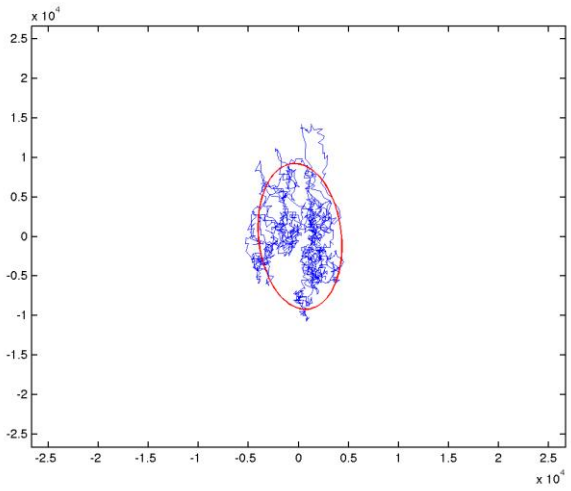


Figure 17 : exemple de stabilogramme

Plus la valeur de ces mesures est grande plus le sujet est instable. La position des pieds modifie la surface du polygone de sustentation, influençant la surface de l'ellipse et donc la surface de déplacement du COP. Parallèlement sont mesurées via des capteurs Delsys Trigno, les activités électromyographiques des muscles des membres inférieurs utilisés dans le maintien de la position debout (Gastrocnemiens, Tibial Antérieur, Long fibulaire). Le signal de l'activité électromyographique est filtré par un buterworth Highpass 30HZ, rectifié, puis par un filtre lowpass 4hz. La coordination des activités musculaire avec les déplacements du COP est mesurée.

2-Initiation de la marche

Les mécanismes d'ajustement posturaux anticipés vont être observés grâce à l'étude de l'initiation de la marche. Celle-ci est composée d'une première phase dite posturale et d'une seconde phase dite de mouvement (Crenna et Frigo 1991). Ces deux phases

correspondent à deux commandes motrices coordonnées et toute modification d'une de ces phases permet de mettre en avant un déficit de coordination.

Le sujet est positionné sur une plateforme de force (AMTI, USA) dans une position confortable puis, au signal de l'expérimentateur, commence à marcher. Le déplacement du COP sur la plateforme, la cinématique et l'activité électromyographique des membres inférieurs sont enregistrés.

La coordination entre les déplacements du COP et la cinématique des membres inférieurs (Vaugoyeau et al. 2003) va été évaluée. Pour cela, a été calculé:

- la durée en seconde de la phase posturale (Phase 1) qui correspond au moment entre la première variation de la force sur la plateforme dans le plan sagittal (T1) et le début du mouvement de la malléole (T2)
- la durée en seconde de la phase de mouvement (Phase 2) qui correspond à la durée du premier pas soit entre T2 et l'arrêt du mouvement de la malléole (T3).

Pour l'analyse, les durées moyennes des phases posturales et des phases de mouvement des différents groupes ont été comparées.

3-Marche

Les paramètres spatio-temporels de la marche sont enregistrés via un système de « motion capture ».

Les participants doivent effectuer un trajet aller-retour entre deux tapis noirs situant les positions de départ et d'arrivée, les tapis sont situés selon l'axe Z de la salle, avec un X constant. La salle mesure 12m de long, on peut donc enregistrer une longueur de marche de 8 mètres (Figure 18).

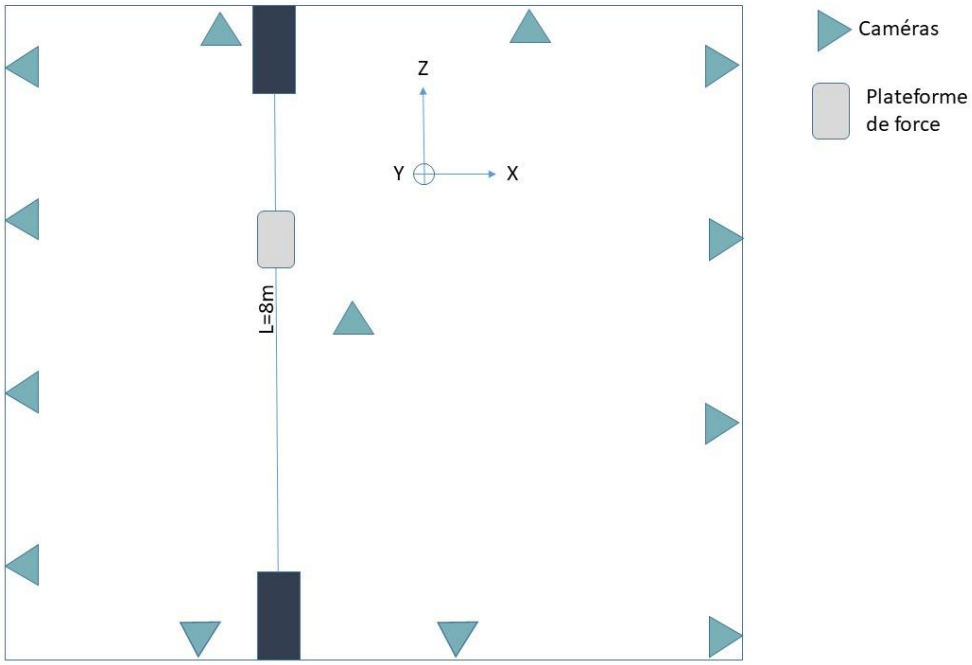


Figure 18 : représentation schématique de la grande salle de la plateforme d'analyse du mouvement

Cette distance est parcourue en marchant à une vitesse confortable. Lors de chaque passage, les premiers cycles de marche ne sont pas considérés car il correspondent à la phase d'accélération du sujet, de même les derniers cycles sont supprimés car montrent une phase de décélération du sujet. De façon à pouvoir avoir un maximum de cycles et une moyenne pertinente, un nombre de 5 passages par tâche et par sujet est nécessaires ce qui permet d'obtenir en moyenne 6 à 7 cycles de marches par passages donc 30 à 35 cycles par condition Les moyennes des longueurs de cycles, vitesse, cadence, longueur et largeur de pas, durée des phases d'appui et d'oscillation et leur variabilité via le coefficient de variation (CV=Ecart type/moyenne en %) sont calculées via une routine Matlab. Le CV reflète la variation instantanée qui affecte les paramètres des différents cycles de marche : plus il est élevé plus la marche est irrégulière. De façon à prendre en compte la variabilité d'âge des participants et donc leur taille, les données sont normalisées par la taille de ceux-ci (Pierrynowski et Galea 2001).

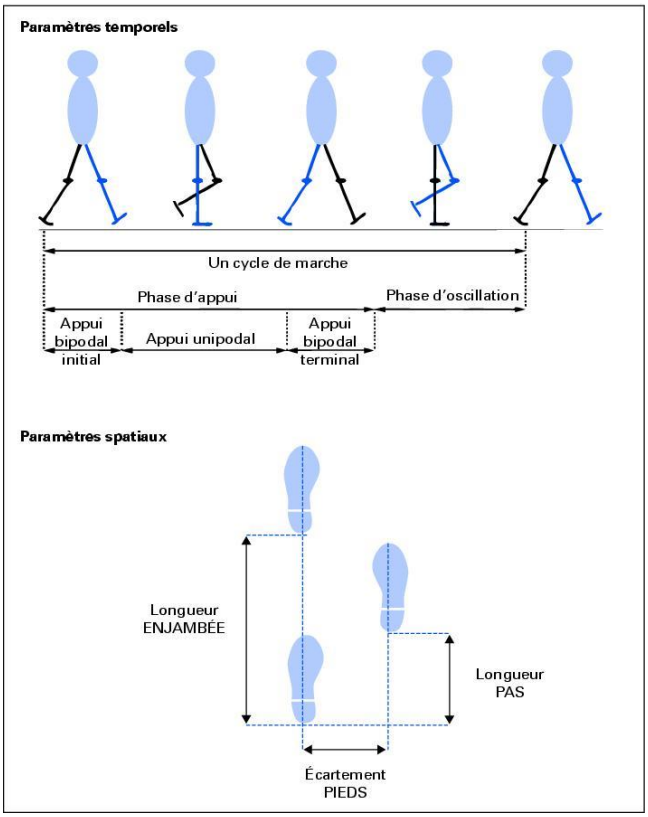


Figure 19 Paramètres spatio-temporels de la marche

Les sujets reçoivent comme consigne de marcher à une vitesse naturelle. Ensuite on leur demande de contrôler leur marche ; pour cela les 5 passages sont d'abord effectués avec pour consigne de marcher lentement, puis 5 passages avec pour consigne de marcher vite mais sans courir et enfin en situation de double tâche. L'expérimentateur demande au sujet de marcher tout en effectuant une tâche de fluence verbale. Lors de chaque passage le sujet doit citer une liste de noms dont le thème change à chaque passage : des noms de fruits exotiques, des pays commençant par la lettre M, faire du calcul mental, se remémorer le menu des repas de la veille et des noms de fleurs. La consigne est de narrer les différents éléments tout en marchant sans jamais s'arrêter.

Après passage, un traitement est effectué sur les différents enregistrements; pour chaque passage l'expérimentateur attribue un nom aux marqueurs cinématiques visibles (mallD, mallG et C7). On obtient ainsi les coordonnées de chaque marqueur en x, y et z au cours du temps pour chaque enregistrement. Via une routine matlab, chaque passage est découpé en cycle de marche (début du contact au sol du talonD jusqu'au posé du talonD suivant). Pour chaque cycle, on calcul la cadence, la longueur

de cycle, la largeur de pas, la durée de la phase de swing, la durée de la phase d'appui et la durée de la phase de double appui (Figure 19). Puis on moyenne pour chaque condition.

4-Préhension digitale

Nous allons évaluer les capacités de préhension des trois groupes.Les participants sont assis sur une chaise sans accoudoir, bras à 90°. L'expérimentateur leur demande de presser un capteur de pression entre l'index et le pouce de leur main dominante. Tout d'abord, la force maximale développée par le sujet est enregistrée. Pour cela le sujet doit presser le capteur de force le plus fort possible et cette valeur maximale est notée. Lors d'un second enregistrement une ligne rouge apparaît à l'écran, représentant 25% de la force maximale précédemment développée. Lors de l'enregistrement (Figure 20), le sujet voit la force qu'il produit en temps réel et reçoit comme consigne de presser le capteur de force de façon à se positionner sur la ligne rouge et à la suivre pendant 5s. Un temps de repos est laissé au sujet puis un second enregistrement est effectué avec la ligne rouge positionnée à 50% de la force maximale et enfin un dernier essai avec la ligne rouge à 75% de la force maximale. Pour l'analyse, de façon à pouvoir comparer les différents sujets, les données sont normalisées par la force maximale du sujet. La médiane de la force produite par chaque sujet est calculée pour les cinq premières secondes de l'enregistrement.

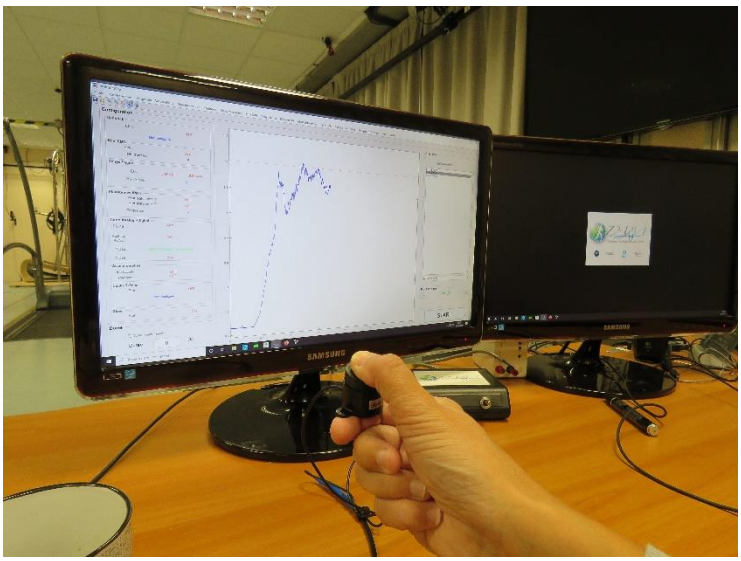


Figure 20 : dispositif de mesure de force de préhension

5-Pointage

Les participants réalisent 5 séries d'enregistrement composée chacune de 15 à 20 essais pour 5 conditions, la durée entre chaque cible est variable :

- Centre : des cibles jaunes d'un diamètre de 20mm apparaissent toujours situées au centre de l'écran.
- Aléatoire : des cibles jaunes d'un diamètre de 20mm ont une position aléatoire sur l'écran.
- Priming Vrai : quelques ms avant l'apparition de la cible un indice visuel (flash vert) indique la future position de la cible jaune ce qui diminue l'effet de surprise.
- Inhibition : un indice visuel (flash vert) indique la future position de la cible; si celle-ci est rouge le sujet ne doit pas bouger son doigt, si la cible est jaune le sujet doit pointer la cible à l'écran
- Priming Vrai-Faux : un indice visuel (flash vert) apparaît à l'écran mais n'indique pas toujours la vraie position de la cible.

Pour chaque série sont mesurés les temps de réaction et temps de mouvement et le nombre d'erreurs. Les données sont ensuite traitées via Matlab. On va comparer les durées des TR et TM des différents groupes.

6-Analyse statistique

Le choix des tests a été déterminé grâce au sélecteur de test statistique de Laerd Statistics (https://statistics.laerd.com/features-selecting-tests.php) et l'ensemble des analyses a été réalisé sous SPSS® (version 20, IBM) avec les guides de Laerd Statistic. Pour les tâches de posturographie une analyse de type ANOVA mixte à mesures répétées à 3 facteurs a été réalisée (position des pieds, condition visuelle, groupe). Pour les tâches de pointage, marche et préhension on a effectué des ANOVAs mixtes à mesures répétées à deux facteurs (conditions, groupes). Pour l'initiation de la marche on a effectué une ANOVA à un facteur (groupe). Pour toutes ces études, la distribution normale des données, l'homogénéité des variances et la sphéricité (i.e l'égalité des écarts des différences entre toutes les combinaisons) ont toujours été vérifiées. Si il y avait violation d'un de ces paramètres, les données ont

été soit transformées, soit des corrections (Greenhouse-Geisser) ont été appliquées. Les résultats sont données sous la forme *F* (ddl1, ddl2)=, pvalue=, η^2 partiel=. L'indice eta-carré partiel (η^2 partiel) doit être rapporté uniquement lorsque la valeur de F est significative, il indique la proportion de la variance spécifique expliquée par le facteur lorsque l'effet des autres facteurs est contrôlé. Le η^2 s'interprétera toujours de la même façon : autour de 0,01 effet de petite taille, autour de 0.06 effet de taille moyenne, autour de 0.14 et plus effet de grande taille.

IV-Résultats

1-Posturologie

On a effectué une ANOVA mixte à mesures répétées à 3 facteurs. Deux facteurs sont intra sujets, ce sont la position des pieds (« pieds joints », « mousse », « pieds alignés ») et la condition visuelle (« yeux ouverts » ou « yeux fermés ») et un facteur est inter sujets, le groupe d'appartenance (enfants, adolescent, adulte).

Pour **la surface de l'ellipse**, nos données sont normalement distribuées. On a une homogénéité des variances attestée par le test d'égalité des variances de Levene ($p>0,05$). Le test de sphéricité de Mauchly indique que la sphéricité est correcte, $\chi^2(2) = 2,082$, $p = 0,353$.

Il y a une interaction statistique significative entre la vue, la position des pieds et le groupe, $F(4,44)=2,9$, $p=0,035$, partial $\eta^2 =0,21$ (Figure 21).

On a une interaction significative entre la position des pieds et la vue pour les enfants $F(2,18)=6,1$, $p=0,01$ et pour les adultes $F(2,16)=15,5$, $p<0.001$ mais pas chez les adolescents $F (1,098, 5,489)=3,8$, $p=0,1$.

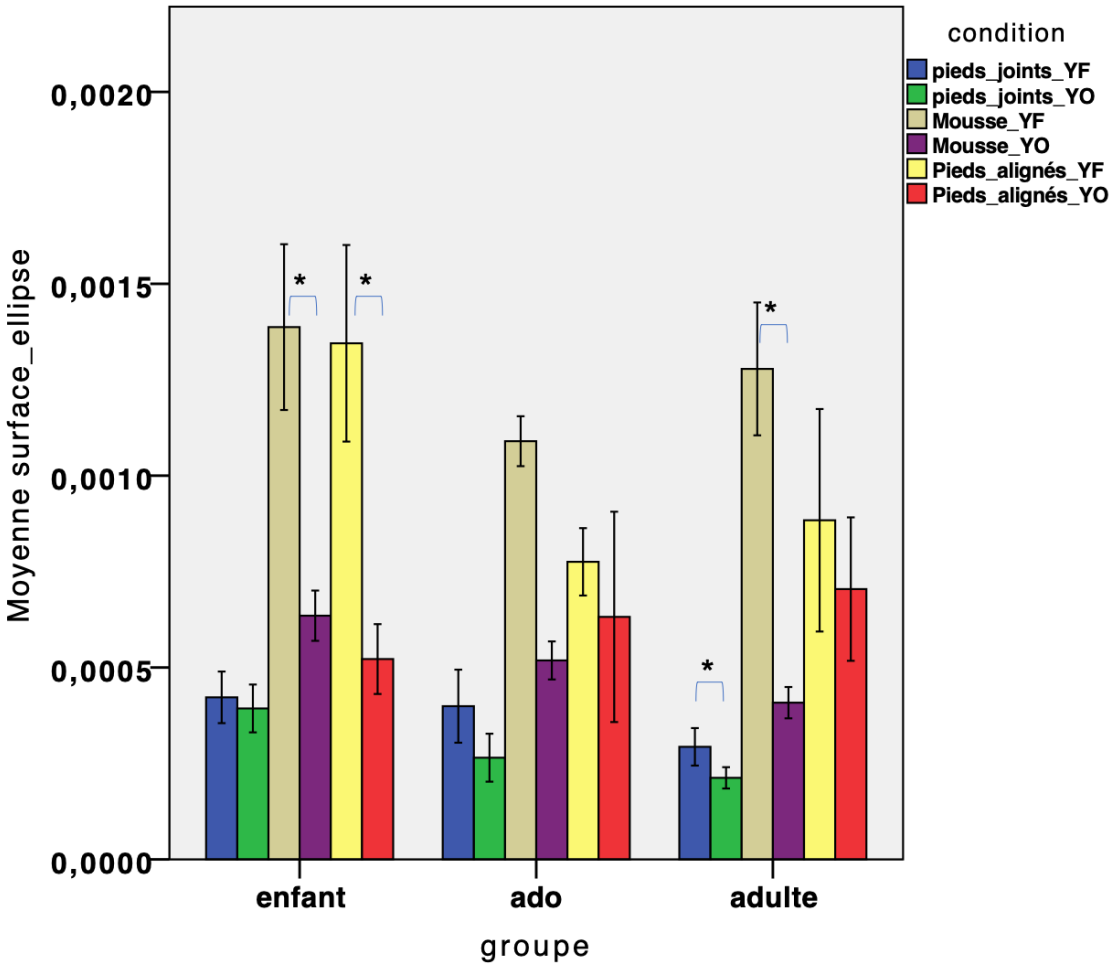


Figure 21 : diagramme des moyennes des surfaces de l'ellipse des groupes enfants, adolescents et adultes pour les conditions de posture statique « pieds joints yeux ouverts », « pieds joints yeux fermés », « mousse yeux ouverts », « mousse yeux fermés », « pieds alignés yeux ouverts » et « pieds alignés yeux fermés ».

Pour les enfants et les adultes on s'intéresse donc à l'effet de la condition visuelle grâce à un test post hoc avec correction de Bonferroni. L'effet principal de la condition visuelle pour les adultes en position « pieds joints » est statistiquement significative, $F(1,8)=7,04$, $p=0.29$ mais pas pour les enfants. Pour la position « mousse », la condition visuelle a un effet significatif pour les enfants, $F(1,9)=20.141$, $p=0.002$ et pour les adultes, $F(1,8)=33.42$, $p<0.0005$. Pour la position « pieds alignés », la condition visuelle pour les enfants a un effet significatif, $F(1,9)=12.19$, $p=0.007$ mais pas pour les adultes $F(1,8)=1,18$, $p=0,308$.

Pour les enfants lors de conditions modifiant la vue seule, la surface de l'ellipse n'est pas significativement plus grande alors que pour les conditions modifiant la vue et les indices proprioceptifs et vestibulaire, la surface de l'ellipse augmente significativement. Les enfants semblent plus s'appuyer sur les indices proprioceptifs que visuels.

Pour **la longueur du COP**, les données suivent une loi normale (sauf adolescents « joints YF » p=0,19). L'homogénéité des variances n'étant pas respectée comme indiquée par le test d'égalité des variances de Levene (p<0.05). Nous avons appliqué une transformation logarithmique aux données selon la méthode décrite et préconisée par Laerd Statistic. Après transformation, on a une homogénéité des variances et la sphéricité est respectée (X^2 (2)=2,7, p=0,262).

Le test d'ANOVA à mesures répétées indique qu'il y a une interaction significative entre la position des pieds, la vue et le groupe (F (4, 44)=2,8, p=0,036)).

On observe une interaction significative entre la position des pieds et la vue pour les enfants, (F (2, 18)=6,1, p=0,01 et pour les adultes (F (2, 16)=98,3, p<0,001) mais pas chez les adolescents (F (1.9, 9,8)=1,3, p=0,316) (Figure 22).

On a observé via l'utilisation de tests post hoc (Bonferroni) l'effet de la position des pieds lorsque les participants ont les yeux fermés et ouverts:

L'effet de la position des pieds, pour les enfants (*F* (2, 16) = 41,1, *p* < .0005), les adultes (*F*(2,16) = 92,7, *p* < .0005) et les adolescents (*F* (2, 16) = 98,3, *p* < .0005) qui ont les yeux ouverts, est statistiquement significatif indiquant que la position des pieds a un effet sur la longueur du COP lorsque les sujets ont les yeux fermés ou les yeux ouverts.

Pour les yeux ouverts :

Chez les enfants et les adolescents en condition « pieds joints » la longueur du COP est significativement inférieure à la longueur du COP des conditions « mousse » et « pieds alignés ». Il n'y a pas de différence significative de la longueur du COP entre « mousse » et « pieds alignés ».

Chez les adultes, on a des différences significatives des longueurs de COP lors des trois conditions avec COP « pieds alignés » >COP « mousse »> COP « pieds joints ».

Pour les yeux fermés :

Pour les trois groupes la longueur du COP est significativement plus petite pour la condition « pieds joints » que pour les conditions « mousse » et « pieds alignés ».

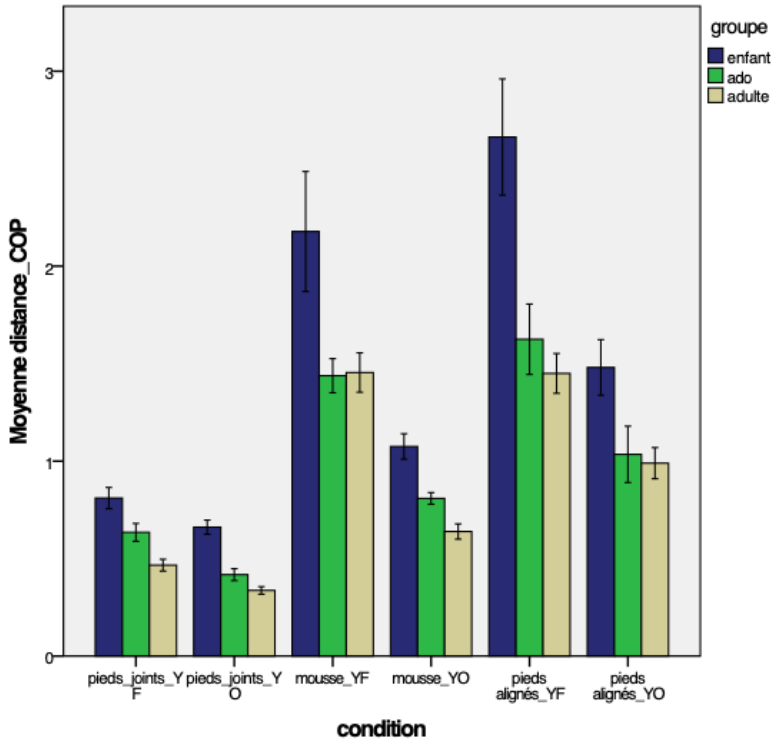


Figure 22 : moyenne des longueurs de COP des groupes enfants, adolescents, adultes pour les différentes conditions

Chez les adultes les valeurs de longueur du COP et de surface de l'ellipse sont significativement différentes quelles que soient la position des yeux ou la condition visuelle. Chez les enfants et les adolescents qui ont les yeux ouverts, la longueur du COP est significativement plus basse lors d'une tâche « pieds joints » que lors des tâches « mousse » et « pieds alignés ». Lorsque ces sujets ont les yeux fermés la différence de la longueur du COP entre les trois conditions est significative. Le fait de fermer les yeux accentue donc les différences de longueur du COP entre les conditions chez les enfants et les adolescents. Pour la surface de l'ellipse, représentant 95% des données de la longueur du COP, chez les enfants, le fait de fermer les yeux accentue les différences lors des conditions « mousse » et « pieds alignés ».

2-Initiation de la marche

On a effectué une ANOVA à un facteur sur deux variables, la durée de la phase 1 et la durée de la phase 2. L'inspection des boites à moustaches a permis de déterminer qu'il n'y avait pas de valeurs aberrantes que ce soit pour la durée de la phase 1 ou la durée de la phase 2. Les valeurs des durées des phases 1 et 2 sont normalement distribuée pour les trois groupes comme évalué par le test de Shapiro-Wilk's (p>0,05). L'homogénéité des variances calculée par le test de Levene n'est pas vérifiée (p>0,05). Une correction de Welch a donc été effectuée. Après calcul, on n'a pas de différence significative entre les groupes que ce soit pour la durée de la phase 1 (Welch's *F* (2, 13,3)=1,6, p=0,231) ou pour la durée de la phase 2 (Welch's *F* (2, 10,2)=0,7, p=0,528) (Figure 23).

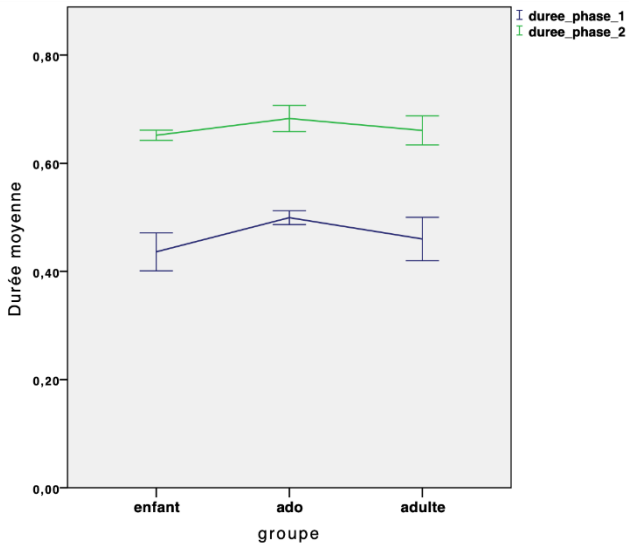


Figure 23 : durée moyenne en seconde de la phase 1 (en bleu) et de la phase 2 (en vert) pour les trois groupes étudiés.

3-Marche

Les paramètres spatio-temporels de chaque sujet selon chaque condition ont été calculés. Les tableaux suivants présentent les moyennes des sujets de chaque groupe

selon chaque condition de marche. Une ANOVA mixte à deux facteurs est effectuée sur les paramètres de marche.

Vitesse moyenne:

Tableau 1 : moyenne(M), écart-type(ET) et coefficient de variation(CV) de la vitesse en m.s^{-1}

Vitesse (m/s)	Marche lente			Marche normale			Marche rapide			Marche double tâche		
	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV
Enfants	0,77	0,18	23,88	1,23	0,21	16,79	1,74	0,29	16,63	1,04	0,26	25,27
Ados	0,91	0,06	6,05	1,25	0,11	8,76	1,55	0,17	10,93	1,05	0,14	13,19
Adultes	0,90	0,17	19,02	1,34	0,08	6,08	1,72	0,22	12,67	1,31	0,17	12,67

La mesure de la vitesse (Tableau 1) permet de vérifier que la consigne a bien été suivie par les sujets qui réduisent leur vitesse lors de la marche lente et l'augmentent lors des essais de marche rapide. On a donc regardé les paramètres qui ont été modifiés pour moduler cette vitesse.

Cadence moyenne :

(Tableau 2) Pour cette variable nous n'avons pas détecté de valeurs aberrantes et la distribution des valeurs suit une loi normale. Il y a homogénéité des covariances (p=0,79). Une correction de Greenhouse-Geisser a été effectuée pour corriger le défaut de sphéricité.

Il existe une interaction statistique significative entre le groupe et la condition de marche sur la cadence ($F (3,4, 39,5)=6,8$, $p<0,001$, η^2 partiel=0,372). Celle-ci est significativement plus élevée chez les enfants que chez les adolescents et les adultes lors de la marche rapide. De plus, pour les 3 groupes nous observons un effet significatif de la condition de marche sur la cadence. La cadence des enfants augmente significativement lors de la tâche marche rapide

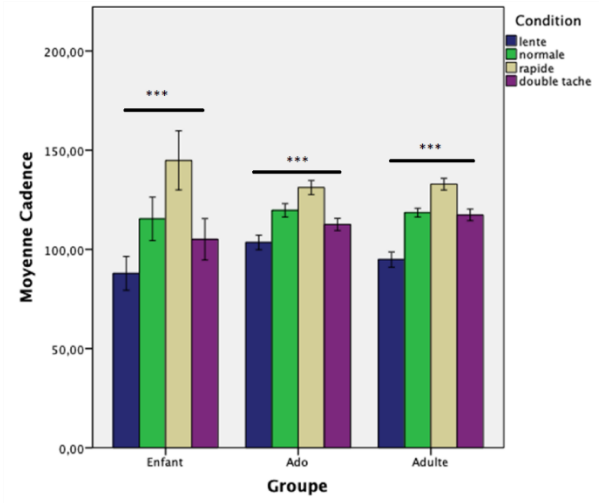


Figure 24 : cadence moyenne de chaque groupe pour chaque condition

Tableau 2

Cadence (ppm)	Marche lente			Marche normale			Marche rapide			Marche double tâche		
	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV
Enfants	95,8	10,7	11,1	125,9	11,1	8,8	158,0	25,1	15,9	114,6	15,3	13,3
Ados	103,5	8,9	8,6	119,6	8,2	6,8	131,1	8,7	6,6	112,5	7,4	6,6
Adultes	94,8	11,5	12,1	118,5	6,5	5,5	132,8	8,9	6,7	117,3	8,7	7,4

Longueur du pas moyenne**:**

Les valeurs de la longueur du pas (Tableau 3) sont normalement distribuées comme attesté par le test de Shapiro-Wilk (p>0,05). Il n'y a pas de valeurs aberrantes après examination des résidus et il y a homogénéité des variances comme attesté par le test

de Levene (p>0,05). On a effectué une correction de Greenhouse-Geisser pour corriger la violation de sphéricité .

Il n'y a pas d'interaction significative entre le groupe et la condition de marche sur la longueur de pas. (F (5,6, 64,1)=1,3, p=0,270, partial η^2 = 0,1). Une différence significative de la longueur de pas a été mesurée entre les conditions (F (3,69)=119,9, p<0,05, partial η^2 = 0,8) mais pas entre les groupes. Ainsi plus la vitesse de marche augmente et plus la longueur du pas est importante.

Tableau 3

Longueur du pas (m)	Marche lente			Marche normale			Marche rapide			Marche double tâche		
	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV
Enfants	0,33	0,05	14,95	0,41	0,04	8,96	0,46	0,03	5,53	0,37	0,05	13,22
Ados	0,34	0,02	7,12	0,40	0,03	8,37	0,45	0,05	10,90	0,36	0,04	10,86
Adultes	0,33	0,03	8,57	0,40	0,02	6,06	0,45	0,02	4,99	0,39	0,02	5,29

Largeur de pas moyenne:

Pour cette variable nous n'avons pas détectés de valeurs aberrantes par examen visuel de la représentation en boite à moustache correspondante ni après examination des résidus. Les valeurs de la largeur du pas (Tableau 4) sont normalement distribuées comme évalué par Q-Q plot de normalité. Il y a homogénéité des variances comme attestée par le test de Levene (p>0.05) et homogénéité des covariances comme évalué par le test d'égalité des matrices de covariance de Box (p=0.461). Le présupposé de sphéricité est non respecté (test de Maulchy), on effectue donc une correction de Greenhouse-Geisser.

Il n'y a pas d'interactions significatives entre le groupe et la condition sur la largeur du pas. On observe une différence significative dans la largeur du pas selon les conditions

(F (2.264, 52.082)=5.116, p<0.05, partial n^2 = 0.182). Les tests post hoc (Bonferroni) montrent que la largeur de pas est plus grande pour les tâches de marche lente et double tâche que pour la marche normale. Il n'y a pas de différence de la largeur du pas entre les groupes.

Tableau 4

Largeur du pas (cm)	Marche lente			Marche normale			Marche rapide			Marche double tâche		
	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV
Enfants	0,12	0,01	9,79	0,11	0,01	9,32	0,11	0,01	8,35	0,12	0,01	11,56
Ados	0,11	0,01	11,27	0,11	0,01	8,40	0,11	0,01	7,69	0,11	0,01	10,15
Adultes	0,11	0,01	7,42	0,11	0,01	7,22	0,11	0,01	6,55	0,11	0,01	7,72

Durée d'appui moyen (Tableau 5)**:**

Tableau 5

Durée d'appui (%)	Marche lente			Marche normale			Marche rapide			Marche double tâche		
	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV
Enfants	66,68	4,53	6,80	56,68	2,48	4,37	53,50	5,31	9,92	60,26	5,24	8,69
Ados	62,45	1,11	1,78	55,97	1,91	3,41	53,89	1,47	2,73	59,57	2,48	4,16
Adultes	63,17	4,11	6,50	54,71	1,28	2,33	54,55	3,72	6,82	55,53	2,48	4,46

Le sujet 5 avait des valeurs aberrantes et a été sorti de l'étude. L'évaluation de la normalité par la méthode des Q-Q Plot montre que les valeurs de la durée d'appui

suivent une loi normale. L'homogénéité des covariances est bonne comme attesté par le test des égalités des matrices de covariance de Box (p=0.330). Le présupposé de sphéricité n'est pas respecté ($\chi^2(5) = 18,9$, p =0,002), on effectue donc une correction de Greenhouse-Geisser.

Il y a une interaction significative entre la condition et le groupe sur la durée d'appui. (F (4,4, 48,2) = 3,3, p =0,016, partial η^2 = 0,230).

On a une durée d'appui significativement différente entre les groupes lors de la marche double tâche, (F (2, 22)=5,7, p=0,01, partial η^2 =0,343) mais pas pour les autres types de marche. La différence des moyennes de la durée d'appui lors de la double tâche est significativement plus élevée chez les enfants (3.35±1.2, p=0,26) et les adolescents (4,03±1,4, p=0,19) que chez les adultes.

Les tests post hoc montrent qu'il y a un effet statistique significatif de la condition de marche sur la durée du pas pour les 3 groupes. Pour les enfants, la différence de durée d'appui n'est pas significative entre la « marche normale » et la « marche rapide » (M=3.610, SE=1.362, p=0.159) mais la durée d'appui est significativement plus longue pendant la « marche lente » par rapport aux autres types de marche. La durée d'appui pendant la « double tâche » est inférieure à la durée d'appui de la « marche lente » mais plus importante que lors des marches « normale » et « rapide ».

Pour les adolescents, la différence de durée d'appui est significative entre « marche normale » et « marche lente » et entre « marche lente » et « marche rapide ».

Pour les adultes, la durée d'appui est significativement plus élevée pour la marche « lente » que pour la marche « normale » (M=8.455, SE=1.073, p<0.001), la marche « double tâche » (M=7.639, SE1.298, p=0.02) et la marche « rapide » (M=8.618, SE= 1.248, p=0.001).

Les adultes, au contraire des enfants et des adolescents, n'ont pas une durée d'appui modifiée par la double tâche.

<u>Durée double appui</u> : (Tableau 6)

Les valeurs de la durée de double appui sont normalement distribuées. On a une égalité des covariances attestée par le test de Box (p=0.898). La sphéricité n'est pas respectée, $\chi2(5) = 18,926$, p = 0,02, on effectue donc une correction de Greenhouse-Geisser.

Tableau 6

Durée double appui (%)	Marche lente			Marche normale			Marche rapide			Marche double tâche		
	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV	M	ET	CV
Enfants	33,36	9,07	27,18	13,35	4,96	37,12	7,00	10,62	151,72	20,51	10,47	51,06
Ados	24,89	2,22	8,92	11,94	3,82	32,00	7,78	2,95	37,86	19,13	4,96	25,94
Adultes	26,33	8,21	31,19	9,42	2,55	27,08	9,10	7,44	81,80	11,06	4,96	44,83

On observe une interaction statistique significative entre la condition de marche et le groupe sur la durée du double appui F (4,38, 48,229) = 3,28, p =0,016, partial η^2 = 0,230.

Les tests post hoc montrent une différence significative de la durée de double appui entre les groupes durant la double tâche mais pas de différences entre les groupes pour les autres marches. Lors de la double tâche, les adultes ont une durée de phase de double appui significativement plus courte que celle des enfants (6,71±2,38, p=0,26) et des adolescents (8,07±2,72, p=0,19). Il y a un effet significatif de la condition sur la durée du double appui pour les trois groupes, cette durée chutant fortement avec la vitesse. Il y a une différence de la durée moyenne du double appui des enfants lors de toutes les tâches, sauf entre marche « normale » et marche « rapide ». La durée du double appui de la marche « lente » est significativement supérieure à la durée du double appui des marches « normale » et « rapide » et la durée du double appui lors de la condition de « double tâche » est supérieure à la durée d'appui lors des marches « normale » et « rapide ». Chez les adolescents, la durée de double appui pendant la marche « lente » est significativement plus élevée que la durée d'appui des marches « normale » et « rapide ». Chez les adultes, seule la durée de double appui lors de la marche « lente » est significativement supérieure à la durée de double appui lors des trois autres conditions.

Au total, les adultes au contraire des enfants et des adolescents n'ont pas une durée d'appui altérée par la double tâche, ils semblent moduler « uniformément » leurs paramètres spatio-temporels lors de modification d'allure ou de double tâche. Les enfants, eux, semblent moduler leur vitesse par la cadence et non la longueur de pas, et leurs paramètres sont fortement impactés par la condition de double tâche.

4-Préhension

Pour la tâche de préhension, la médiane de la force produite par chaque sujet est calculée pour les cinq premières secondes de l'enregistrement. Ces données sont normalisées par la force maximale de chaque sujet ce qui permet d'exprimer les données en pourcentage de force maximale.Les valeurs de la force de préhension suivent une loi normale et ne présentent pas de valeurs aberrantes (déterminés par la méthode des résidus de valeur plus grande que ±3). Le test de Levene ne montre pas d'homogénéité des variances. La transformation des données ne montre pas d'amélioration. L'observation de la boite à moustache montre une grande variabilité chez les enfants et visuellement on voit qu'il y aurait moins de différences entre les niveaux de force chez les enfants que chez les adultes donc l'ANOVA a quand même été effectuée mais les résultats doivent être interprétés avec précaution.

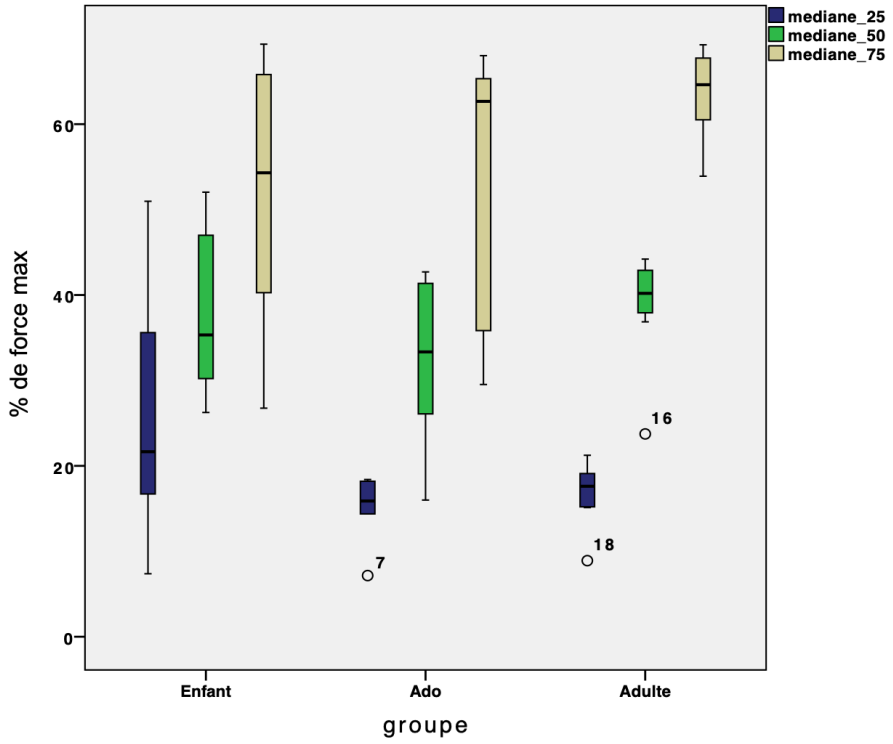


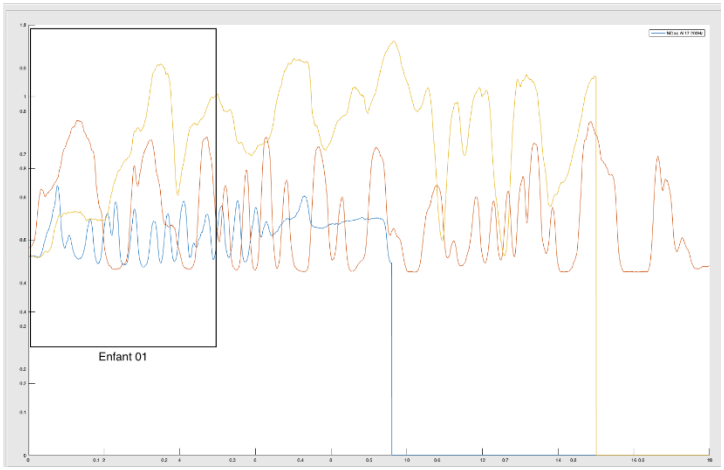
Figure 25 : moyenne par groupe des médianes de forces exercées au cours des essais demandant 25%, 50% et 75% de la force maximale volontaire

L'ANOVA montre une interaction statistique significative entre le niveau de force demandé et le groupe sur la médiane de la force produite. ($F(4, 42)=2,8$, $p=0,038$, partial $\eta^2 =0,2$). Pour les trois niveaux de force demandée, la médiane de la force change différemment selon que le sujet est un enfant, un adolescent ou un adulte (Figure 25).

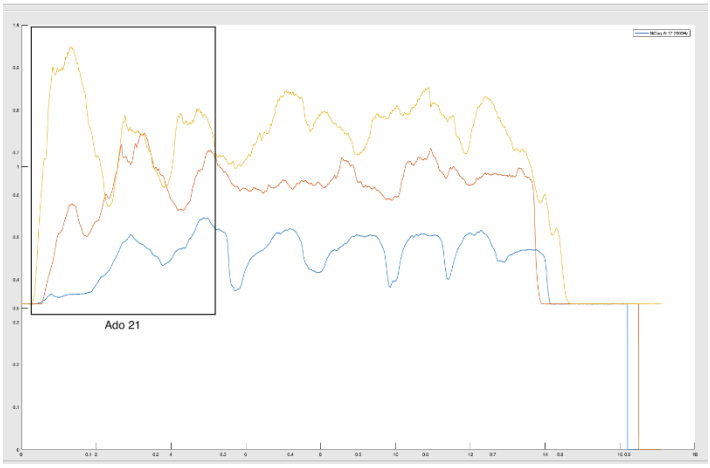
Lorsque l'on regarde séparément chaque groupe, on constate que chez les adolescents et chez les adultes, il y a une différence significative de la force produite entre les trois niveaux de force demandé. Chez les enfants on observe une différence significative seulement entre les niveaux de force 25% et 75%.

L'observation du diagramme et les résultats de l'ANOVA montre qu'il y a une grande variabilité dans le groupe enfants. Ils sembleraient avoir une plus grande disparité interindividuelle que les adolescents ou les adultes. Au vue de la variabilité de la distribution des médianes nous avons regardé la stratégie mise en place par chaque

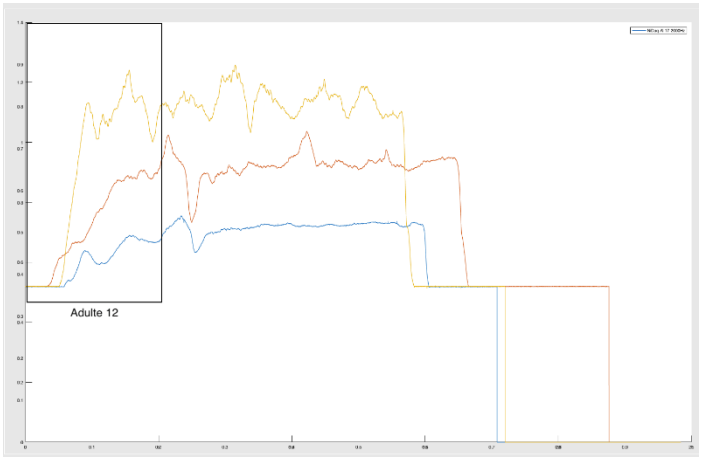
groupe pour la réalisation de la tâche. Pour cela nous avons représenté graphiquement les essais typiques d'un sujet de chaque groupe (Figure 26). Les enfants (a) ont une stratégie en dent de scie, ils pressent le capteur de force jusqu'à atteindre la ligne rouge, la dépassent et relâchent alors complètement la force exercée sur le capteur puis se rendant compte qu'ils ont trop diminué ils raugmentent la pression exercée, puis dépasse la ligne objectif et ainsi de suite donnant cet aspect « ON-OFF ». Ceci est particulièrement visible pour de faibles forces. Les adultes(c), eux, ont une stratégie plus régulière, la force augmente progressivement jusqu'au palier à atteindre puis est maintenue au niveau demandé. Les adolescents ont une stratégie intermédiaire avec une exécution en dent de scie mais moins marquée que chez les enfants



(a)



(b)



(c)

Figure 26 : capture d'écran de signaux enregistrés lors des essais de 25% de la force maximale (en bleu), 50% de la force maximale (en rouge) et 75% de la force maximale (en jaune) chez un enfant (a), un adolescent (b) et un adulte (c)

5-Pointage

On effectue une ANOVA mixte à deux facteurs

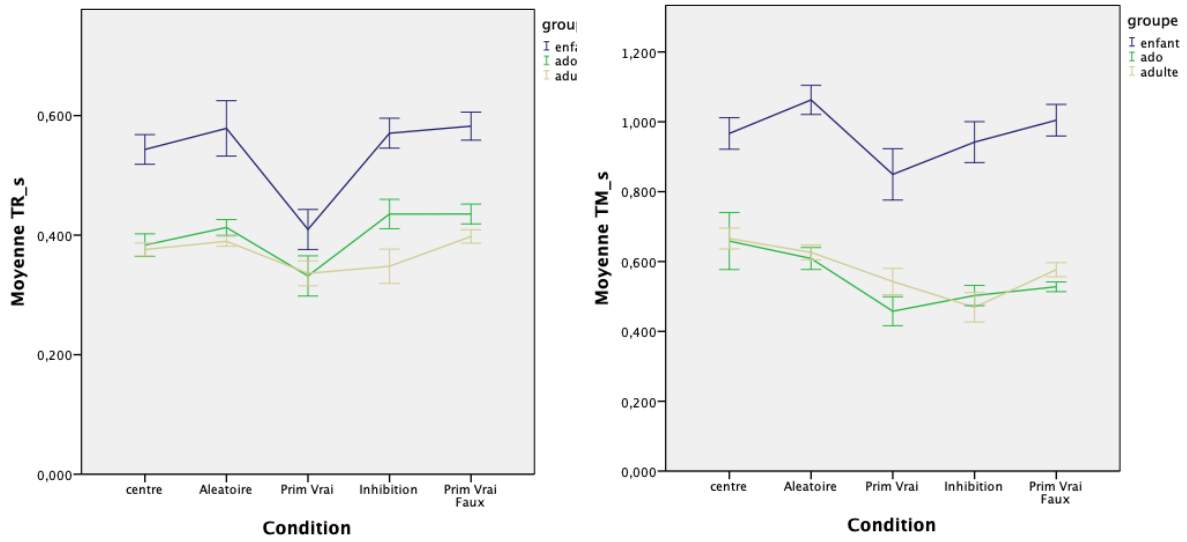


Figure 27 : représentation des temps de réaction (TR) et temps de mouvement(TM) des enfants, adolescents et adultes lors des 5 tâches de pointage

Les valeurs du temps de réaction (TR) sont normalement distribuées comme attesté par un test de Shapiro-Wilk (p>0.05). Il n'y a pas d'de valeurs aberrantes comme attesté par l'évaluation des résidus studentisés. Les temps de réaction sont normalement distribués comme attesté par les Q-Q plot. L'homogénéité des variances est vérifiée (test de Levene (p> 0.05)). On a homogénéité des covariances (box test (p=0,790)). La sphéricité est respectée ($\chi^2(9) = 15,42$, p =0,081). Il n'y a pas d'interaction significative entre les conditions et le groupe sur le temps de réaction.

Cependant, il y a une différence du TR en fonction de la condition (F (4, 88) = 14,9, p<0,0005, partial η^2 = 0,4). En effet, le TR de la tâche « inib » est significativement supérieur aux TR des tâches « aléatoire », « centre » et « primvrai ».

Le TR de la tâche « centre » est significativement inferieur aux TR des tâches « Inib » et « primvrai faux » enfin le TR de la tâche « primvrai faux » est superieur au TR de la tâche « prim vrai » (Figure 27). Pour résumé lorsque la cible est toujours placée au centre de l'écran le TR est maximal. La mobilité de la cible et la condition d'inhibition

entraine un allongement du TR qui peut être réduit par l'apparition d'un indice visuel indiquant la future position de la cible à l'écran.

Il y a une différence significative du TR entre les groupes F (2, 22) = 54,22, p <0,05, partial η^2 = 0,831. Le TR des enfants est significativement plus élevé que celui des adultes et que celui des ados et il n'y a pas de différence significative entre les TR des ados et des adultes.

Pour les valeurs du temps de mouvement (TM), l'évaluation des résidus studentisés pour des valeurs au-delà de ± 3 a établi qu'il y avait deux valeurs aberrantes (un enfant et un ado) qui ont été sortis de l'étude.

Les valeurs du temps de mouvement sont normalement distribuées comme attesté par les Q-Q Plot.

Les covariances sont homogènes (p=0,198) et le présupposé de sphéricité est vérifiée ($\chi^2(9) = 13,1$, $p = 0,159$).

Il y a une interaction significative entre la condition et le groupe sur le TM (F (8,88)=4,87, P<0,0005, partial η^2 = 0,3), ainsi qu'une différence significative du TM entre les groupes pour toutes les conditions. Les différences des moyennes du TM entre les enfants et les adolescents et les enfants et les adultes, sont significatives (Bonferroni). Les moyennes de TM des enfants sont supérieures de 0.45 ± 0,05 secondes, p<0,001 par rapport à celles des adolescents et de 0,49±0,05 secondes, p<0,001 par rapport à celles des adultes.

On note un effet simple de la condition sur le temps de mouvement pour les enfants, F(4,40)=2,81, p=0,038, partial η^2 = 0,220 mais les tests post hoc (Bonferroni) ne montrent pas de différence significatives du TM entre les différentes conditions. Pour les ados et les adultes le temps de mouvement de la condition « centre » est significativement supérieur au TM de la condition « primvrai ». Pour les adolescents le TMs de la condition aléatoire est significativement plus long que le TM de la condition primvrai.

V-Discussion

L'objectif de ce mémoire a été d'élaborer une batterie d'évaluation quantifiée « universelle » de la motricité qui puisse permettre d'évaluer les compétences motrices des enfants, adolescents et adultes. Ce projet a trouvé en partie son origine dans la difficulté à laquelle sont confrontés les cliniciens qui dans leur pratique quotidienne souhaitent soit révéler un déficit dans une population donnée, soit tester l'efficacité d'un traitement soit révéler des dysfonctionnements.
Dans cette discussion nous commencerons dans un premier temps par récapituler les tests mis en place et nous discuterons de la pertinence de ces tests en se basant sur les résultats obtenus lors des différentes tâches. Dans un second temps nous commenterons les limites de cette étude et enfin nous discuterons les perspectives ouvertes par notre travail en le restituant dans un contexte physiopathologique.

1-Mise en place des tests

1-1-Faisabilité

Nous avons affiné des protocoles déjà existant (posturographie ; marche…) et élaboré de nouvelles approches (préhension digitale) qui permettent de balayer le spectre des différents niveaux de motricité de la plus automatique à une motricité fine mettant en jeu des coordinations visuomotrices complexes. Le choix s'est tourné vers des tests simples, faciles à mettre en œuvre et rapides. La mise en œuvre des tests est variée (position debout statique, debout en mouvement, assis et face à un écran) de façon à ne pas susciter de monotonie. Les tâches sont systématiquement expliquées aux sujets, l'accent est mis sur le fait que l'on ne cherche pas à mesurer une performance mais à enregistrer un état des lieux de la motricité de la personne. Au total, il faut 45 à 50 minutes pour une passation complète (Annexe 4). L'ensemble des participants est allé au bout de l'expérimentation, les tâches sont donc réalisables, dans un temps raisonnable par une population d'âge varié. Toutes les tâches se sont déroulées sans avoir eu besoin d'effectuer d'aménagement en fonction de l'âge ; on a donc bien une batterie de test universelle. A la fin des tests les sujets ont fait un retour positif de leur

expérience, beaucoup ont pris ces tests comme un divertissement, certains ont posé des questions sur les différentes tâches, tous étaient heureux d'avoir participé à ce projet.

1-2-Mesurer avec une bonne sensibilité

Un objectif complémentaire était de valider partiellement notre échelle en la testant sur des sujets présentant des troubles de la coordination motrice (dyspraxie). Ce groupe de sujets dyspraxiques devait être inclus afin de vérifier que nos tests permettaient de discriminer ces sujets par rapport à des sujets contrôles ainsi que de comparer l'évaluation réalisée grâce à nos approches quantitatives à celle classiquement réalisée à l'aide de l 'échelle MABC (cf première partie du document). Malheureusement, les délais de validation de la demande auprès du CPP puis la pandémie de la Covid19 n'ont pas permis à ce jour l'inclusion des sujets dyspraxiques. Nous avons donc comparé nos tests avec les résultats tirés de la littérature.

2-Choix et pertinence des tests et des variables

Nous n'avons pas observé de différence significative entre les groupes pour la tâche « initiation marche » par contre nous avons pu observer des différences lors des tâches de posturologie, de marche, de préhension et de pointage.

a-Posture

Nous avons pu montrer que chez les enfants la position des pieds influence significativement les valeurs de COP et la surface de l'ellipse. La condition visuelle influence surtout les enfants lors des conditions « mousse » et « pieds alignés ». Ainsi, les enfants semblent plus s'appuyer sur des indices proprioceptifs que visuels pour maintenir leur équilibre.

Les adolescents montrent une perturbation de leur COP plus importante lors des essais « mousse » et « pieds alignés » mais ne semblent pas influencés par les différentes conditions visuelles.

Pour les adultes, il y a une différence de longueur du COP entre les essais « yeux ouverts » et « yeux fermés » quelle que soit la position des pieds. Nous avons aussi pu montrer une interaction entre la condition visuelle et la position des pieds, sur la surface de l'ellipse.

On observe également une augmentation de la longueur du COP pour les trois groupes lors des tâches « mousse » et « pieds alignés » ce qui révèle une plus grande instabilité. De la même manière, lorsqu'ils ont les yeux clos les sujets présentent des valeurs de longueurs de COP plus importantes que lorsqu'ils ont les yeux ouverts.

Lors de la modification des indices visuels, proprioceptifs ou vestibulaires, les sujets tendent à augmenter l'amplitude de leur oscillation mais aussi leur fréquence. Nos tests permettent de mesurer les changements apportés par la modification de ces indices dans le maintien de l'équilibre. Nous n'avons pas observé de différences significatives entre les conditions « mousse » et « pieds alignés ». Ces deux conditions entraînent une augmentation des longueur de COP et surface d'ellipse sans toutefois se distinguer l'une de l'autre. Les sujets ont fait remarquer que la position « pieds alignés » était difficile à tenir. Dans le futur, si des personnes avec des déficits venaient à passer ces tests, la position pieds alignés serait certainement un risque de chute. Nous allons donc envisager de ne garder que les conditions « pieds joints » et « mousse » pour notre batterie de tests.

b-Initiation

Nous n'avons pas observé de différence significative entre les groupes pour la tâche « initiation marche ». En effet, nous nous sommes intéressés aux durées de la phase posturale et de la seconde phase dite de mouvement. Nous devrions certainement nous intéresser non pas à la durée des différentes phases mais à la vitesse d'exécution de ces phases. En effet cette tâche permet de détecter des personnes à risque de chute, or n'ayant que des sujets contrôle nous n'avons pas pu observer de différence puisque nos sujets étaient sains. Cependant, Bojanek et al (2020) a montré que des enfants atteint de trouble du spectre autistique ne montraient pas de modification de la durée de la phase 1 par rapport à des sujets contrôles mais une augmentation de la vitesse d'exécution de la phase 2. On pourra donc conserver ce test mais en s'intéressant à la vitesse de déplacement ou bien utiliser d'autres tâches qui

permettraient de mieux observer les modifications des ajustements posturaux comme le « Sit and Go » (Dehail et al. 2007; Beerse, Lelko, et Wu 2019)

c-Marche

Pour les tâches de marche, plus la vitesse augmente et plus la longueur de pas augmente. Cependant, il y a une différence significative entre les enfants et les autres groupes suggérant que la vitesse et la longueur de pas, seules, ne permettent pas d'expliquer cette différence. La cadence est significativement plus élevée chez les enfants lors de la marche rapide ce qui n'est pas le cas chez les adultes et les adolescents, indiquant que les enfants sélectionnent une stratégie basée sur l'augmentation de la cadence lorsqu'ils veulent aller plus vite. De plus, les enfants et les ados ont une durée d'appui plus longue que les adultes lors de la marche double tâche.

La double tâche demande un effort cognitif qui interfère avec la tâche motrice ce qui entraîne une augmentation des durées de double appui notamment chez les jeunes (enfants et adolescents). Les protocoles de marche en double-tâche ont souvent été utilisées pour mettre en évidence des différences ou des déficits des fonctions exécutives de haut niveau soit entre populations (jeunes, âgées ; (Beurskens et al. 2014; Di Scala et al. 2019) soit pathologiques (Horvat et al. 2013; Raffegeau et al. 2019).

Lors de nos tests, les tâches « marche lente » et « marche rapide » ne semblent pas faire ressortir des caractéristiques significatives. Durant la passation, les sujets montraient beaucoup de difficulté à avoir un rythme de marche, lent ou rapide, constant. Nous avions fait le choix de laisser les sujets maîtres de leur vitesse, à l'avenir il serait intéressant d'imposer une vitesse de marche pour les tâches « lente » et « rapide » si nous les maintenons.

d-Préhension

Pour les tâches motrices de haut niveau nos tests mettent en avant une grande variabilité chez les enfants lors de la préhension digitale. Lin et al. (2017) a mis en avant une grande variabilité dans la force produite et la fréquence d'ajustement pendant l'écriture chez les jeunes enfants et c'est effectivement ce que l'on retrouve

dans les résultats de notre tâche de préhension. Ce test a été nouvellement conçu. Actuellement, une ligne horizontale apparaît à l'écran et nous demandons aux sujets d'atteindre cette ligne et de la suivre pendants 5s. Pour les enregistrements futurs nous souhaiterions modifier le tracé à suivre en ajoutant la ligne montante entre le zéro et l'objectif à atteindre de façon à ce que tous les sujets aient une allure de courbe identique.

e-Pointage

Pour les tâches de pointage, le TR des enfants est supérieur au TR des adultes et adolescents ce qui révèle de moindres capacités de planification. De même, le TM des enfants est systématiquement significativement plus long que le TM des adolescents et des adultes.

Lors des tâches de pointage, on ne note pas de différence entre les TM des adultes et des adolescents.

Les résultats que l'on observe lors des tâches de pointage se rapprochent de ce qu'on trouve dans la littérature où il a été décrit que d'un point de vue développemental, il y a une augmentation de la vitesse de pointage avec l'âge. Le contrôle visuel est acquis à 7 ans, il devient alors prédominant. L'intégration des deux systèmes principaux (visuel et proprioceptif) se fait entre 9 ans et 11 ans, ce qui permet à l'enfant d'obtenir une stratégie optimale vers l'âge de 11 ans (Hay 1981). Les différentes tâches de pointage mettent bien en avant des TR différents selon les conditions. Le TR le plus rapide est celui de la tâche où un indice indique la position qui sera occupée par la cible ; au contraire les conditions nécessitant une inhibition ou pour lesquelles l'indice peut être non congruent avec la cible sont celles pour lesquelles le TR est le plus long révélant une augmentation de la mobilisation des ressources cognitives.

En résumé, cette batterie de tests apparaît pertinente pour l'évaluation de la posture, de la marche et de la motricité fine. Certains tests doivent être améliorés et les enregistrements actuels nous permettrons d'affiner ces tests.

Nous avons pu évaluer des niveaux de compétence motrice allant d'une motricité automatique (posture, marche) à des niveaux moteur demandant une plus grande coordination via l'utilisation de tests « double tâche » (marche double tâche), jusqu'à

des niveaux demandant une coordination visuomotrice complexe (tâche de pointage et préhension). Ces tests mettent en avant plusieurs différences entre les enfants et les adultes, ce qui n'est pas toujours le cas pour les adolescents qui semblent être encore sur certaines tâches dans une situation intermédiaire (préhension).

3-Normalisation/simplification

a-normalisation

Normalisation et comparaison des données de marche et de posturologie

Poser la question de la normalisation des données d'analyse de la marche, est un point essentiel (Winter 2005). Cette normalisation concerne non seulement la variabilité inter-sujets mais également la manière dont les données entre différents laboratoires, services cliniques et publications peuvent être échangées et comparées (Pinzone et al. 2014). Si dans le passé, il a été considéré comme acceptable que les laboratoires d'analyse clinique de la marche varient dans leurs protocoles de recueil et traitement des données, à mesure que l'analyse clinique de la marche se développe, il y a un besoin croissant de standardisation entre les services (Gorton, Hebert, et Gannotti 2009; Gage 2003). En effet, l'un des objectifs de l'analyse de la marche est d'identifier un ensemble de valeurs de marche « anormale » mesurées chez un patient en le référençant par rapport à une population comparable. Cependant, la population témoin est souvent composée d'individus de tailles et de poids différents, ce qui augmente la variabilité des valeurs de marche entre les sujets et réduit la capacité d'un test statistique à identifier un ensemble de données de marche ayant des propriétés évaluatives. Pour pallier à cela, des méthodes de normalisation des données de marche, basée sur la longueur et la masse des jambes du sujet, sont couramment utilisée pour diminuer la variation intersujets. Plusieurs études ont abordé cette problématique en élaborant différentes méthodes de mise à l'échelle (Pierrynowski et Galea 2001; Stansfield et al. 2003; Hof 1996; Pinzone, Schwartz, et Baker 2016) afin de valider le protocole le plus adapté. Si cette approche peut apparaître particulièrement appropriée dans le cas des enfants dont les caractéristiques physiques évoluent rapidement au cours du développement, elle mérite également d'être examinée pour des sujets adultes dont la masse et la taille peuvent présenter

de grandes disparités. Dans le cadre de ce mémoire nous n'avons pas pu aborder cette problématique mais la question peut se poser de la pertinence de cette approche dans le cadre de la définition d'une échelle comme celle que nous souhaitons établir. En effet, en ce qui concerne les enfants, l'utilisation d'une telle méthode de normalisation, uniquement liée aux caractéristiques physiques du sujet, pourrait « gommer » certains aspects développementaux de maturation du système nerveux : un enfant de 10 ans n'est pas seulement un individu dont la taille a crû mais également un sujet dont les systèmes de commande et de contrôle moteur ont maturé et une normalisation pourrait ainsi cacher des évolutions des systèmes de contrôle. Cette réflexion sur une normalisation des données chez l'adulte doit aussi être considérée avec prudence. Tout d'abord des variations des caractéristiques physiques ne vont pas seulement influencer les valeurs des paramètres de la marche mais également la posturographie (Hue et al. 2007). Dans les deux cas, marche ou posture, ce sont à la fois la taille et la masse du sujet qu'il faut prendre en compte même si les différences de taille entre les individus, exprimées en pourcentage, ont tendance à être raisonnablement faibles (ET < 10 % ; et cela même en faisant abstraction du sexe), de sorte que les effets de la non normalisation de la taille chez les adultes ne seront probablement pas aussi importants. Ainsi, notre ambition, à terme, serait plutôt d'inclure pour chaque âge un nombre suffisamment important de sujets (plusieurs dizaines pour chaque âge) afin d'obtenir un référentiel moyen qui puisse à la fois traduire un changement dans les caractéristiques physiques et l'état développemental du système nerveux. Une méthode de normalisation apparaîtrait ainsi plus adaptée pour décrire les paramètres de marche d'une population dont les caractéristiques développementales sont stables.

La grande variabilité au sein de notre groupe enfant pourrait ainsi s'expliquer par le fait qu'au sein de ce groupe se trouvent des sujets n'ayant pas tous atteint le même niveau de coordination motrice.

En conclusion, nos tests mettent bien en avant des disparités selon les groupes. Afin d'être plus précis, à l'avenir notre projet a pour objectif d'inclure des sujets de tous âges de façon à ne plus découper les analyses par groupe mais à avoir un référentiel au cours des âges.

b-simplification/mobilité

La plupart des études sur la motricité, que ce soit sur les paramètres spatio-temporels de la marche, sur la stabilité en position debout, ou également par exemple le pointage ont souvent porté sur des populations spécifiques, soit âgées soit présentant des pathologies, sans qu'il soit souvent possible de bénéficier de références plus ou moins normalisées (Stansfield et al. 2003; Bourgeois et Hay 2003; Hay 1981). Ainsi, les comparaisons qui permettent de noter le développement ou un déficit d'une fonction donnée sont souvent réalisées entre des sujets sains et des patients pour examiner des pathologies spécifiques (Horvat et al. 2013; Molloy, Dietrich, et Bhattacharya 2003; Blomqvist et al. 2013). Par ailleurs, à l'hétérogénéité des populations étudiées qui n'ont pas forcément des groupes de comparaison normalisés, s'ajoute l'hétérogénéité des méthodologies et des niveaux d'analyse. Ainsi, dans une revue récente, Hamacher et al. (2011) ont identifié 92 méthodes différentes de mesures de la « stabilité de la marche» chez l'homme, soulignant ainsi la difficulté qu'il peut y avoir à définir des protocoles « universels » qui permettraient des comparaisons fiables entre les différentes études. Cela vaut également pour d'autres analyses de la motricité telles que la posturographie (Raymakers, Samson, et Verhaar 2005).

Chez des populations ne présentant pas de pathologie, on utilise également la motricité en tant que reflet de fonctions cognitves pour étudier l'organisation neuronale ou le développement ontogénétique des réseaux neuronaux qui génèrent le mouvement.

Si tant de méthodes de mesures existent c'est aussi parce qu'il existe une multitude d'équipements pouvant enregistrer la motricité. Les outils utilisés lors de cette étude sont peu courants, demandent un investissement financier conséquent et nécessitent une équipe de personnes formées pour les faire fonctionner. Ces outils ne sont pas accessibles au grand public et la recherche se tourne de plus en plus vers des enregistrements en conditions réelles. Pour ce faire il est nécessaire d'équiper les sujets d'outils mobiles, orientés grand public et dont les données sont comparables à la littérature. Une revue de Clark et al. (2018) arrive à la conclusion qu'une Wii Balance Board (WBB, Nintendo, Kyoto, Japon) peut être sous certaines conditions utilisée à la place de plateforme de force classiques et permet d'obtenir des résultats comparables. Chez des sujets sains l'utilisation de capteurs inertiels comme ceux du système

RehaGait® permettent une mesure tout à fait comparable à ce qui est obtenu avec un système de cinématique tel que le système Vicon® (Nüesch et al. 2017). Cependant Morris et al. (2019) ont montré que ces évaluations n'étaient pas toujours assez précises pour des enfants ou des personnes atteintes de pathologies.

Ces systèmes sont globalement très performants pour étudier des sujets sains effectuant des tâches simples. Cependant pour l'étude de sujets pathologiques ou pour des tâches plus complexes ces systèmes montrent leurs limites. Ces outils répondent aux problèmes du coût et de la mise en œuvre des systèmes classiques mais semblent difficiles à implémenter dans une batterie de tests se voulant être « universelle ».

VI-Perspectives

Nous avions émis comme hypothèse que notre échelle d'évaluation serait universelle, basée sur la quantification et permettrait d'évaluer différents niveaux de contrôle moteur.

Les différents tests mis en place permettent effectivement le recueil de données quantitatives qui permettront, à terme, lorsque le nombre de sujets inclus par âge sera plus conséquent, des analyses statistiques plus fines avec moins de variances. Les tests choisis sont simples et rapides à réaliser.

Cependant, du fait de la difficulté de mise en œuvre des outils nécessaires à l'enregistrement des données, cette échelle n'est pas destinée à être utilisée par tous, ni partout. En ce sens elle ne sera pas « universelle » d'un point de vue géographique mais elle permettra l'évaluation de tous les publics jeunes ou moins jeunes, atteints d'une pathologie ou pas ; elle sera donc « humainement » universelle et va certainement devenir pour la PAM un outil de choix lors de prochaines études.

Annexes

Annexe 1 : échelle UPDRS

Echelle UPDRS

I) Etat mental, comportemental, thymique

1. affaiblissement intellectuel	0	1	2	3	4
2. troubles de la pensée	0	1	2	3	4
3. dépression	0	1	2	3	4
4. motivation-initiative	0	1	2	3	4

II) activités dans la vie quotidienne

5. parole	0	1	2	3	4
6. salivation	0	1	2	3	4
7. déglutition	0	1	2	3	4
8. écriture	0	1	2	3	4
9. s'alimenter	0	1	2	3	4
10. habillage	0	1	2	3	4
11. hygiène	0	1	2	3	4
12. se retourner dans le lit	0	1	2	3	4
13. chutes non liées au piétinement	0	1	2	3	4
14. piétinement	0	1	2	3	4
15. marche	0	1	2	3	4
16. tremblement	0	1	2	3	4
17. douleurs	0	1	2	3	4

III) examen moteur

18. parole	0	1	2	3	4
19. expression faciale	0	1	2	3	4
20. tremblement de repos	0	1	2	3	4
21. tremblement d'action	0	1	2	3	4
22. rigidité	0	1	2	3	4
23. tapotement des doigts	0	1	2	3	4
24. mouvements des mains	0	1	2	3	4
25. mouvements alternatifs	0	1	2	3	4
26. agilité de la jambe	0	1	2	3	4
27. se lever d'une chaise	0	1	2	3	4
28. posture	0	1	2	3	4
29. stabilité posturale	0	1	2	3	4
30. démarche	0	1	2	3	4
31. bradykinésie	0	1	2	3	4

IV) Complications du traitement

A - DYSKINESIES

32. durée	0	1	2	3	4
33. incapacité	0	1	2	3	4
34. dyskinésies douloureuses	0	1	2	3	4

35. dyskinésies matinale précoce : oui = 1 non = 2

B – FLUCTUATIONS CLINIQUES

36. périodes off prédictives : oui = 1 non = 2

37. périodes off non prédictives : oui = 1 non = 2

38. périodes off brutales : oui = 1 non = 2

39. proportion de off	0	1	2	3	4

C – AUTRES COMPLICATIONS

40. anorexie, nausées, vomissements : oui = 1 non = 2

41. insomnies, somnolence : oui = 1 non = 2

42. hypotension orthostatique : oui = 1 non = 2

Stades de HOEHN et YAHR

Stades : 0 – 1 – 1,5 – 2 – 2,5 – 3 – 4 – 5

AVQ – SCHWAB et ENGLAND

100% - totalement indépendant
90% - indépendant mais plus lent
80% - indépendant conscient de sa lenteur
70% - pas tout à fait indépendant (3 à 4 fois + lent)
60% - partiellement dépendant
50% - aidé dans 50% des activités
40 % - très dépendant
30% - peu d'activités effectuées seul
20% - ne fait rien seul – aidé légerement
10 % - alité – totalement dépendant
0 % : alité – troubles végétatifs

Annexe 2 : ALRB

Agence Régionale de Santé
Aquitaine-Limousin-
Poitou-Charentes

COPIE

DIRECTION DE LA SANTE PUBLIQUE

Pôle qualité et sécurité des soins et des accompagnements

ARRETE AUTORISANT
LE LIEU DE RECHERCHES BIOMEDICALES
N° LR 41

Le directeur général
de l'Agence régionale de santé d'Aquitaine Limousin Poitou-Charentes,

VU la loi n° 2015-29 du 16 janvier 2015 relative à la délimitation des régions, aux élections régionales et départementales et modifiant le calendrier électoral ;

VU l'ordonnance n° 2015-1620 du 10 décembre 2015 adaptant les agences régionales de santé et les unions régionales de professionnels de santé à la nouvelle délimitation des régions ;

VU le décret n° 2015-1650 du 11 décembre 2015 adaptant les agences régionales de santé à la nouvelle délimitation des régions et prorogeant le mandat des unions régionales de professionnels de santé regroupant les infirmiers;

VU le décret du 17 décembre 2015, publié au Journal Officiel de la République Française le 19 décembre 2015, portant nomination de Monsieur Michel LAFORCADE en qualité de directeur général de l'agence régionale de santé Aquitaine-Limousin-Poitou-Charentes ;

VU le code de la santé publique, notamment les articles L.1121-13, R.1121-11 à R.1121-16 ;

VU la demande d'autorisation de lieu de recherches biomédicales présentée par le Docteur Jean René CAZALETS, Directeur de l'Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine « INCIA », UMR CNRS 5287, concernant la Plateforme d'Analyse du Mouvement, Université Victor Segalen Bordeaux 2, 146 rue Léo Saignat, 33076 Bordeaux Cedex,

VU le rapport d'enquête établi à la suite de l'inspection effectuée le 07 mai 2014 par le médecin inspecteur de santé publique et le pharmacien inspecteur de santé publique de l'Agence régionale de santé d'Aquitaine,

VU l'avis favorable du 20 janvier 2016 du médecin inspecteur de santé publique et du pharmacien inspecteur de santé publique de l'Agence régionale de santé d'Aquitaine,

Espace Rodesse - 103 bis, rue Belleville – CS 91704 – 33063 BORDEAUX Cedex
Standard : 05.57.01.44.00
www.ars.aquitaine-limousin-poitou-charentes.sante.fr

ARRETE

Art. 1er. – L'autorisation du lieu de recherches biomédicales est accordée à la Plateforme d'Analyse du Mouvement de l'Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine « INCIA », UMR CNRS 5287, sous la responsabilité du Docteur Jean René CAZALETS, Université Victor Segalen Bordeaux 2, 146 rue Léo Saignat, 33076 Bordeaux Cedex,

Les recherches envisagées sont relatives :

- aux recherches en physiologie, physiopathologie, sciences du comportement,
- aux biomatériaux et dispositifs médicaux,

Les personnes concernées par les recherches sont :

- des volontaires sains
- des volontaires malades
- à partir de 3 ans

Art. 2. - Cette autorisation est délivrée pour une durée de cinq ans. Si aucune recherche n'est entreprise dans l'année suivant la délivrance de l'autorisation, cette dernière devient caduque, sauf motifs dûment justifiés.

Art. 3. - Toute modification des éléments du dossier nécessite la délivrance d'une nouvelle autorisation.

Art. 4. - La Directrice générale adjointe de l'Agence régionale de santé d'Aquitaine Limousin Poitou-Charentes est chargée de l'exécution du présent arrêté qui sera publié au recueil des actes administratifs de préfecture de la région Aquitaine Limousin Poitou-Charentes.

Fait à Bordeaux, le 10 février 2016

Le directeur général
de l'Agence régionale de santé
d'Aquitaine Limousin Poitou-Charentes

Pour le directeur général, et par délégation,

Anne BOUYGARD
Directrice générale adjointe

Annexe 3 : CPP

PROJET DE RECHERCHE IMPLIQUANT LA PERSONNE HUMAINE, MENTIONNEE AU 1° ou 2° DE L'ARTICLE L1121-1 DU CODE DE LA SANTE PUBLIQUE ET NE PORTANT PAS SUR UN PRODUIT MENTIONNE A L'ARTICLE L. 5311-1 DU CODE DE LA SANTE PUBLIQUE

DEMANDE D'AVIS AU COMITÉ DE PROTECTION DES PERSONNES:

Indiquez le CPP tiré au sort par le promoteur

Troubles neuro-développementaux spécifiques des apprentissages : étude des co-morbidités et de leurs relations avec les mécanismes sensorimoteurs

Titre abrégé : Motor Control, Cognition & Dys

1 - INFORMATIONS GENERALES

1.1 - NUMERO D'ENREGISTREMENT DU PROMOTEUR :

CNRS : |_|_|_|_|_|

1.2 - NUMERO D'ENREGISTREMENT (ANSM/AFSSAPS) :

1.3 - PROMOTEUR :

CNRS
Représenté par :
Madame Catherine JESSUS
Directrice
Institut des sciences biologiques
3 Rue Michel-Ange
75794 – Paris Cedex 16

Téléphone : 01.44.96.40.32 Télécopie : 01.44.96.49.22

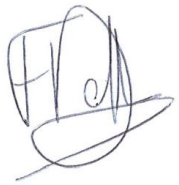
Compagnie d'Assurance : GERLING Contrat n° : 0100630314037

A Paris le .....
Signature du promoteur

Catherine JESSUS
Directrice

1.4 - INVESTIGATEURS

1.4.1 - INVESTIGATEUR PRINCIPAL COORDONATEUR

Nom, prénom :	**DELLU HAGEDORN, Françoise**	Signature :
Grade et qualité :	**CR1 CNRS, PhD, HDR**	
Unité CNRS :	**UMR 5287 CNRS INCIA**	
Adresse :	**Université de Bordeaux, 148 rue Léo Saignat, BP 22 33076 Bordeaux cedex**	
Tél. :	**06 20 46 93 61**	
Fax :		
E-mail :	**francoise.dellu@u-bordeaux.fr**	
N° d'inscription à l'ordre des médecins		NA

1.4.2 - AUTRES INVESTIGATEURS* ET COLLABORATEURS SCIENTIFIQUES

Nom, prénom *Signature*	**Titres et fonction**	**Lieu(x) de la Recherche et n° d'autorisation**
BADETS Arnaud	CR1 CNRS, HDR, INCIA UMR 5287 - CNRS	Bâtiment 3A Zone Nord, plate-forme du mouvement Autorisation n°LR41
ZENON Alexandre	CR1 CNRS, MD PhD, INCIA UMR 5287 - CNRS	
MICHELET Thomas	MCU, PhD, INCIA UMR 5287 - CNRS	
CAZALETS Jean-René	DR1 CNRS, PhD, Directeur INCIA UMR 5287 - CNRS	
DOAT Emilie	Technicienne CNRS	
LAJANJEIRA Céline	Psychomotricienne CRA Hôpital Charles Perrens	
BOUVARD Manuel	Pédopsychiatre, MD, Pr. chef du service universitaire de psychiatrie de l'enfant et de l'adolescent	
AMESTOY Anouck	Pédopsychiatre, MD, PhD, Co-directrice CRA	

Les investigateurs suivants ont une pratique de recherche et/ou clinique régulière:

- Les Dr. A Badets, J-R Cazalets, F. Dellu-Hagedorn, T. Michelet et A. Zenon, ainsi que E. Doat dans le cadre de leurs activités de recherche à l'INCIA.
- Le Pr. Dr. Bouvard, le Dr Amestoy et Mme Lajanjeira dans le cadre de leurs activités cliniques au sein du Centre Ressource Autisme de l'hôpital psychiatrique Charles Perrens (CHU de Bordeaux)

Annexe 4 : feuille de passation

Sujetn° : …….. Age : …… Taille: ….. F or M Date : ……

Batterie test évaluation motricité

Dys Ctle

Allumer la carte National Instrument avant l'ordi

Posturologie :

Sur AMTI

EMG : gastroc, TA, Long Péronier

EMG	D	G
Gastro		
TA		
LP		

-Pieds Joints Yeux ouverts : ☐

-Pieds joints yeux fermés : ☐

-Romberg Yeux Ouverts : ☐ Pied devant D G

-Romberg Yeux Fermés : ☐ Pied devant D G

-Mousse Yeux Ouverts : ☐

-Mousse Yeux fermés : ☐

Sur AMTI : Pied départ

Initiation marche :

-init1 ☐ D G

-init2 ☐ D G

-init3 ☐ D G

-init4 ☐ D G

-init5 ☐ D G

Marche :

EMG + mallD, mallG, scapulaire

-marche1 ☐

-marche2 ☐

-marche3 ☐

-marche4 ☐

-marche5 ☐

Sujetn° : …….. Age : …… Taille: ….. F or M Date : ……

-marchelente1 ☐
-marchelente2 ☐
-marchelente3 ☐
-marchelente4 ☐
-marchelente5 ☐

-marcherapide1 ☐
-marcherapide2 ☐
-marcherapide3 ☐
-marcherapide4 ☐
-marcherapide5 ☐

-doubletache1 ☐
-doubletache2 ☐
-doubletache3 ☐
-doubletache4 ☐
-doubletache5 ☐

Préhension :
Oyapock : Dev1 + EMG
-forcemax : ☐

-25p : ☐

-50p : ☐

-75p : ☐

	EMG
Flechisseur pouce	
Flechisseur index	

Pointage :
-cible centre : ☐

-taille aléatoire : ☐

-priming vrai: ☐ 1cible verte indique la position qui sera occupée par la cible jaune à cliquer

-inhibition : ☐ Flash vert qui annonce l'endroit où va apparaître la cible. Jaune on tape, rouge on ne bouge pas

-priming vrai-faux : ☐ cible verte aléatoire ou pas ? Cliquer la cible jaune

Bibliographie

Agiovlasitis, Stamatis, Jeffrey A. McCubbin, Joonkoo Yun, George Mpitsos, et Michael J. Pavol. 2009. « Effects of Down Syndrome on Three-Dimensional Motion during Walking at Different Speeds ». *Gait & Posture* 30 (3): 345-50. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.06.003.

Assaiante, C., et B. Chabrol. 2010. « [Developmental and locomotor disorders in children] ». *Revue Neurologique* 166 (2): 149-57. https://doi.org/10.1016/j.neurol.2009.10.014.

Babinski, J. 1899. « De l'asynergie cérébelleuse ». *Rev Neurol* 7: 784-784.

Bayot, Madli, Kathy Dujardin, Céline Tard, Luc Defebvre, Cédrick T. Bonnet, Etienne Allart, et Arnaud Delval. 2018. « The Interaction between Cognition and Motor Control: A Theoretical Framework for Dual-Task Interference Effects on Posture, Gait Initiation, Gait and Turning ». *Neurophysiologie Clinique*, XXVe congrès SOFPEL, 48 (6): 361-75. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.10.003.

Beerse, Matthew, Michael Lelko, et Jianhua Wu. 2019. « Biomechanical Analysis of the Timed Up-and-Go (TUG) Test in Children with and without Down Syndrome ». *Gait & Posture* 68 (février): 409-14. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.12.027.

Bestaven, Emma, Charline Kambrun, Dominique Guehl, Jean-René Cazalets, et Etienne Guillaud. 2016. « The influence of scopolamine on motor control and attentional processes ». *PeerJ* 4 (mai). https://doi.org/10.7717/peerj.2008.

Beurskens, Rainer, Ingo Helmich, Robert Rein, et Otmar Bock. 2014. « Age-Related Changes in Prefrontal Activity during Walking in Dual-Task Situations: A FNIRS Study ». *International Journal of Psychophysiology* 92 (3): 122-28. https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.03.005.

Bieber, Eleonora, Bouwien C. M. Smits-Engelsman, Giuseppina Sgandurra, Giovanni Cioni, Hilde Feys, Andrea Guzzetta, et Katrijn Klingels. 2016. « Manual Function Outcome Measures in Children with Developmental Coordination Disorder (DCD): Systematic Review ». *Research in Developmental Disabilities* 55 (août): 114-31. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2016.03.009.

Bioulac, B., P. Burbaud, J.-R. Cazalets, C. Gross, et T. Michelet. 2013. « Fonctions motrices ». *EMC - Neurologie* 10 (2): 1-25. https://doi.org/10.1016/S0246-0378(12)58101-7.

Blank, R., W. Heizer, et H. von Voss. 2000. « Development of Externally Guided Grip Force Modulation in Man ». *Neuroscience Letters* 286 (3): 187-90. https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)01124-1.

Blomqvist, Sven, Josefine Olsson, Louise Wallin, Anita Wester, et Börje Rehn. 2013. « Adolescents with Intellectual Disability Have Reduced Postural Balance and Muscle Performance in Trunk and Lower Limbs Compared to Peers without Intellectual Disability ». *Research in Developmental Disabilities* 34 (1): 198-206. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.07.008.

Bojanek, Erin K., Zheng Wang, Stormi P. White, et Matthew W. Mosconi. 2020. « Postural Control Processes during Standing and Step Initiation in Autism Spectrum Disorder ». *Journal of Neurodevelopmental Disorders* 12 (1): 1. https://doi.org/10.1186/s11689-019-9305-x.

Bourgeois, Frédéric, et Laurette Hay. 2003. « Information Processing and Movement Optimization during Development: Kinematics of Cyclical Pointing in 5- to 11-Year-

Old Children ». *Journal of Motor Behavior* 35 (2): 183-95. https://doi.org/10.1080/00222890309602132.
Brown, Ted. 2013. « Movement Assessment Battery for Children: 2nd Edition (MABC-2) ». In *Encyclopedia of Autism Spectrum Disorders*, édité par Fred R. Volkmar, 1925-39. New York, NY: Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1698-3_1922.
Buderath, Paul, Kristina Gärtner, Markus Frings, Hanna Christiansen, Beate Schoch, Jürgen Konczak, Elke R. Gizewski, Johannes Hebebrand, et Dagmar Timmann. 2009. « Postural and Gait Performance in Children with Attention Deficit/Hyperactivity Disorder ». *Gait & Posture* 29 (2): 249-54. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.016.
Cazalets, Jean René, Emma Bestaven, Emilie Doat, Marie Pierre Baudier, Cécile Gallot, Anouck Amestoy, Manuel Bouvard, et al. 2017. « Evaluation of Motor Skills in Children with Rubinstein-Taybi Syndrome ». *Journal of Autism and Developmental Disorders* 47 (11): 3321-32. https://doi.org/10.1007/s10803-017-3259-1.
Clark, Ross A., Benjamin F. Mentiplay, Yong-Hao Pua, et Kelly J. Bower. 2018. « Reliability and Validity of the Wii Balance Board for Assessment of Standing Balance: A Systematic Review ». *Gait & Posture* 61 (mars): 40-54. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.022.
Cousins, Margaret, et Mary M. Smyth. 2003. « Developmental Coordination Impairments in Adulthood ». *Human Movement Science* 22 (4-5): 433-59. https://doi.org/10.1016/j.humov.2003.09.003.
Crenna, P., et C. Frigo. 1991. « A Motor Programme for the Initiation of Forward-Oriented Movements in Humans ». *The Journal of Physiology* 437 (juin): 635-53. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018616.
Dehail, P., E. Bestaven, F. Muller, A. Mallet, B. Robert, I. Bourdel-Marchasson, et J. Petit. 2007. « Kinematic and Electromyographic Analysis of Rising from a Chair during a "Sit-to-Walk" Task in Elderly Subjects: Role of Strength ». *Clinical Biomechanics* 22 (10): 1096-1103. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015.
Dellavia, Claudia, Andrea Pallavera, Fabiana Orlando, et Chiarella Sforza. 2009. « Postural Stability of Athletes in Special Olympics ». *Perceptual and Motor Skills* 108 (2): 608-22. https://doi.org/10.2466/PMS.108.2.608-622.
Di Scala, G., M. Dupuy, E. Guillaud, E. Doat, E. Barse, B. Dillhareguy, F. a. M. Jean, M. Audiffren, J. R. Cazalets, et S. Chanraud. 2019. « Efficiency of Sensorimotor Networks: Posture and Gait in Young and Older Adults ». *Experimental Aging Research* 45 (1): 41-56. https://doi.org/10.1080/0361073X.2018.1560108.
Fahn, S, E Tolosa, C Marin, et J Jankovic. 1993. « Clinical rating scale for tremor ». In *Parkinson's disease and movement disorders*, Jankovic, J. and Tolosa, E, E. 271–280. Baltimore: Williams and Wilkins.
Fugl-Meyer, A. R., L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson, et S. Steglind. 1975. « The Post-Stroke Hemiplegic Patient. 1. a Method for Evaluation of Physical Performance ». *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 7 (1): 13-31.
Gage, J. R. 2003. « Con: Interobserver variability of gait analysis ». *Journal of Pediatric Orthopaedics* 23 (3): 290-91. https://doi.org/10.1097/00004694-200305000-00003.
Gladstone, David J., Sandra E. Black, Antoine M. Hakim, et Heart and Stroke Foundation of Ontario Centre of Excellence in Stroke Recovery. 2002. « Toward Wisdom from

Failure: Lessons from Neuroprotective Stroke Trials and New Therapeutic Directions ». *Stroke* 33 (8): 2123-36. https://doi.org/10.1161/01.str.0000025518.34157.51.

Goetz, Christopher G., Barbara C. Tilley, Stephanie R. Shaftman, Glenn T. Stebbins, Stanley Fahn, Pablo Martinez-Martin, Werner Poewe, et al. 2008. « Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale Presentation and Clinimetric Testing Results ». *Movement Disorders* 23 (15): 2129-70. https://doi.org/10.1002/mds.22340.

Gorton, George E., David A. Hebert, et Mary E. Gannotti. 2009. « Assessment of the Kinematic Variability among 12 Motion Analysis Laboratories ». *Gait & Posture* 29 (3): 398-402. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.060.

Gracies, Jean-Michel. 2005. « Pathophysiology of Spastic Paresis. I: Paresis and Soft Tissue Changes ». *Muscle & Nerve* 31 (5): 535-51. https://doi.org/10.1002/mus.20284.

Hallemans, A., P. Van de Walle, L. Wyers, K. Verheyen, Schoonjans A-S, K. Desloovere, et B. Ceulemans. 2019. « Clinical Usefulness and Challenges of Instrumented Motion Analysis in Patients with Intellectual Disabilities ». *Gait & Posture* 71 (juin): 105-15. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.016.

Hamacher, D., N.b. Singh, J.h. Van Dieën, M.o. Heller, et W.r. Taylor. 2011. « Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review ». *Journal of The Royal Society Interface* 8 (65): 1682-98. https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0416.

Hay, L. 1981. « The Effect of Amplitude and Accuracy Requirements on Movement Time in Children ». *Journal of Motor Behavior* 13 (3): 177-86. https://doi.org/10.1080/00222895.1981.10735247.

Hof, At L. 1996. « Scaling gait data to body size ». *Gait & Posture*, 1996, sect. 4.

Horvat, M., R. Croce, P. Tomporowski, et M. C. Barna. 2013. « The Influence of Dual-Task Conditions on Movement in Young Adults with and without Down Syndrome ». *Research in Developmental Disabilities* 34 (10): 3517-25. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.06.038.

Hue, Olivier, Martin Simoneau, Julie Marcotte, Félix Berrigan, Jean Doré, Picard Marceau, Simon Marceau, Angelo Tremblay, et Normand Teasdale. 2007. « Body Weight Is a Strong Predictor of Postural Stability ». *Gait & Posture* 26 (1): 32-38. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.005.

Lee, Kyeongjin, Myungmo Lee, et Changho Song. 2016. « Balance Training Improves Postural Balance, Gait, and Functional Strength in Adolescents with Intellectual Disabilities: Single-Blinded, Randomized Clinical Trial ». *Disability and Health Journal* 9 (3): 416-22. https://doi.org/10.1016/j.dhjo.2016.01.010.

Leversen, Jonas S. R., Monika Haga, et Hermundur Sigmundsson. 2012. « From Children to Adults: Motor Performance across the Life-Span ». *PLOS ONE* 7 (6): e38830. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0038830.

Lin, Yu-Chen, Yen-Li Chao, Shyi-Kuen Wu, Ho-Hsio Lin, Chieh-Hsiang Hsu, Hsiao-Man Hsu, et Li-Chieh Kuo. 2017. « Comprehension of Handwriting Development: Pen-Grip Kinetics in Handwriting Tasks and Its Relation to Fine Motor Skills among School-Age Children ». *Australian Occupational Therapy Journal* 64 (5): 369-80. https://doi.org/10.1111/1440-1630.12393.

Molloy, Cynthia A., Kim N. Dietrich, et Amit Bhattacharya. 2003. « Postural Stability in Children with Autism Spectrum Disorder ». *Journal of Autism and Developmental Disorders* 33 (6): 643-52. https://doi.org/10.1023/b:jadd.0000006001.00667.4c.

Morris, Rosie, Samuel Stuart, Grace McBarron, Peter C. Fino, Martina Mancini, et Carolin Curtze. 2019. « Validity of Mobility Lab (Version 2) for Gait Assessment in Young Adults, Older Adults and Parkinson's Disease ». *Physiological Measurement* 40 (9): 095003. https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab4023.

Nüesch, Corina, Elena Roos, Geert Pagenstert, et Annegret Mündermann. 2017. « Measuring Joint Kinematics of Treadmill Walking and Running: Comparison between an Inertial Sensor Based System and a Camera-Based System ». *Journal of Biomechanics* 57 (mai): 32-38. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.015.

Pierrynowski, Michael Raymond, et Victoria Galea. 2001. « Enhancing the Ability of Gait Analyses to Differentiate between Groups: Scaling Gait Data to Body Size ». *Gait & Posture* 13 (3): 193-201. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00097-2.

Pinzone, Ornella, Michael H. Schwartz, et Richard Baker. 2016. « Comprehensive Non-Dimensional Normalization of Gait Data ». *Gait & Posture* 44 (février): 68-73. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.11.013.

Pinzone, Ornella, Michael H. Schwartz, Pam Thomason, et Richard Baker. 2014. « The Comparison of Normative Reference Data from Different Gait Analysis Services ». *Gait & Posture* 40 (2): 286-90. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.185.

Proud, Elizabeth, Meg E. Morris, Belinda Bilney, Kimberly J. Miller, Maarten J. Nijkrake, Marten Munneke, et Jennifer L. McGinley. 2020. « Hand dexterity assessment in Parkinson's disease: construct validity of the 9-Hole peg test for the more affected hand ». *Disability and Rehabilitation* 0 (0): 1-5. https://doi.org/10.1080/09638288.2020.1754474.

Raffegeau, Tiphanie E., Lisa M. Krehbiel, Nyeonju Kang, Frency J. Thijs, Lori J. P. Altmann, James H. Cauraugh, et Chris J. Hass. 2019. « A Meta-Analysis: Parkinson's Disease and Dual-Task Walking ». *Parkinsonism & Related Disorders* 62 (mai): 28-35. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2018.12.012.

Raymakers, J. A., M. M. Samson, et H. J. J. Verhaar. 2005. « The Assessment of Body Sway and the Choice of the Stability Parameter(s) ». *Gait & Posture* 21 (1): 48-58. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006.

Sèze, Mathieu Panchoa de, Etienne Guillaud, Laure Slugacz, et Jean René Cazalets. 2015. « An Examination of Camptocormia Assessment by Dynamic Quantification of Sagittal Posture ». *Journal of Rehabilitation Medicine* 47 (1): 72-79. https://doi.org/10.2340/16501977-1888.

Stansfield, B. W., S. J. Hillman, M. E. Hazlewood, A. M. Lawson, A. M. Mann, I. R. Loudon, et J. E. Robb. 2003. « Normalisation of Gait Data in Children ». *Gait & Posture* 17 (1): 81-87. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00062-0.

Stein, J. F., et M. Glickstein. 1992. « Role of the Cerebellum in Visual Guidance of Movement ». *Physiological Reviews* 72 (4): 967-1017. https://doi.org/10.1152/physrev.1992.72.4.967.

Vaivre-Douret, L. 2006. « Batterie d'évaluation des fonctions neuro-psychomotrices de l'enfant L. ECPA, Paris (2006) ». ECPA.

Vaugoyeau, M, F Viallet, S Mesure, et J Massion. 2003. « Coordination of Axial Rotation and Step Execution: Deficits in Parkinson's Disease ». *Gait & Posture* 18 (3): 150-57. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00034-1.

Viel, Eric. 2000. *La marche humaine, la course et le saut Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Elsevier Masson. Point En Reeducation, numéro 9. https://livre.fnac.com/a887741/Eric-Viel-La-marche-humaine-la-course-et-le-saut.

Winter, David A. 2005. *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley.

Yiou, Eric, Teddy Caderby, Arnaud Delafontaine, Paul Fourcade, et Jean-Louis Honeine. 2017. « Balance Control during Gait Initiation: State-of-the-Art and Research Perspectives ». *World Journal of Orthopedics* 8 (11): 815-28. https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815.

ÉCOLE PRATIQUE DES HAUTES ÉTUDES
SCIENCES DE LA VIE ET DE LA TERRE

Mise en place d'une échelle d'évaluation globale de la motricité de l'enfant à l'adulte.

Doat Emilie
Le XX/XX/2020

RÉSUMÉ

Ce projet de mise en place d'une batterie de test pour la création d'une échelle d'évaluation globale de la motricité a été réalisé au sein de la Plateforme d'Analyse du Mouvement qui comporte un ensemble d'outils intégrés permettant la mesure de la motricité chez l'homme. Les échelles d'évaluation actuelles ne permettent pas toujours d'obtenir des données quantitatives et sont, la plupart du temps, orientées vers l'évaluation d'une pathologie. Une échelle d'évaluation universelle a été créée, elle peut être utilisée aussi bien chez l'enfant que chez l'adulte. Les tests mis en place lors de ce projet reprennent les principaux items d'observation des échelles existantes en s'assurant d'évaluer les différents niveaux moteurs allant du plus automatique vers des mouvements faisant appel à des coordinations visuo-motrices. Notre échelle évalue notamment la posturologie avec l'impact des facteurs visuels, proprioceptifs et vestibulaire sur le maintien de l'équilibre et les ajustements posturaux anticipés lors d'une phase d'initiation de la marche. Ensuite, nous avons mesurés les paramètres spatio-temporels de la marche des sujets lors de différents types de marche (lente, normale, rapide, double-tâche). Pour finir nous avons évalué des tâches de motricité plus fine telles que la préhension digitale et des tâches de pointage de cible. Nos tests permettent d'obtenir des données quantitatives et ne sont pas spécifiques à une pathologie. Pour la posturologie nous nous sommes intéressés à la longueur du COP et à la surface de l'ellipse, pour l'initiation de la marche nous avons mesuré la durée des phases posturale et de mouvement lors de l'initiation du pas. Pour la marche nous nous sommes intéressés aux paramètres spatio-temporels (cadence, vitesse, longueur de pas, largeur de pas, durée de double appui). Pour la préhension nous avons regardé le niveau de force produite lors d'une tâche de coordination main-yeux et, enfin, lors d'une tâche de pointage, nous avons mesuré des temps de réaction et temps de mouvement. Notre étude inclus trois groupes (enfants, adolescents et adultes) et nous avons pu observer des différences significatives entre ces trois groupes notamment chez les enfants. Lors de la marche les enfants modifient fortement la durée de leur phase d'appui lors d'une double tâche. Nos tests d'initiation de marche n'ont pas montré de différence inter groupe. Les enfants montrent un déficit lors des tâches de haut niveau de motricité, ils sont aussi plus sensibles à la modification des indices visuels et proprioceptifs lors du maintien de l'équilibre en phase statique. A terme nous inclurons un groupe de sujets dyspraxiques et nous corrèlerons nos données avec celles issues de la MABC afin de valider notre échelle et nous augmenterons la taille des groupes.
Mots clés : motricité, enfants, adolescents, adultes, posturologie, marche, préhension, pointage