



AVERTISSEMENT

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

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-memoires-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Master « Sciences et Techniques
des Activités Physiques et Sportives »

Spécialité : **Evaluation de la Performance et des
Adaptations Motrices et Physiologiques**

Mémoire de fin d'études présenté pour l'obtention du grade de master

**Adaptation d'un dispositif d'évaluation du
contrôle postural des segments axiaux à une
population pédiatrique**

présenté par

Jonathan Pierret

Maître de stage : Professeur Christian Beyaert, Médecin, Institut Régional de
Médecine physique et de Réadaptation, Nancy

Guidant universitaire : Sébastien Caudron, Maître de Conférences, UFR STAPS Nancy

Juin 2015

Sommaire

I.Introduction.....	1
II. Apport théorique	2
2.1) Rôle du tronc dans l'équilibre statique et dynamique	2
2.2) Développement de la stabilisation et du contrôle du tronc	5
III. Analyse du contrôle postural des segments axiaux en station assise	6
IV. Methodologie	14
4.1) Procédure de calibration	14
4.1.1) Participants	14
4.1.2) Outils	15
4.1.3) Tâche	17
4.1.4) Statistiques	18
4.2) Stabilisation du tronc sur l'assise instable	18
4.2.1) Participants	18
4.2.2) Outils	18
4.2.3) Tâche	19
4.2.4) Traitements des données et statistiques	20
V. Résultats.....	21
5.1 Calibration.....	21
5.2 Stabilisation sur l'assise instable à différents niveau de difficulté	22
5.2.1) Cinétique.....	23
5.2.2) Cinématique	29
VI. Discussion.....	32
6.1) Calibration.....	32
6.2) Stabilisation des segments axiaux sur l'assise instable à plusieurs niveaux de difficulté	33
VII. Conclusion	35
VIII. Bibliographie	38

Abréviations

AP : Antéro-postérieur

COP : Centre de Pression

IMU: Inertial Measurment Unit

ML : Medio-latéral

RMS : Root Mean Square

YF : Yeux fermés

YO : Yeux ouverts

RMS COP AP : RMS des déplacements du COP sur l'axe antéro-postérieur

RMS COP ML : RMS des déplacements du COP sur l'axe médio-latéral

AMP COP AP : Amplitude des déplacements du COP sur l'axe antéro-postérieur

AMP COP ML : Amplitudes des déplacements du COP sur l'axe médio-latéral

RMS Vi COP : RMS de la vitesse globale du COP

SURFACE : Surface de l'ellipse de confiance englobant 95% des déplacements du COP

I. INTRODUCTION

La posture définit la position des segments corporels les uns par rapport aux autres et par rapport à l'environnement. Son maintien est complexe et implique la synthèse de nombreuses informations par le système nerveux central, notamment des multiples afférences sensorielles (visuelles, vestibulaires, proprioceptives et graviceptives). Le centre de masse corporel est le point où toute la masse du corps pourrait être concentrée. En cinématique, c'est le point que l'on étudie comme étant représentatif du mouvement de l'ensemble du corps, en cinétique, c'est le point où s'écrit le bilan des forces et des moments de force. Sa position varie en fonction de la configuration segmentaire (Murray, Seireg & Sepic, 1975). En posture érigée, il se trouve au niveau du tronc, un peu en avant de L4. Le maintien de l'équilibre au cours d'une posture est la capacité à maintenir la projection du centre de masse à l'intérieur du polygone de sustentation (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Cela s'avère difficile chez l'être humain, du fait de la position élevée du centre de masse et la surface réduite du polygone de sustentation.

La posture remplit deux fonctions. La première, antigravitaire, consiste à s'opposer à la force de pesanteur à l'aide de différents mécanismes : tonus postural, réponses musculaires suite à une perturbation, orientation par rapport à la verticale gravitaire à l'aide des entrées visuelles, proprioceptives et vestibulaires. Sa régulation passe par une réorientation continue des segments corporels (Massion, Alexandrov & Frolov, 2004). La deuxième fonction est l'orientation du corps et des segments corporels dans l'espace afin de préparer au mieux les interactions avec l'environnement (Massion, 1994). Lors d'un mouvement, le système nerveux central prend en compte la position des segments les uns par rapport aux autres et par rapport à l'environnement afin de réaliser le mouvement de la manière la plus efficace possible tout en assurant le maintien de l'équilibre du corps. La posture est l'aspect fondamental de l'activité motrice, elle prépare à l'action, la soutient dans son déroulement et assure l'efficacité de son exécution.

Lors d'une situation dynamique, comme la locomotion, la posture peut être conçue comme une organisation de modules superposés des pieds à la tête. Chaque module est lié au suivant par une articulation et des muscles qui vont permettre non seulement de déplacer les modules les uns par rapports aux autres mais également, grâce aux organes proprioceptifs, de renseigner la position relative des différents modules. Au cours de l'organisation du mouvement volontaire, la première étape consiste à sélectionner un segment qui fera office de référence égo-centrée pour programmer et réaliser l'acte moteur (Massion, 1998). Par

exemple, au cours de la locomotion, l'axe du tronc est utilisé comme référence pour calculer la position des membres inférieurs (Mouchnino, Aurenty, Massion & Pedotti, 1993). Cette notion de segment de référence est importante pour le maintien de l'équilibre au cours de la locomotion, et plus globalement, pour le maintien de l'équilibre dans toutes les activités dynamiques (Massion, 1994).

La production d'un mouvement volontaire entraîne une modification de la posture, ce qui constitue une source de déséquilibre. Pendant longtemps, on ne s'est intéressé qu'au rôle des segments directement impliqués dans le mouvement, c'est-à-dire dont l'activité est visible à l'œil nu, cependant, il est désormais acquis que l'intervention de segments dits posturaux est nécessaire pour non seulement préparer le mouvement mais également minimiser les déséquilibres induits par le mouvement volontaire. L'étude du contrôle postural et de la coordination des segments axiaux (tête, tronc et pelvis) a fait l'objet de nombreuses recherches, que ce soit lors de la posture debout statique ou au cours d'activités dynamiques. En revanche, à notre connaissance, peu d'études ont cherché à isoler ces segments axiaux pour en analyser le contrôle et éventuellement évaluer leur contribution propre à la fonction d'équilibration en général. Chez l'adulte cependant, des dispositifs d'évaluation du contrôle postural en station assise apparaissent depuis une dizaine d'années, notamment dans le but de déceler des troubles du contrôle du tronc dans le cadre de certaines pathologies, telle que la lombalgie chronique. Après une brève revue montrant l'importance des segments axiaux, notamment du tronc dans les activités statiques et dynamiques, nous mettrons en évidence l'intérêt de son évaluation lorsqu'il est isolé des membres inférieurs. Nous verrons quels outils existent déjà pour cette évaluation ainsi que l'intérêt de leur utilisation chez l'enfant.

II. APPORT THEORIQUE

2.1) Rôle du tronc dans l'équilibre statique et dynamique

En 1899, Babinski décrit une stratégie d'équilibration faisant intervenir un mouvement coordonné des genoux et des hanches dans la direction opposée à un déplacement du tronc, afin de maintenir la projection du centre de masse corporel dans le polygone de sustentation. Du fait qu'il occupe une position centrale et qu'il est articulé avec tous les segments corporels, le tronc occupe une place importante dans le contrôle postural, notamment lors du choix du segment de référence. De plus, il représente à lui seul les deux tiers de la masse corporelle et contribue à élever la position du centre de gravité, ce qui rend son contrôle d'autant plus important pour le maintien de l'équilibre (Winter, 1995). La tête, siège des informations visuelles et de l'exploration visuelle qui vont permettre de constituer le champ

visuel, et du système vestibulaire, est souvent le segment de référence privilégié. Néanmoins, le codage de sa position est réalisé d'une part par rapport à l'espace, mais aussi par rapport au tronc, qui la soutient.

L'étude des pathologies permet de mettre en évidence la contribution du tronc dans le contrôle postural. Par exemple, les patients scoliotiques ont des troubles de l'équilibre ayant pour origine les modifications morphologiques du tronc couplées aux déviations du rachis. De plus, les déplacements du centre de pression sont influencés par leur morphologie (Allard & al 2004). Chez les lombalgiques, on constate une augmentation de l'inclinaison du tronc dans le plan sagittal en comparaison à des sujets sains, qui s'associe à une modification du contrôle de l'équilibre (Mientjes & Franck 1994). Selon Brumagne, Cordo et Verschueren (2004), les lombalgiques pourraient avoir un déficit proprioceptif du tronc qui serait compensé par des stratégies de cheville. Mancini et al (2011) font le lien entre une diminution de la capacité à contrôler le tronc des patients parkinsoniens avec une diminution du contrôle postural. La diminution de la capacité à contrôler le tronc se manifeste notamment avec des plus grandes amplitudes de mouvement tant en posture statique que pendant la marche. L'augmentation de ces oscillations pendant la marche chez cette population serait un facteur déterminant sur l'augmentation du risque de chute (Adkin, Bloem & Allum, 2005).

Tout mouvement volontaire induit des perturbations de l'équilibre car ils entraînent des déplacements du centre de masse corporel et vont nécessiter la production d'ajustements posturaux réactionnels face aux perturbations (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), mais aussi d'ajustements posturaux anticipateurs produits en amont du mouvement volontaire (Belenkii, Gurfinkel, Paltsev, 1967). Cela va être le cas au cours de la locomotion où la stabilisation du tronc est essentielle pour permettre les mouvements de la tête et des segments distaux (Verheyden & al, 2006).

Au cours de la locomotion, le corps est en déséquilibre continu. En effet, la projection du centre de gravité se trouve, pendant 80% de la durée d'un cycle, en dehors du polygone de sustentation. Pour éviter de chuter lors d'un déplacement vers l'avant, la jambe oscillante doit venir se positionner en avant du centre de masse et l'action de la pesanteur sur le tronc doit être régulée. Cette régulation se fait par l'intervention d'ajustements posturaux anticipés, par exemple le décalage du tronc dans la direction opposée au membre inférieur qui va rentrer en phase d'oscillation, afin de décaler le centre de masse au-dessus de la jambe d'appui et donc de permettre l'initiation du pas (Tang, Woollacott & Chong, 1998 ; Liu, Zaino & McCoy

2007). Le tronc va atténuer les oscillations de la tête ce qui va permettre sa stabilisation, et participer au maintien du champ visuel (Kavanagh, Morrison & Barret, 2005). Il va également intervenir lors du changement de direction du centre de masse (Patla, Adkin & Ballard, 1999). Perry & Davis (1992), proposent de modéliser la locomotion par l'intervention de deux entités empilées :

- Un passager, constitué par l'ensemble tête, tronc et membres supérieurs
- Un propulseur : les membres inférieurs

La marche est considérée comme efficiente lorsque les demandes du passager, en termes de stabilisation et de propulsion, sont réduites au minimum. Les auteurs précisent que l'alignement du passager au-dessus du propulseur est déterminant dans l'action des muscles du système propulseur. L'efficience se traduit par une performance maximale pour un coût énergétique minimal. Pour atteindre cet objectif, les oscillations du centre de masse doivent être minimisées, ce qui nécessite une diminution de l'amplitude de mouvement des segments supérieurs, en particulier du tronc. Cette diminution va notamment être permise par l'action du pelvis, qui va coordonner des mouvements d'amplitude égale et de direction opposée à ceux du tronc. Les accélérations du tronc sur les axes antéro-postérieur et médio-latéral sont contrôlées par les extenseurs et les abducteurs de hanche (Winter, 1995). Thorstensson, Nilsson, Carlson et Zomlefer (1984) précisent que l'interaction du tronc avec les membres inférieurs va permettre la production d'une locomotion efficiente. L'importance de cette interaction peut être constatée par l'analyse de la contribution des fléchisseurs plantaires sur le support et la propulsion au cours de la marche. En début de phase d'appui unipodale, les gastrocnémiens et le soleus provoquent une accélération verticale du tronc couplée à une décélération horizontale. Puis, en milieu de phase, les gastrocnémiens vont accélérer la jambe et décélérer la progression du tronc vers l'avant, alors que le soleus va avoir l'action inverse (décélération de la jambe et accélération du tronc). Enfin, en fin de phase d'appui, juste avant que la jambe n'entame sa phase d'oscillation, les fléchisseurs plantaires vont accélérer la progression du tronc vers l'avant tout en décélérant son abaissement. En résumé, par des actions combinées (en début de phase d'appui et en toute fin, juste avant l'oscillation de la jambe) et des actions opposées (en milieu de phase d'appui), les fléchisseurs plantaires vont soutenir le tronc pendant la locomotion et participer à sa propulsion (Neptune, Kautz, & Zajac, 2001). La position du tronc au cours de la locomotion va directement influencer la cinématique et la cinétique des membres inférieurs, et donc la contribution des fléchisseurs plantaires. Par exemple, chez des sujets sains lors d'une flexion de tronc imposée aux sujets, on va observer une augmentation de la flexion de hanche, de la flexion de genou, de la

dorsiflexion ainsi qu'une augmentation des moments de force associés tout au long du cycle de marche. (Saha, Gard & Fatone 2008 ; Kluger, Major, Fatone & Gard 2014). Cette constatation est également vraie dans le cadre de sujets ayant des troubles du développement ou des pathologies qui vont atteindre le contrôle moteur, que ce soit au niveau des membres inférieurs ou au niveau des segments axiaux. Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, des problèmes de contrôle du tronc pourraient causer des mouvements compensatoires des membres inférieurs comme par exemple une rotation antérieure du pelvis et donc provoquer une augmentation de la flexion de hanche (Troost, 2004). L'influence est bidirectionnelle, une altération des mouvements des membres inférieurs va modifier la cinématique et la cinétique des segments supérieurs au cours d'un déplacement (Houx, Lempereur, Rémy-Néris, & Brochard, 2013 ; Heyrman & al, 2013). Les études s'intéressant aux pathologies nous montrent donc qu'une diminution du contrôle postural des segments axiaux, surtout le tronc, a un impact négatif sur la locomotion, appuyant encore leur importance dans les activités dynamiques. Les troubles de la locomotion peuvent avoir des origines multiples et concomitantes et il nous semble difficile de différencier la part respective de chacun des déficits, qui peuvent être variés : troubles liés au contrôle et à l'orientation du tronc, troubles de l'orientation du corps dans l'espace et par rapport à la verticale, déformations ostéo-articulaires ou encore déficiences neuromusculaires.

2.2) Développement de la stabilisation et du contrôle des segments axiaux

L'acquisition de la capacité à contrôler les segments axiaux est un élément clé de l'apprentissage d'activité posturo-cinétique, car ils pourront servir de segment de référence stabilisé pour l'organisation de la motricité (Assaiante, 1998). Brenière et Bril (1998) étudient l'émergence de la locomotion, et font l'hypothèse que l'apprentissage se fait en deux étapes : d'abord la maîtrise du contrôle du tronc, puis la structuration du pattern locomoteur. Chez les enfants, depuis la posture érigée jusqu'à l'âge de 6 ans, la stabilisation du corps se fait suivant une stratégie dite « bottom-up », depuis la base d'appui jusqu'à la tête. La tête est contrôlée par une stratégie dite « en bloc », qui consiste à fixer la tête sur le segment stable sous-jacent, le tronc. Cette stratégie est utilisée afin de minimiser le nombre de degré de liberté à contrôler et de simplifier le contrôle moteur (Assaiante, Mallau, Viel, Jover & Schmitz, 2005). Ce n'est qu'à l'âge de 3 ans que la tête va être stabilisée dans l'espace, mais uniquement à condition que l'enfant soit sur un support stable et plat. Sinon, l'enfant utilisera une stratégie en bloc où il stabilise la tête par rapport au tronc. Vers 7-8 ans, l'enfant stabilise toujours sa tête dans l'espace, mais avec une grande variabilité angulaire : la stabilisation ne se fait pas toujours

dans le même plan. Même si vers l'âge de 5 ans, le pattern locomoteur de l'enfant est très proche de celui de l'adulte, le contrôle du tronc pendant la marche continue à se développer pendant l'adolescence (Assaiante, 1998).

Nous avons jusque-là appuyé l'importance du contrôle postural des segments axiaux, en particulier du tronc, et de son développement dans le contrôle de l'équilibre, que ce soit pour des activités statiques ou dynamiques. Cependant, il est difficile de dissocier l'ensemble des éléments de la chaîne posturale lors d'une activité qui implique l'ensemble du corps. Cela explique que très peu d'études se sont intéressées à leur contrôle, en particulier lorsqu'ils sont isolés des membres inférieurs.

III. ANALYSE DU CONTROLE POSTURAL DES SEGMENTS AXIAUX EN STATION ASSISE

L'évaluation du contrôle des segments axiaux peut s'avérer utile lorsqu'elle est au service de la compréhension d'un contrôle moteur plus complexe. Par exemple, il est difficile de différencier la part des déficits du contrôle postural et de la stabilisation des segments axiaux de celle des atteintes des membres inférieurs dans les troubles de la locomotion.

L'étude de la stabilisation des segments axiaux chez l'enfant d'un mois en station assise suite à des perturbations externes (translations avant et arrière du support) a montré que les synergies de réponses étaient spécifiques à la direction et à l'amplitude des perturbations, et que le recrutement se faisait en « bottom-up », comme lors d'une déstabilisation en posture debout à cet âge. (Brogren, Hadders-Algra, Forssberg, 1996). Dans une autre étude, Hadders-Algra (1996), a montré que pendant les six premiers mois, les nouveaux nés montrent une grande variabilité au niveau des réponses posturales. A partir de six mois, les synergies posturales sélectionnées sont plus appropriées aux déstabilisations et montrent une moins grande variabilité. A cette période, les enfants développent la capacité à adapter le contrôle du tronc à une situation spécifique. Enfin, à l'âge de quatorze mois, les ajustements posturaux anticipateurs apparaissent, suggérant qu'à cet âge, les enfants acquièrent l'habileté à contrôler leur tronc en feed-forward. C'est à l'adolescence que le contrôle postural du tronc arrive à maturation (de Graaf-Peters & al, 2007).

Chez l'adulte, les ajustements posturaux suite à une perturbation externe en position assise ont les mêmes propriétés qu'en station debout. Cependant, on observe une différence entre les muscles ventraux et les muscles dorsaux. L'activation des muscles ventraux est brève, rapide

et constante alors que l'activation au niveau des dorsaux est plus subtile et variable. Cela s'explique par les différences de stabilité suivant la direction du déséquilibre (vers l'avant ou vers l'arrière). Lorsque le déséquilibre se fait vers l'arrière, il est plus difficile de se maintenir stable en position assise, le centre de masse corporel étant plus proche des limites postérieures du polygone de sustentation. Les synergies posturales peuvent donc s'adapter aux conditions initiales d'équilibre (Forssberg & Hirschfeld 1994).

Si les données sur les synergies musculaires lors d'une perturbation en station assise nous permettent de mieux appréhender les stratégies adoptées chez l'enfant et l'adulte lorsqu'il est déstabilisé, il nous reste à approfondir la question de la contribution des segments axiaux pour le contrôle postural. L'étude de la posture et du contrôle de l'équilibre est étroitement liée à l'étude des déplacements du centre de pression et du centre de masse (Winter, 1995). Larivière, Mecheri, Shahvarpour, Gagnon, et Shirazi-Adl (2013) montrent que les données du centre de pression classiquement recueillies en posture debout statique pour évaluer le contrôle postural (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996) pouvaient être appliquées lors d'une tâche de stabilisation en posture assise sur un support instable. Chez l'adulte, de nombreuses études se sont intéressées aux données dérivées du centre de pression afin d'étudier le contrôle postural du tronc, notamment pour des populations pathologiques tels que les lombalgiques chroniques et les cérébrolésés. Dans la phase subaiguë de la prise en charge suite à un AVC, il est important de rapidement retrouver une posture assise stable, or, on sait que le contrôle postural du tronc est altéré chez ces patients. Cela a été mis en évidence notamment par l'analyse de la longueur parcourue et de la surface couverte par le COP au cours d'une posture assise (Perlmutter, Lin & Makhsous, 2010). Van Nes, Nienhuis, Latour & Geurts (2008) utilisent des variables liées au centre de pression (variabilité de la vitesse et amplitude) pour montrer que l'instabilité est plus importante sur l'axe médio-latéral que sur l'axe antéro-postérieur. Ces études montrent la contribution que peut avoir l'analyse de la posture assise pour la planification d'une rééducation.

En 2000, Cholewicki, Polzhofer et Radebold ont proposé un système d'assise instable (figure 1) constitué d'un support reposant sur une demi-sphère. La demi-sphère est placée sur une plateforme de force. Un support de pied est solidaire de la demi-sphère, afin d'annuler l'effet des membres inférieurs sur le contrôle du tronc. Trois demi-sphères, de diamètres différents étaient utilisées successivement afin d'incrémenter la difficulté de la tâche. Les résultats montrent que non seulement, les données dérivées du centre de pression calculées (amplitude, variabilité et distance parcourue) augmentaient avec la difficulté mais étaient également

étroitement corrélées avec le poids des sujets. De plus, la répétabilité des mesures recueillies était excellente.

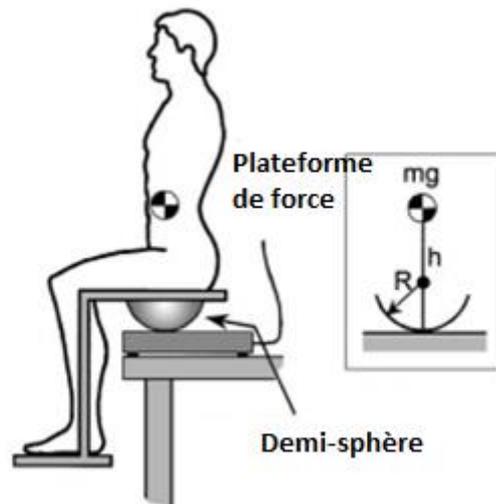


Figure 1 : Système d'assise instable proposé par Cholewicki et al (2000)

Ce système semble pertinent pour étudier le contrôle postural du tronc lors d'une situation d'assise instable. Néanmoins, l'incrémentation de la difficulté via l'utilisation de trois demi-sphères de diamètre différent ne permettait pas de normaliser la difficulté en prenant en compte les données anthropométriques des sujets. En effet, dans leur étude, les deux sujets les plus grands et les plus lourds ont échoué sur le plus haut niveau de difficulté. Ne pas prendre en compte la taille et le poids de chaque sujet ne permet pas de réaliser des comparaisons entre deux populations au cours d'une tâche normalisée.

En 2008, Slota, Granata, & Madigan développent un système d'assise instable (figure 2) composé d'un roulement à bille faisant office de pivot central sur lequel vient se fixer un siège. La difficulté de la tâche est modulable grâce à quatre ressorts disposés autour du roulement à bille central : deux sur l'axe antéro-postérieur et deux sur l'axe médio-latéral. La distance des ressorts par rapport au pivot est réglable, ce qui permet d'augmenter la difficulté (en les rapprochant du pivot afin de diminuer le moment de force des ressorts sur le siège) ou de la diminuer (en les éloignant du pivot afin d'augmenter le moment de force des ressorts sur le siège). De même que dans le système d'assise instable avec des demi-sphères interchangeables (Cholewicki & al, 2000), un support de pied permet de solidariser les membres inférieurs du siège afin d'annuler leur rôle sur l'équilibration du haut du corps, détectable par des activations musculaires observées dans d'autres études (Forssberg & Hirschfeld, 1994).

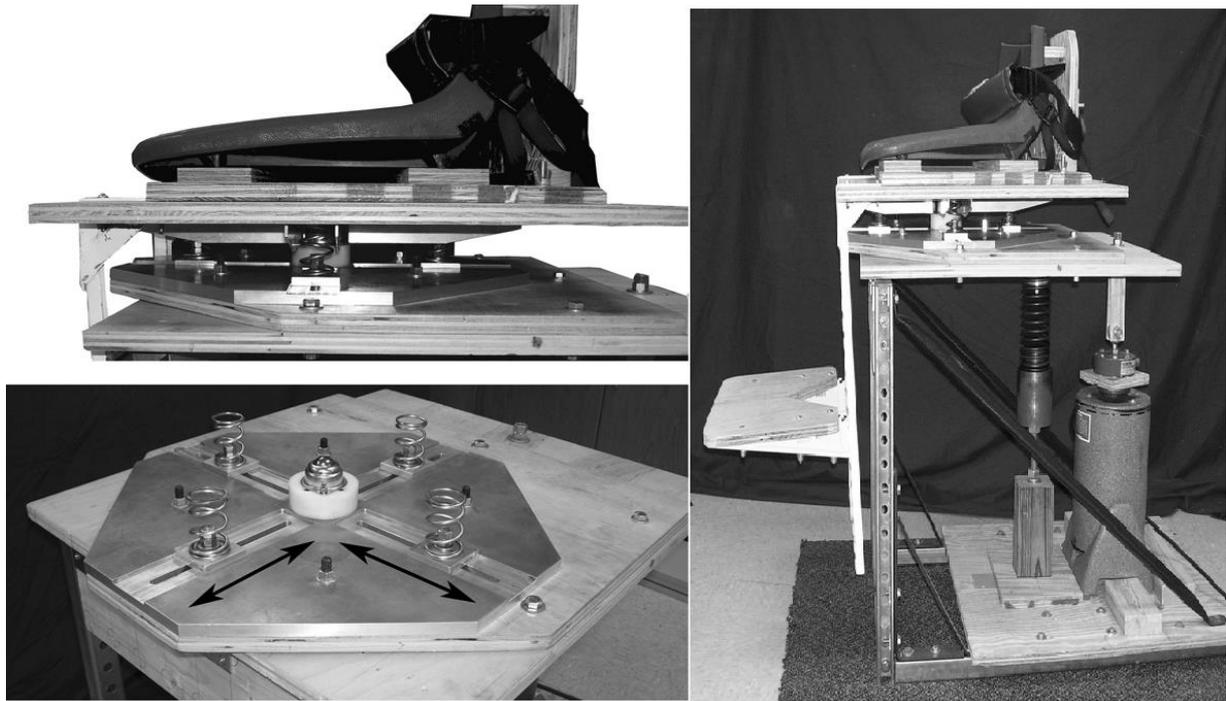


Figure 2 : "wobble chair system" de Slota et al (2008)

Afin de mieux comprendre la normalisation de la difficulté en fonction des données anthropométriques des sujets, une simplification du système est proposée figure 3. Avec H la hauteur du centre de gravité par rapport à l'assise, m la masse du sujet, g la constante de gravité, F_s la force de réaction du ressort, L la distance du ressort par rapport au pivot, θ_1 l'angle du tronc par rapport à la verticale et θ_2 l'angle du siège par rapport à l'horizontale.

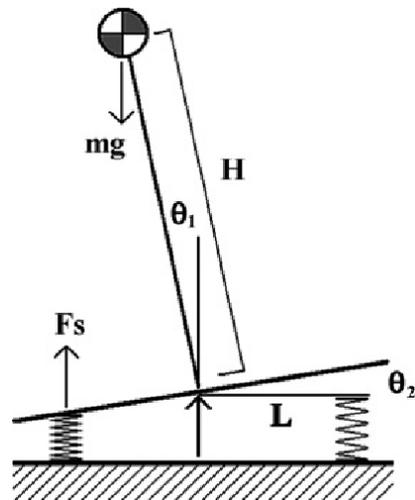


Figure 3: Schématisation du "wobble chair system" par Slota et al (2008)

Ainsi, une inclinaison de la plateforme d'un angle θ_2 entrainera un moment de réaction en provenance des ressorts égale à $KL^2\sin(\theta_2)$ avec K la raideur du ressort et L la distance du ressort par rapport au pivot.

Les ressorts s'opposent ainsi au moment de force dû à l'action de la gravité sur le centre de masse du sujet. On a ainsi un système à l'équilibre lorsque l'équation 1 est à l'équilibre :

$$\text{Equation 1: } MGH\sin(\theta_1) = KL^2\sin(\theta_2)$$

MGH est calculé à partir de deux mesures des moments de forces relevés par la plateforme à deux inclinaisons différentes. Plus précisément, **MGH** est le ratio de la différence des deux moments sur la différence des deux angles, comme il suit, à l'équation 2.

$$\text{Equation 2: } MGH = \frac{Mt_1 - Mt_2}{\sin(\theta_1) - \sin(\theta_2)}$$

Avec **Mt1** le moment de force relevé par la plateforme lors de l'inclinaison d'angle **θ1** et **Mt2** le moment de force à une inclinaison d'angle **θ2**.

Une fois **MGH** connu, on peut déterminer une distance **L** des ressorts par rapport au pivot qui représente 100% de **MGH**, c'est à dire, dans l'équation 1 que $KL^2 = MGH$. Cette procédure (appelée procédure de calibration par la suite) permet donc de normaliser la difficulté par rapport au poids et à la taille des sujets.

Néanmoins, la procédure de calibration de Slota et al (2008) nécessite de faire l'hypothèse simplificatrice que l'angle formé entre l'axe du tronc du sujet et le siège soit toujours perpendiculaire, quelle que soit l'inclinaison du siège. Larivière et al (2013) proposent une méthode qui semble plus aboutie, du fait qu'elle prend en compte la mesure réelle de l'angle du tronc par rapport à la verticale (et non sa déduction basée sur la considération que l'angle du tronc soit perpendiculaire à l'angle d'inclinaison du siège), ainsi que la raideur et la compression des ressorts pour le calcul du moment de force de réaction des ressorts lors de l'inclinaison du sujet sur le siège, comme il suit dans l'équation 3 :

$$\text{Equation 3 : } MgH \times \sin(\beta) - (K \times SC) \times R = 0$$

Avec **M** : masse du sujet ; **g** : constante de gravité ; **H** : hauteur du CDG du sujet ; **sin(β)** : sinus de l'angle entre le tronc et la verticale ; **K** : raideur du ressort ; **SC** : compression des ressorts et **R** : distance des ressorts par rapport au pivot. La figure 4 est une simplification du

système utilisé par Larivière et al (2013) faisant apparaître les différents éléments de l'équation du système à l'équilibre.

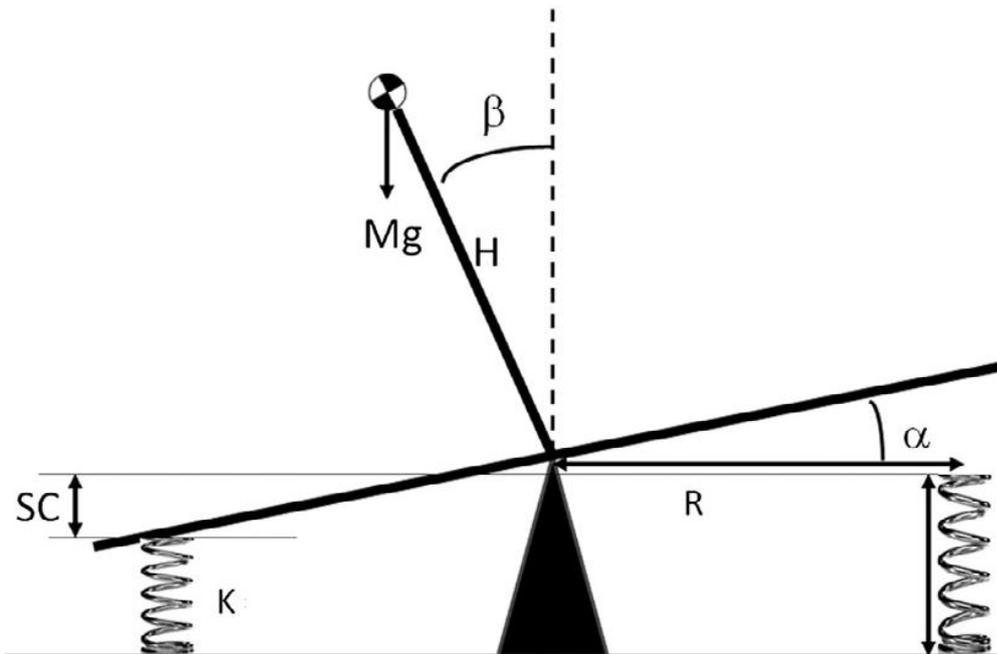


Figure 4 Simplification du système utilisé par Larivière et al (2013)

L'objectif est de déterminer R , seule variable de l'équation qui peut être contrôlée lors de la procédure de calibration. Pour cela, le sujet se tient droit sur le siège, les hanches et les jambes fixées en flexion à 90° grâce à un repose-pied et des blocs de mousse qui compressent légèrement ses jambes afin de les tenir immobiles. Le sujet enclenche une légère bascule vers l'avant, très doucement, jusqu'à ce que le système soit complètement déséquilibré et vienne heurter la limite physique (l'inclinaison maximale étant de 8°). Deux centrales à inertie (IMU pour Inertial Measurement Unit) sont respectivement placées sur le sujet, sur C7 et sur le siège, afin de quantifier leur inclinaison.

A partir des données angulaires, la compression SC des ressorts peut être calculée par l'équation 4.

$$\text{Equation 4: } SC = R \times \tan(\alpha)$$

En remplaçant l'équation 4 dans l'équation 3, on obtient l'équation 5 :

$$\text{Equation 5: } MgH \times \sin(\beta) = K \times R^2 \times \tan(\alpha)$$

Du fait de la très faible amplitude d'inclinaison du tronc et du siège (8° pour le siège), nous pouvons considérer que $\tan(\alpha) = \sin(\alpha)$ et donc que $\tan(\alpha) = \sin(\beta)$. Cela nous permet d'éliminer $\tan(\alpha)$ et $\sin(\beta)$ de l'équation 5 et donc d'estimer la valeur du rayon des ressorts permettant d'avoir un système à l'équilibre, via l'équation 6 :

$$\text{Equation 6 : } R_{spring} = \sqrt{\frac{MgH}{K}}$$

MgH peut être estimé à l'aide de l'équation 3, via l'équation 7 :

$$\text{Equation 7 : } MgH = K \times R \times \frac{SC}{\sin(\beta)}$$

La relation $\frac{SC}{\sin(\beta)}$, dans un intervalle allant de la compression initiale des ressorts +1 cm à la compression maximale -1 cm est parfaitement linéaire, ce qui nous permet de remplacer cette relation par sa pente dans l'équation 7.

En réinjectant MgH dans l'équation 6, nous obtenons une valeur théorique **Rspring** pour laquelle le moment de force des ressorts est suffisant pour s'opposer au moment de force dû à l'action de la gravité sur le poids et à la taille des sujets, et donc pour équilibrer le système, encore accord avec les caractéristiques anthropométriques des sujets. Cette procédure a fait l'objet d'une validation chez l'adulte sain et lombalgique par Larivière et al (2013). Ils ont démontré sa fiabilité lors de trois mesures réalisées lors de deux sessions espacées d'une journée. Leurs résultats montrent également que la valeur Rspring calculée était significativement corrélée à la taille et au poids des sujets.

Ce type de dispositif et sa calibration ont pu être utilisés afin d'étudier par exemple l'influence des entrées proprioceptives sur le contrôle du tronc chez des lombalgiques chroniques en faisant des comparaisons de la performance posturale avec les yeux ouverts et les yeux fermés (Slota & al, 2008), des forces externes appliquées au tronc sur le contrôle postural en station assise (Lee, Granata & Madigan 2008) ou encore pour montrer des déficits du contrôle postural chez des personnes ayant subies l'amputation d'un membre inférieur (Hendershot & Nussbaum, 2013). En revanche, à notre connaissance, aucune étude n'a utilisé ce dispositif chez l'enfant. L'analyse du contrôle postural des segments axiaux en station assise chez une population infantile pourrait venir compléter les données ontogénétiques sur

leur contrôle chez l'enfant obtenues au cours d'études qui ne prenaient pas en compte les données cinétiques, notamment les mesures en lien avec les oscillations du centre de pression. De plus, il serait possible de mettre en lumière des déficits liés à des pathologies. Par exemple, on sait que les enfants atteints de paralysie cérébrale montrent des déviations du tronc dans les trois plans de l'espace au cours de la locomotion (Heyrman & al, 2013) associées à une altération du travail positif et négatif réalisé par les membres inférieurs sur le centre de gravité, avec notamment un freinage précoce et de forte amplitude de l'avancée du corps lors de la reprise d'appui (Kurz, Stuberg, & DeJong, 2010). Il pourrait être intéressant d'utiliser un dispositif d'assise instable afin d'évaluer le contrôle postural du tronc chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale, afin de déterminer si les déviations du tronc observées lors de la locomotion et le freinage précoce pourraient provenir d'un déficit au niveau du contrôle du tronc. D'une manière plus générale, ces dispositifs nous semblent appropriés pour étudier la contribution des segments axiaux au contrôle postural, en situation statique et dynamique, mais également de comparer le poids des différentes afférences sensorielles dans leur stabilisation, par des conditions de privation d'une modalité sensorielle (fermer les yeux ou encore imposer des vibrations pour réduire le poids des entrées proprioceptives).

Avec pour but principal de vérifier si un dispositif d'assise instable utilisé chez l'adulte permet d'évaluer le contrôle postural des segments axiaux chez les enfants, cette recherche est le siège de plusieurs objectifs. Dans un premier temps, afin de voir s'il est possible de normaliser tâche en fonction des données anthropométriques des sujets, nous vérifierons que la procédure de calibration validée chez l'adulte par Larivière et al (2013) est applicable sur l'enfant. Puis, à partir des distances des ressorts par rapport au pivot calculées par la procédure de calibration, nous explorerons les possibilités d'incrémentation de la difficulté sur une tâche de stabilisation sur l'assise instable. Enfin, nous tenterons de déterminer un niveau de difficulté optimale pour évaluer le contrôle postural des segments axiaux lors d'une tâche de stabilisation sur un support instable.

Suite à l'expérience de Cholewicki et al (2000) où la difficulté au cours d'une tâche de stabilisation sur assise instable était manipulée à l'aide de demi-sphère de diamètres différents, nous savons que la taille et le poids propres à chaque individu ont un impact important sur la difficulté, en effet, seuls deux sujets ont échoué sur le niveau de difficulté le plus élevé (c'est-à-dire avec le diamètre de demi-sphère le plus petit) et ces sujets étaient les plus lourds et les plus grands de l'étude. Nous avons également vu que les calculs réalisés

dans les différentes procédures de calibration (Slota & al, 2008 ; Larivière & al, 2013) réalisées sur l'adulte prenaient toutes deux en compte la taille et le poids du sujet. De ce fait, nous faisons l'hypothèse que l'évolution du Rspring (c'est-à-dire de la distance des ressorts par rapport au pivot pour laquelle le moment de force des ressorts compense parfaitement le moment de force dû au poids et à la taille du sujet lorsque ce dernier s'incline) calculé chez des sujets de taille et de poids différents devrait être prédite par les variables poids et taille avec un lien positif et significatif entre chacune de ces variables et le RSpring. Par conséquent il devrait exister un modèle de régression linéaire multiple permettant de prédire la variation du Rspring par la taille et le poids.

En considérant que le Rspring corresponde à une stabilité maximale, la diminution du rayon des ressorts par rapport au pivot devrait augmenter la difficulté de la tâche de stabilisation, et ce dans les mêmes proportions chez l'enfant que chez l'adulte. Nous devrions donc voir une augmentation des mesures dérivées du centre de pression qui permettent d'évaluer le contrôle postural. Nous faisons également l'hypothèse que l'augmentation de la difficulté par la diminution du rayon de ressort par rapport au pivot se traduira par une augmentation des mouvements du pelvis et du tronc. En revanche, nous supposons que la tête devrait rester relativement stable dans l'espace, dans une logique de stabilisation du segment porteur des informations visuelles et vestibulaires.

Enfin, il est possible qu'un niveau optimal de difficulté apparaisse si des écarts de performance ne sont pas systématiquement observés à chaque niveau de difficulté supérieur.

IV. METHODOLOGIE

4.1) Procédure de calibration

4.1.1) Participants

L'étude de la procédure de calibration a fait intervenir douze enfants âgés de 4 à 12 ans et seize adultes âgés de 17 à 32 ans, tous les sujets étaient sains. Les consentements des sujets adultes, et des parents des sujets enfants ont été recueillis. Les données d'âge, de taille et de poids des sujets sont résumées table 1.

Table 1 : âge, taille et poids des sujets, moyenne (écart-type)

	Enfants (n = 12)	Adultes (n = 14)
Age (décimale)	8,24 (2,78)	20,84 (7,11)
Taille (mètres)	1,33 (0,23)	1,70 (0,06)
Poids (kg)	22,55 (8,20)	68,06 (12,18)

4.1.2) Outils

Le dispositif d'assise instable utilisé dans notre étude est un prototype, similaire à celui utilisé par Larivière & al (2013). Celui-ci est présenté figure 5.



Figure 5: Dispositif d'assise instable utilisé dans notre étude

Ce système est constitué d'un support plat sur lequel on vient s'asseoir, reposant en son centre sur un double cardan ainsi que sur quatre ressorts : deux sur l'axe antéro-postérieur et deux sur l'axe médio-latéral, disposés autour du double cardant. Le double cardant prend donc le rôle d'un point de pivot autour duquel le siège peut s'incliner sur les deux axes. Les ressorts vont créer des moments de force qui vont s'opposer à l'inclinaison du siège. Ainsi, plus un ressort est éloigné du pivot, plus son bras de levier par rapport au pivot sera important et plus le moment de force qu'il va opposer à l'inclinaison du siège sera grand. L'inverse est également vraie, plus le ressort sera proche du pivot, plus le moment de force s'opposant à l'inclinaison va être petit. En d'autres termes, la distance des ressorts par rapport au double cardan nous permet de moduler la difficulté de la tâche de stabilisation sur l'assise instable. Le rayon maximal des ressorts est de 22,5 cm, leur raideur de 3062,5 N/m, leur taille de 10 cm et l'inclinaison maximale du siège est de 12°. La raideur des ressorts utilisés est assez faible comparée à celle de Larivière et al (2013) qui était de 8467 N/m, le but étant d'éviter d'avoir des ressorts trop rigides pour que l'enfant puisse réaliser la tâche de calibration convenablement, et également de pouvoir offrir un challenge postural suffisamment important

lors des tâches de déstabilisation. Les ressorts étaient bloqués à la distance désirée par un système de vis. Le système de ressort, avec le double cardan, est visible sur la figure 6.



Figure 6 : Système de double cardan entouré de 4 ressorts

Le système comprend également un repose-pied réglable en hauteur et en profondeur, qui est solidaire du siège inclinable. Il nous permet d'annuler le rôle des membres inférieurs dans la stabilisation du tronc. La position du sujet est contrôlée par un repère visuel sur le plateau d'assise.

Enfin, des poids placés sur une barre à l'arrière du siège nous permettent de contrebalancer le poids des membres inférieurs du sujet, et donc d'obtenir un système à l'équilibre sans aucun effort de la part du sujet.

Tout ce système repose sur une table à quatre pieds. Nous avons donc une chaîne de transmission de force, depuis la surface du siège vers le sol, en passant par les quatre ressorts et le pivot, puis par les quatre pieds de la table.

Ce système complexe de transmission de force a été vérifié via une méthode simple. Le dispositif a été placé sur une plateforme de force AMTI 3D 120*60 cm de fréquence d'acquisition de 1000 Hz. Puis des disques de poids de 1, 2, 5 et 10 kg ont été déplacés de 12,5 cm et de 25 cm sur le dispositif dans plusieurs conditions :

- Avec quatre cales entre le siège et la table, bloquant ainsi l'action des ressorts, l'idée étant de solidariser le siège et la table et de considérer ces deux éléments comme un seul bloc rigide et indéformable.
- Avec les ressorts à 22,5 cm du pivot
- Avec les ressorts à 17,5 cm du pivot
- Avec les ressorts à 12,5 cm du pivot

Les amplitudes des déplacements du centre de pression (CoP) ont été analysé lorsque les poids étaient déplacés en antéro-postérieur puis en médio-latéral. Les amplitudes des déplacements du CoP observées au niveau de la plateforme de force étaient égales à l'amplitude de déplacement du poids sur le siège, quel que soit le poids, la direction et la distance. Les déplacements du CoP au niveau de la plateforme et au niveau du dispositif d'assise instable sont donc d'amplitudes similaires.

4.1.3) Tâche

Tous les sujets ont réalisé la procédure de calibration proposée par Larivière et al en 2013, décrite plus tôt. Les données cinématiques d'angle du tronc et du siège nécessaire à la réalisation des calculs ont été obtenues via deux IMU (Phidgets Incorporation, Alberta, Canada), de fréquence d'acquisition 128 Hz, l'un fixé sur le siège, l'autre sur le sujet, sur C7. Les ressorts étaient placés à la même distance du pivot central, à 20,5 cm pour les adultes et à 15 cm pour les enfants.

Après avoir contrebalancé le poids des membres inférieurs des sujets à l'aide d'un contrepoids, de manière à ce que le siège se trouve à l'horizontale, il était demandé aux sujets de se tenir droit, les bras croisés sur la poitrine. Puis, lors d'un signal donné par l'expérimentateur, les sujets devaient très légèrement s'incliner vers l'avant, de manière à provoquer la déstabilisation antérieure du système. Il leur été demandé de garder une inclinaison constante du tronc dès l'instant où ils sentaient le système basculer vers l'avant, et ce jusqu'à ce que le système vienne se bloquer sur la butée.

La tâche été réalisée cinq fois par sujet. Lorsque l'écart-type était inférieur à 1 cm, la moyenne des cinq essais était retenue comme Rspring. Si elle était supérieure, nous prenions alors la médiane des ces essais (Larivière et al, 2013).

4.1.4) Statistiques

Une régression multiple avec un seuil $p < 0,05$ a été réalisée pour voir si la taille et le poids pouvaient prédire la valeur du RSpring calculée par la procédure de calibration. Ce test sera réalisé pour l'ensemble des sujets, puis pour le groupe enfant et pour le groupe adulte.

4.2) Stabilisation du tronc sur l'assise instable

4.2.1) Participants

La tâche de stabilisation a fait intervenir deux groupes, un groupe de douze enfants et un groupe de sept adultes. Les consentements des sujets adultes, et des parents des enfants ont été recueillis. Les âges, les tailles et les poids des participants sont recensés table 2.

Table 2 : âge, taille et poids des sujets, moyenne (écart-type)

	Enfants (n = 12)	Adultes (n=7)
Age (décimale)	8,24 (2,78)	22,54 (4,30)
Taille (mètres)	1,33 (0,23)	1,72 (0,9)
Poids (kg)	22,55 (8,20)	69,48 (6,90)

4.2.2) Outils

Le système d'assise instable était placé sur une plateforme de force AMTI 3D 120*60 cm, d'une fréquence de 1000 Hz à 6 canaux permettant d'enregistrer les trois composantes de la force de réaction au sol (verticale, médio-latérale et antéro-postérieure) ainsi que les trois moments de force. Elle permet également de calculer le centre de pression. Un set-zéro de la plateforme était réalisé une fois que le dispositif était placé dessus. Quatre marques sur la plateforme nous permettaient de toujours positionner le dispositif d'assise instable au même endroit.

Les données cinématiques des segments axiaux (déplacements angulaires de la tête, du tronc et du pelvis) furent recueillies à l'aide d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement VICON 9 caméras (VICON Oxford Metrics, Oxford, Royaume-Uni) à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Ce système est dédié à l'analyse des positions et des mouvements du corps grâce à des caméras infrarouges qui vont capter la position de marqueurs réfléchissants disposés sur la peau des sujets. Il permet de faire une reconstitution en 3D des mouvements des différents segments des sujets. Pour cette étude, le modèle Plug-In-Gait proposé par VICON était utilisé. Il est normalement dédié à l'analyse de la

locomotion. Nous avons fait le choix d'en utiliser une version simplifiée, dans laquelle nous ne modélisons que trois segments : la tête, le tronc et le pelvis.

Le placement des marqueurs était le suivant :

- Quatre marqueurs pour la tête
- Un marqueur sur chaque acromion
- Un marqueur sur le manubrium
- Un marqueur sur l'appendice xiphoïde du sternum
- Un marqueur sur chaque épine iliaque antéro-supérieure
- Un marqueur sur la 7^{ème} vertèbre cervicale
- Un marqueur sur la 10^{ème} vertèbre thoracique
- Un marqueur sur le sacrum
- Un marqueur sur la pointe de la scapula droite

Les acquisitions des variables cinétiques (déplacements du centre de pression) et des variables cinématiques (déplacements angulaires des différents segments) étaient synchronisées.

4.2.3) Tâche

Le sujet était placé sur le dispositif, les hanches et les jambes en flexion de 90°, les pieds attachés au repose-pied par des sangles. Des mousses, de chaque côté des membres inférieurs, également attachées par des sangles empêchaient le sujet de bouger ces derniers. Enfin, une sangle solidarissait les membres inférieurs avec le siège. Les bras étaient croisés sur la poitrine. Ces ajustements avaient pour objectif de neutraliser le rôle des membres inférieurs et supérieurs dans la stabilisation du tronc. La tâche était de se maintenir le plus stable possible, c'est-à-dire que le sujet devait réussir à maintenir le siège à l'horizontal en minimisant au maximum les mouvements de son pelvis, de son tronc et de sa tête. Le sujet ayant au préalable réalisé la procédure de calibration, nous disposions d'un Rspring considéré comme une distance de 100%. Nous incrémentions la difficulté en diminuant la distance des ressorts par rapport au pivot par des paliers de 10%. Un essai était considéré comme échoué si le système venait heurter ses limites physiques du système (l'inclinaison maximale était de 12°).

Plusieurs niveaux de difficulté ont été imposés aux sujets, dans deux conditions différentes : avec les yeux ouverts (YO) et avec les yeux fermés (YF).

- Sur un support stable, grâce à des cales placées entre le siège et la table. Ainsi, l'ensemble siège-pivot-table était bloqué à l'horizontale, rigide et indéformable. Cette

condition permettait ainsi d'évaluer le contrôle postural en posture assise et stable. Ce niveau de difficulté sera nommé CALE par la suite.

- Un niveau de difficulté où les ressorts étaient positionnés à une distance par rapport au pivot correspondant à :
 - 100% du Rspring, considéré comme le niveau de difficulté le plus bas.
 - 90% du Rspring
 - 80% du Rspring
 - 70% du Rspring

Chaque essai durait trente secondes et l'ordre des niveaux de difficulté (CALE, 100%, 90%, 80% et 70%) et des conditions (YO/YF) a été randomisé. Il y avait un premier bloc d'essais où chaque niveau de difficulté était réalisé une fois par condition. Puis, après un temps de repos, le sujet passait un second bloc d'essais.

4.2.4) Traitements des données et statistiques

Les données cinétiques et cinématiques obtenues ont été traitées via le logiciel Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts, USA). Elles ont été filtrées à l'aide un filtre butterworth low-pass d'ordre 4 et de fréquence de coupe de 12 Hz.

A partir des déplacements du centre de pression, nous avons calculé l'amplitude de ses déplacements antéro-postérieurs (AMP COP AP) et médio-latéraux (AMP COP ML), la RMS de ses déplacements, qui est une variable classique montrant leur variabilité (Prieto & al, 1996), selon les deux axes (RMS COP AP et RMS COP ML). L'amplitude et la variabilité des déplacements du COP sont des indices d'efficacité du contrôle postural. Nous avons également calculé la variabilité de la vitesse globale du COP (RMS Vi COP) qui donne une indication de la dépense énergétique liée à son contrôle. Enfin, nous avons également défini la surface de l'ellipse de confiance (SURFACE) qui englobait 95% des déplacements du COP, cette variable étant un indice de la précision du contrôle postural.

Concernant les données cinématiques, nous avons calculé la variabilité des déplacements de la tête selon les axes antéro-postérieur (RMS TETE AP) et médio-latéral (RMS TETE ML), ainsi que pour le tronc (RMS TRONC AP et RMS TRONC ML) et pour le pelvis (RMS PELVIS AP et RMS PELVIS ML). Ces variables permettent d'évaluer la stabilisation segmentaire et donc la performance posturale.

Les pourcentages d'échec par niveau de difficulté ont été relevés.

Deux adultes n'ont pas pu réaliser les essais pour des niveaux de difficulté à 100% et 90% du Rspring. En effet, le Rspring calculé (100%) pour ces deux sujets était supérieur à la longueur maximale de rayon de ressort permise par le système (22,5 cm). Le 90% était également irréalisable. Ils ont donc été exclus de l'analyse des résultats. Un enfant a été exclu de l'analyse cinématique en raison de pertes de marqueurs au cours des essais nous empêchant de calculer les déplacements de sa tête et de son tronc.

Beaucoup de nos résultats ne respectaient pas les conditions de normalité sur leur distribution, de plus, il y avait des problèmes d'homogénéité des variances et de sphéricité qui excluaient l'utilisation d'une ANOVA à mesures répétées initialement prévue. Compte tenu de cette considération, ainsi que du faible effectif diminué par l'impossibilité pour certains sujets à réaliser la tâche à certains niveaux de difficulté, nous avons fait le choix d'utiliser des tests non-paramétriques pour l'analyse statistique des résultats.

Après des tests de Grubbs qui déterminaient les données extrêmes (situées à 3 écarts-types de la moyenne), nous les avons remplacées par la moyenne. Puis un test U de Mann-Whitney pour échantillons indépendants a été utilisé pour comparer les résultats des deux groupes à chaque niveau de difficulté et selon les conditions YO et YF. Une ANOVA de Friedman a été réalisée pour voir, dans les deux groupes, si les résultats d'au moins un niveau de difficulté différaient significativement des autres. Le cas échéant, une analyse post-hoc avec un test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés nous permettait de voir pour les deux groupes dans quelles conditions les résultats différaient les uns des autres.

Au vue de l'augmentation de répétitions du risque d'erreur de type I causée par des comparaisons multiples de moyenne, le seuil de significativité de chaque test a été corrigé par une correction de Sidak (Sidak, 1967). Les nouveaux seuils sont de 0,006 pour le test U de Mann-Whitney, 0,0127 pour l'ANOVA de Friedman et de 0,0085 pour le test de Wilcoxon.

V. RESULTATS

5.1) Calibration

Pour l'ensemble des sujets, le poids et la taille expliquent une part significative de la variance du Rspring ($F(2,23) = 122,58$ $p < 0,001$ $R^2 = 0,94$ $R^2_{ajusté} = 0,90$). L'analyse de régression multiple montre que la taille ne permet pas significativement de prédire le Rspring (Beta = 0,08 $t(23) = 0,03$ $p = 0,97$), en revanche, le poids permet significativement de prédire la valeur du Rspring (Beta = 0,95 $t(23) = 8,76$ $p < 0,05$). L'écart-type moyen

La variance du Rspring s'explique donc à 94% par le modèle de l'équation 8 :

$$\text{Equation 8 : } R_{spring} = 5,13 + 0,23 \times Poids + 0,08 \times Taille$$

Pour les enfants, le poids et la taille expliquent une part significative de la variance du Rspring ($F(2,9) = 15,17$ $p < 0,05$) $R^2 = 0,77$ $R^2_{ajuste} = 0,72$). L'analyse de régression multiple montre que la taille ne permet pas significativement de prédire le Rspring (Beta = 0,18 $t(9) = 1,07$) $p = 0,31$), ce qui n'est pas le cas pour le poids qui le permet (Beta = 0,78 $t(9) = 4,51$ $p < 0,05$).

Pour le groupe enfant, 77% de la variance du Rspring s'explique par le modèle de l'équation 9 :

$$\text{Equation 9 : } R_{spring} = 4,26 + 0,18 \times Poids + 1,76 \times Taille$$

Les mêmes constats sont fait chez l'adulte pour l'explication de la variabilité du Rspring par la taille et le poids ($F(2,11) = 13,53$ $p < 0,05$ $R^2 = 0,71$ $R^2_{ajuste} = 0,65$). La taille ne permet pas significativement de prédire le Rspring (Beta = -0,47 $t(11) = -1,60$ $p = 0,13$) contrairement au poids (Beta = 1,20 $t(11) = 4,03$ $p < 0,05$).

Pour le groupe adulte, la variance du Rspring calculé s'explique à 71% par le modèle de l'équation 10 :

$$\text{Equation 10 : } R_{spring} = 27,1 + 0,36 \times Poids - 17,72 \times Taille$$

Dans tous les cas, le poids permettait de prédire significativement la valeur du Rspring, mais pas la taille. Chez dix-neuf sujets sur les vingt-six participants à l'étude, en accord avec la procédure de Larivière et al (2013), nous avons pris la valeur de la médiane des valeurs obtenues au cours de la calibration car l'écart-type était supérieur à 1 cm. La variabilité des mesures était donc assez importante, aussi bien chez l'adulte que chez l'enfant.

5.2) Stabilisation sur l'assise instable à différents niveau de difficulté

Les pourcentages d'échec en fonction des conditions sont affichés table 3. Du fait des forts taux d'échec dans les conditions 70% YO et 70% YF, ces dernières ont été exclues de l'analyse des résultats cinétiques et cinématiques.

Table 3 : Pourcentage d'échec aux différentes conditions

	% d'échec	
	YO	YF
CALE	0%	0%
100%	0%	0%
90%	0%	0%
80%	0%	2,77%
70%	86,10%	94,40%

5.2.1) Cinétique

La table 4 présente les statistiques descriptives pour les variables cinétiques. Les mesures dérivées du COP semblent augmenter avec la difficulté, quelques soient les conditions (YO ou YF). Néanmoins, l'augmentation est moins marquante pour les adultes que pour les enfants. Chez les enfants, on voit que l'augmentation en fonction de la difficulté est plus importante en condition YF. Cette tendance est beaucoup moins importante chez l'adulte. On voit également une très grande variabilité sur toutes les variables pour le niveau de difficulté à 80% chez les enfants.

Table 4: Statistiques descriptives (Médiane (Ecart-Interquartile)) des variables dérivées du centre de pression

RMS COP ML (mm)				
	Enfants		Adultes	
	YO	YF	YO	YF
CALE	0,93 (0,90)	1,13 (0,56)	1,02 (0,61)	0,75 (0,46)
100%	2,75(1,53)	4,43 (4,57)	1,50 (0,23)	3,68 (2,04)
90%	3,57 (3,10)	7,07 (3,23)	3,97 (1,70)	4,88 (3,45)
80%	7,38 (6,82)	6,95 (13,37)	1,76 (3,01)	4,29 (0,67)

RMS COP AP (mm)				
	Enfants		Adultes	
	YO	YF	YO	YF
CALE	2,03 (0,82)	1,91 (2,18)	0,93 (1,29)	2,50 (2,02)
100%	4,12 (3,60)	8,59 (7,86)	2,07 (2,70)	4,33 (2,47)
90%	7,36 (5,02)	12,51 (10,06)	6,20 (2,73)	4,16 (3,34)
80%	7,79 (17,40)	14,03 (11,59)	5,29 (4,79)	4,27 (0,75)

AMP ML (mm)				
	Enfants		Adultes	
	YO	YF	YO	YF
CALE	10,80 (5,45)	8,85 (7,34)	8,53 (5,44)	9,21 (6,03)
100%	23,74 (9,84)	35,50 (27,58)	10,66 (0,77)	27,16 (19,29)
90%	27,60 (20,58)	44,21 (52,53)	17,37 (1,05)	20,74 (15,03)
80%	42,68 (76,23)	90,73 (47,46)	25,85 (15,86)	45,08 (34,08)

AMP AP (mm)				
	Enfants		Adultes	
	YO	YF	YO	YF
CALE	14,46 (6,69)	13,17 (7,40)	11,84 (6,59)	9,90 (16,39)
100%	30,42 (15,92)	44,03 (23,50)	18,06 (11,34)	25,18 (19,93)
90%	35,83 (21,78)	63,13 (82,54)	27,23 (12,18)	28,36 (15,47)
80%	66,28 (68,24)	114,50 (70,19)	24,61 (18,94)	45,35 (16,95)

RMS Vi COP (mm/s)				
	Enfants		Adultes	
	YO	YF	YO	YF
CALE	25,24 (7,55)	25,14 (14,59)	25,95 (16,70)	23,23 (12,36)
100%	30,62 (12,74)	43,36 (23,30)	19,58 (2,11)	35,45 (3,46)
90%	36,80 (16,97)	58,25 (56,81)	29,12 (5,52)	32,60 (41,69)
80%	56,54 (42,89)	93,42 (63,08)	45,57 (35,09)	34,60 (24,46)

SURFACE (mm²)				
	Enfants		Adultes	
	YO	YF	YO	YF
CALE	24,33 (176,13)	29,38 (163,86)	94,24 (54,08)	87,23 (89,95)
100%	21,04 (209,75)	46,30 (355,40)	140,60 (83,83)	209,90 (168,74)
90%	53,41 (323,43)	140,14 (491,25)	104,68 (227,57)	153,63 (171,10)
80%	178,00 (501,36)	179,70 (1252,61)	123,00 (304,71)	354,53 (441,74)

Les résultats ne diffèrent pas entre enfants et adultes, à l'exception de la RMS ML pour un niveau de difficulté à 80% en condition yeux ouverts (YO) ($U(14) = 2,00$ $Z = 2,83$ $p < 0,006$), de la RMS AP pour un niveau de difficulté à 80% en condition yeux fermés (YF) ($U(14) = 1,00$ $Z = 2,94$ $p < 0,006$) et de l'amplitude antéro-postérieure pour une difficulté à 80% en condition YF ($U(14) = 2,00$ $Z = 2,83$ $p < 0,006$).

Pour le groupe enfant, les ANOVA de Friedman sur les différents paramètres confirment une augmentation significative des résultats en fonction de la difficulté dans les deux conditions pour le groupe enfant. En effet la RMS ML du groupe enfant augmente significativement avec la difficulté pour les conditions YO ($\chi^2(3) = 26,45$ $p < 0,0127$) et YF ($\chi^2(3) = 22,52$ $p < 0,0127$). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Mann-Whitney sont résumées sur la figure 7.

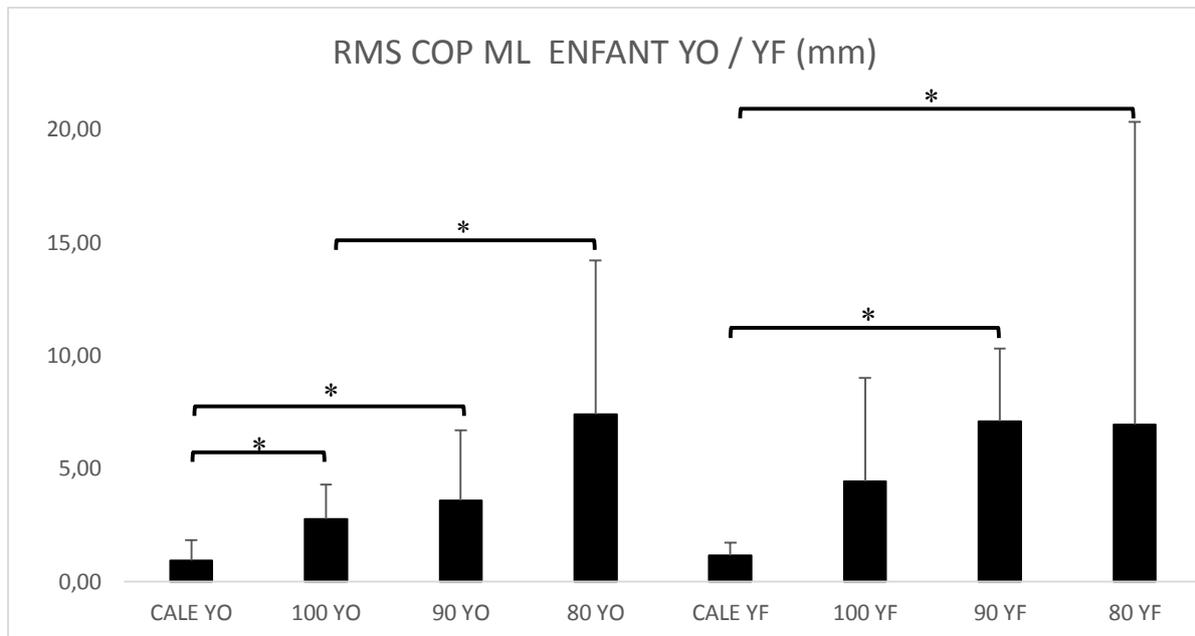


Figure 7 : Valeurs de la RMS COP ML en fonction du niveau de difficulté chez les enfants, en condition YO et YF. * : différence significative entre les deux niveaux ($p < 0,0085$)

La RMS AP du groupe enfant augmente significativement avec la difficulté pour les conditions YO ($\chi^2(3) = 13,69$ $p < 0,0127$) et YF ($\chi^2(3) = 22,09$ $p < 0,0127$). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Mann-Whitney sont résumées sur la figure 8.

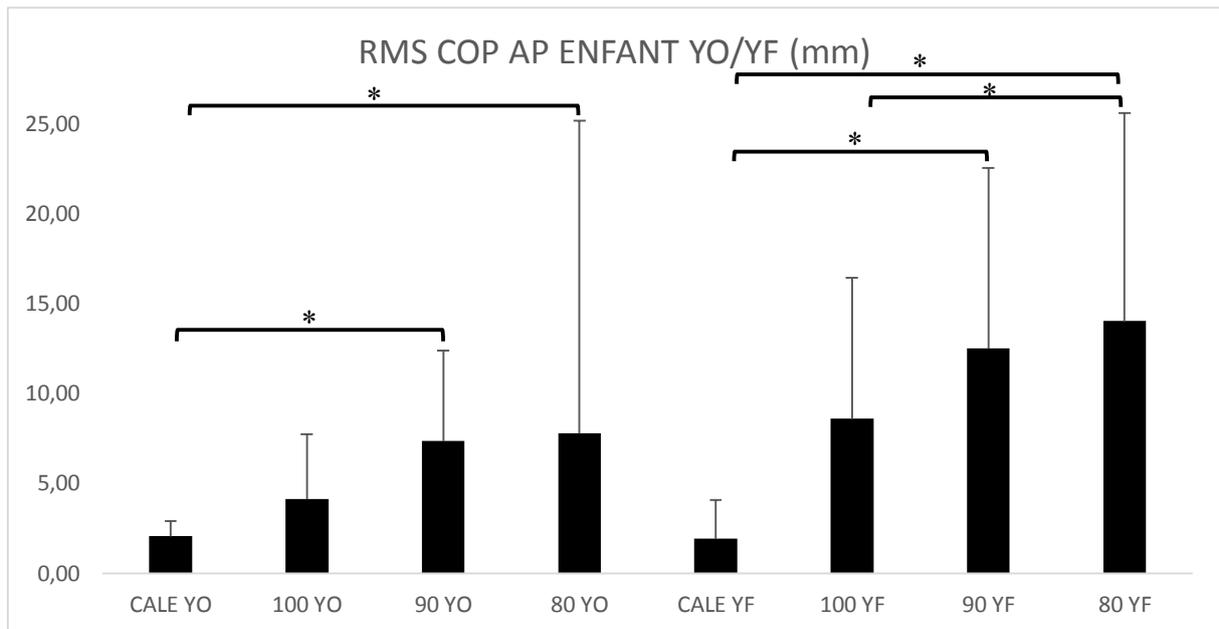


Figure 8 : Valeurs de la RMS COP AP en fonction du niveau de difficulté chez les enfants, en condition YO et YF. * : différence significative entre les deux niveaux ($p < 0,0085$)

L'amplitude médio-latérale des déplacements du centre de pression du groupe enfant augmente significativement avec la difficulté pour les conditions YO ($\chi^2(3) = 25,14$ $p < 0,0127$) et YF ($\chi^2(3) = 28,96$ $p < 0,0127$). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Mann-Whitney sont présentées sur la figure 9.

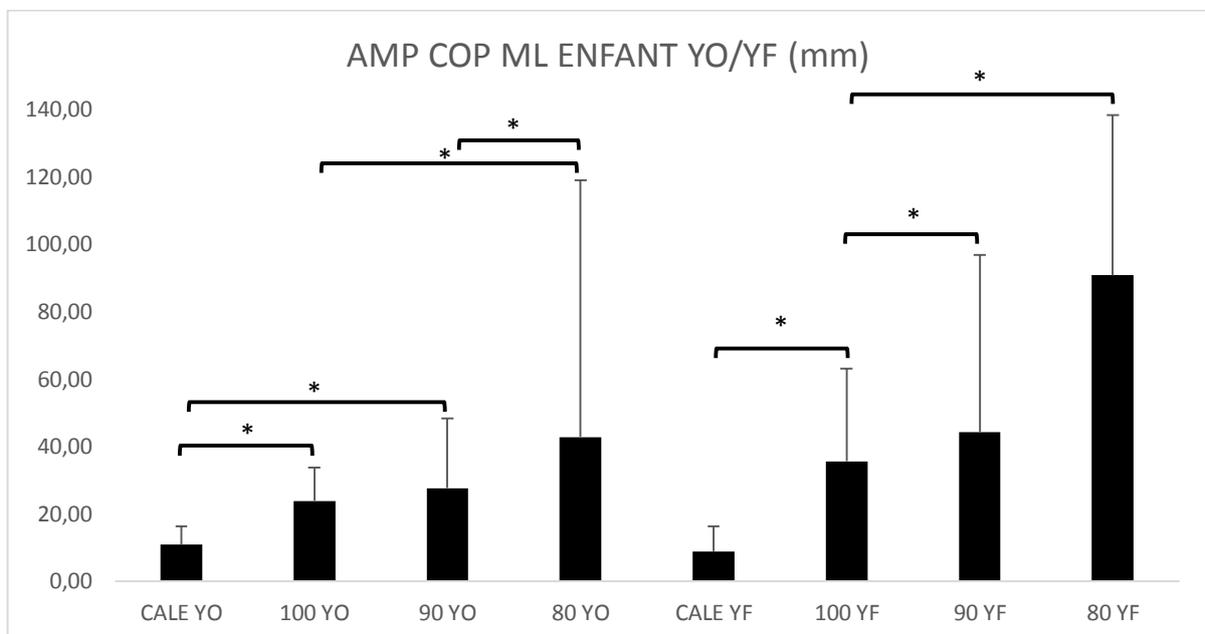


Figure 9 : Valeurs de l'AMP COP ML en fonction du niveau de difficulté chez les enfants, en condition YO et YF. * : différence significative entre les deux niveaux ($p < 0,0085$)

L'amplitude antéro-postérieure des déplacements du centre de pression du groupe enfant augmente significativement avec la difficulté pour les conditions YO ($\chi^2(3) = 29,50$ $p < 0,0127$) et YF ($\chi^2(3) = 31,06$ $p < 0,0127$). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Mann-Whitney sont présentées figure 10.

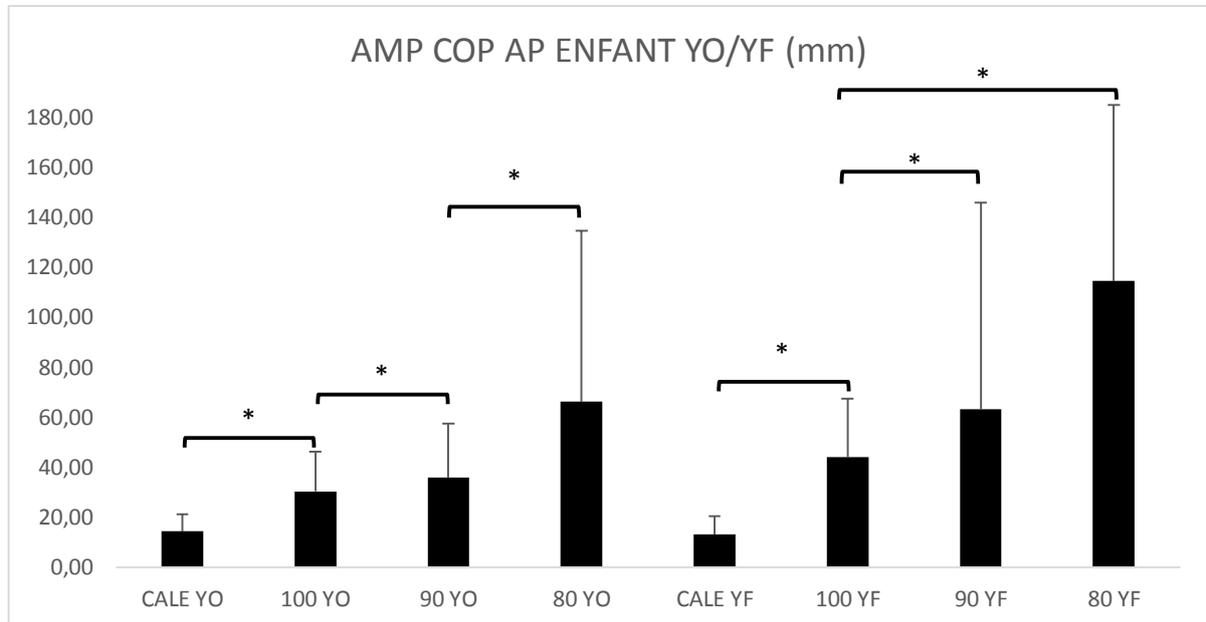


Figure 10 : Valeurs de l'AMP COP AP en fonction du niveau de difficulté chez les enfants, en condition YO et YF. *: différence significative entre les deux niveaux ($p < 0,0085$)

La RMS de la vitesse de déplacement du centre de pression du groupe enfant augmente significativement avec la difficulté pour les conditions YO ($\chi^2(3) = 25,80$ $p < 0,0127$) et ($\chi^2(3) = 29,94$ $p < 0,0127$). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Mann-Whitney sont présentées figures 11.

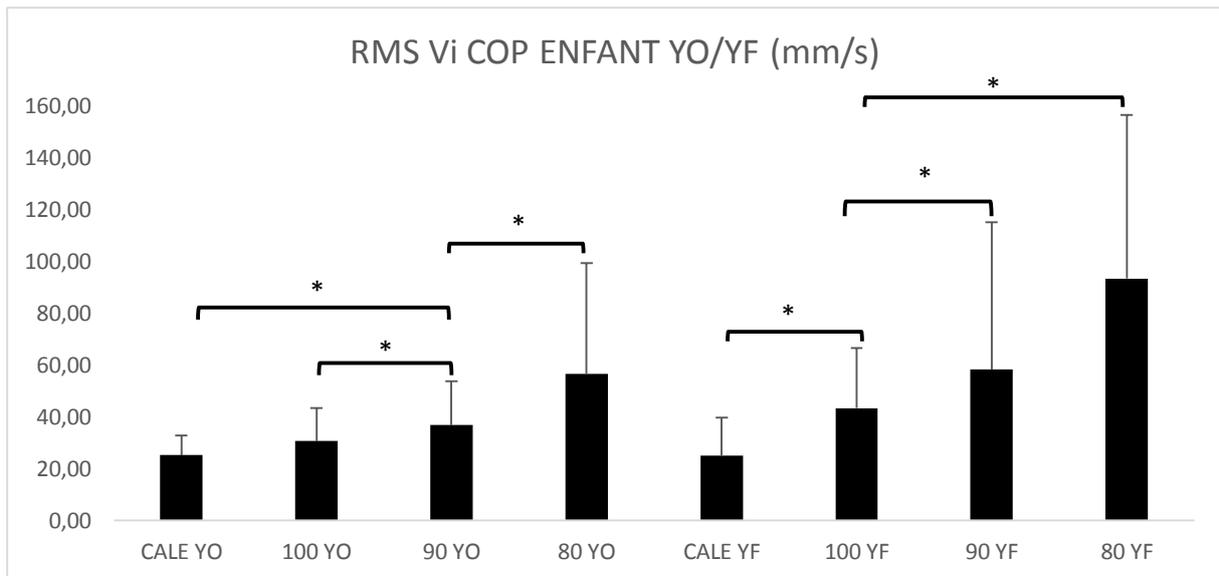


Figure 11 : Valeurs de la RMS Vi COP en fonction du niveau de difficulté chez les enfants, en condition YO et YF. *: différence significative entre les deux niveaux ($p < 0,0085$)

La surface de l'ellipse de confiance englobant 95% des déplacements du groupe enfant augmente significativement avec la difficulté pour les conditions YO ($\chi^2(3) = 26,45$ $p < 0,0127$) et YF ($\chi^2(3) = 28,52$ $p < 0,0127$). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Mann-Whitney sont présentées figure 12. On constate également une très grande variabilité sur le niveau de difficulté à 80% du Rspring, dans les deux conditions.

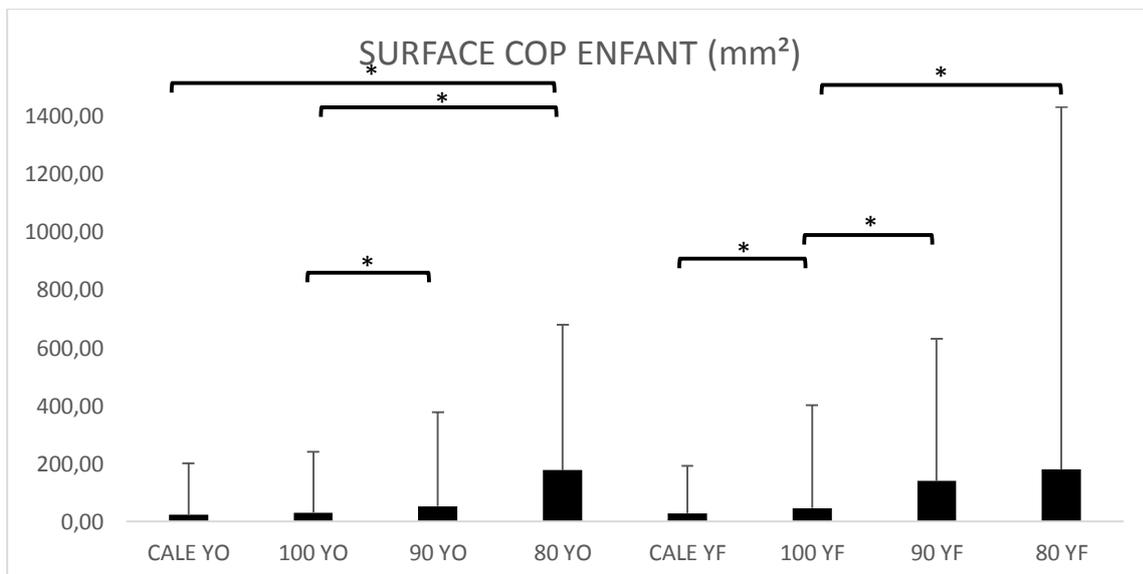


Figure 12 : Surface de l'ellipse de confiance en fonction du niveau de difficulté chez les enfants, en condition YO et YF. *: différence significative entre les deux niveaux ($p < 0,0085$)

Pour toutes les variables, dans le groupe enfant, il y a une augmentation significative entre le niveau de difficulté minimale (CALE) et les niveaux de difficulté maximale 90% et 80% dans les deux conditions, à l'exception de la surface de l'ellipse de confiance pour le niveau de difficulté 90% dans la condition YO.

Pour le groupe adulte, l'ANOVA de Friedmann montre uniquement une différence significative pour l'AMP COP ML en condition YO ($\chi^2(3) = 12,24$ $p < 0,0127$). En revanche, le post-hoc de Wilcoxon ne montre pas de différence significative entre les différents niveaux de difficulté.

Pour l'ANOVA de Friedmann sur les autres paramètres, on obtient des tendances pour la RMS COP ML en condition YF ($\chi^2(3) = 10,68$ $p = 0,0135$), pour l'AMP COP ML en condition YF ($\chi^2(3) = 9,96$ $p = 0,018$) et pour l'AMP COP AP en condition YO ($\chi^2(3) = 9,96$ $p = 0,018$).

5.2.2) Cinématique

Les figures 13 et 14 présentent respectivement la variabilité des déplacements angulaires de la tête sur l'axe antéro-postérieur et sur l'axe médio-latéral.

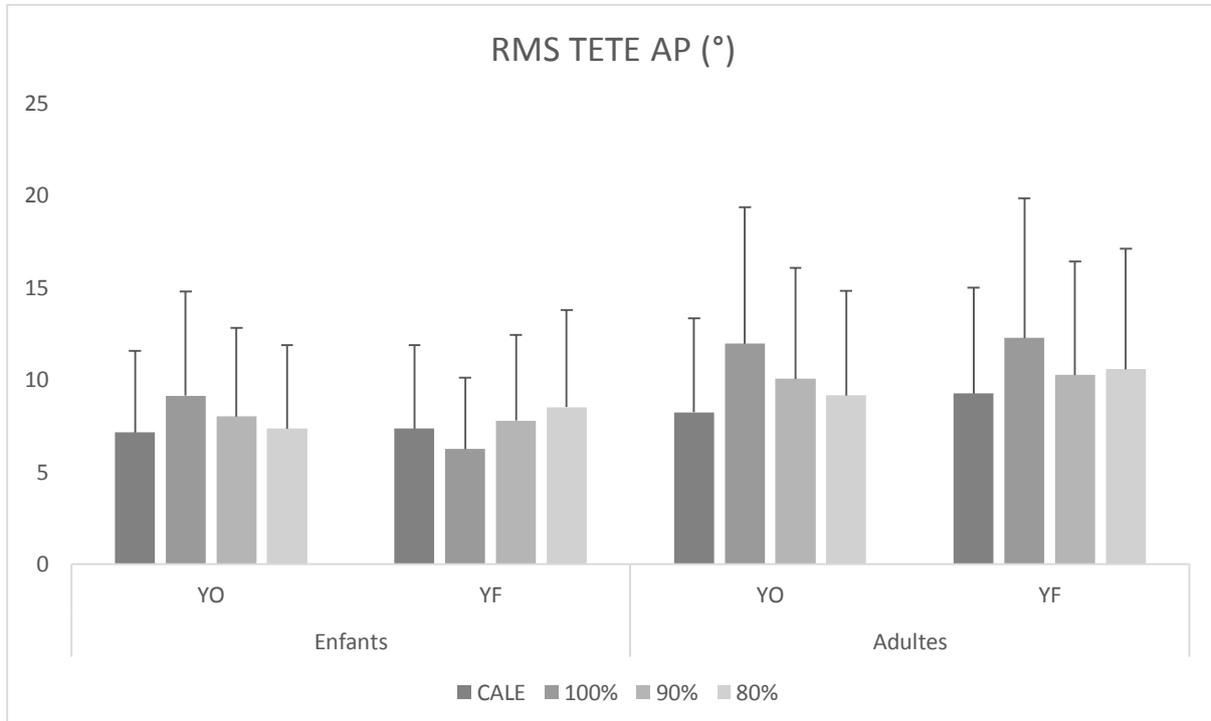


Figure 13 : Variabilité des déplacements angulaires de la tête sur l'axe antéro-postérieur pour le groupe enfants et pour le groupe adultes.

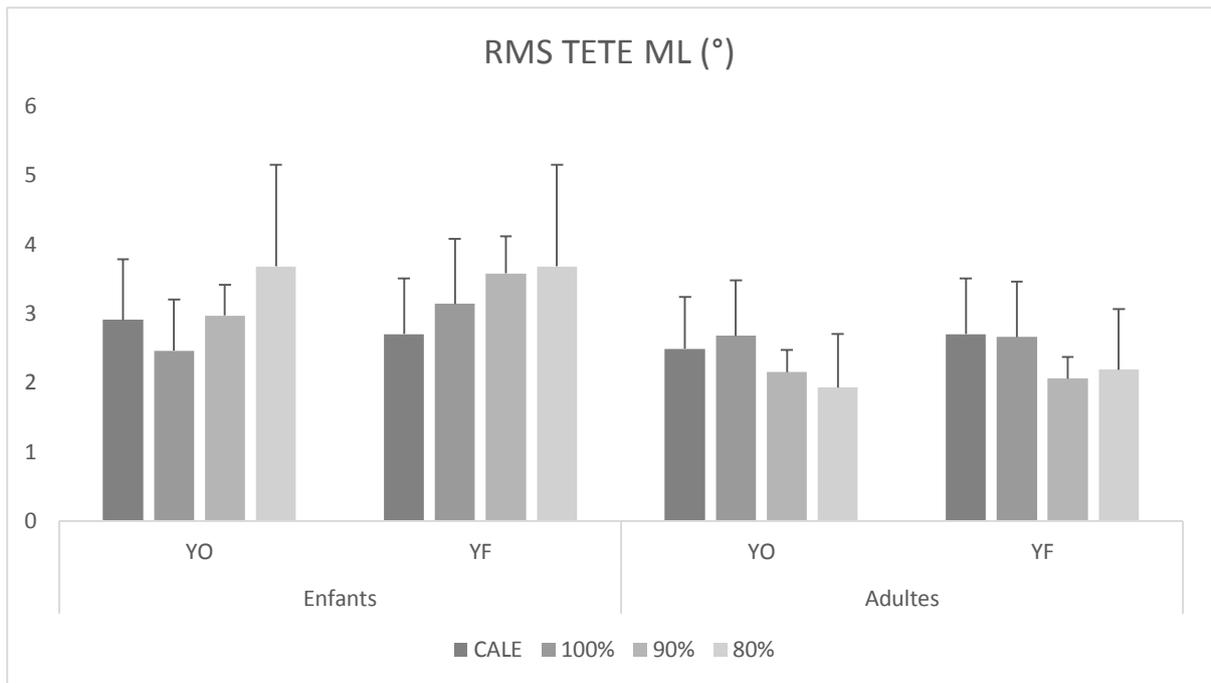


Figure 14 : Variabilité des déplacements angulaires de la tête sur l'axe médio-latéral pour le groupe enfants et pour le groupe adultes.

Les figures 15 et 16 présentent respectivement la variabilité des déplacements angulaires du tronc sur l'axe antéro-postérieur et sur l'axe médio-latéral.

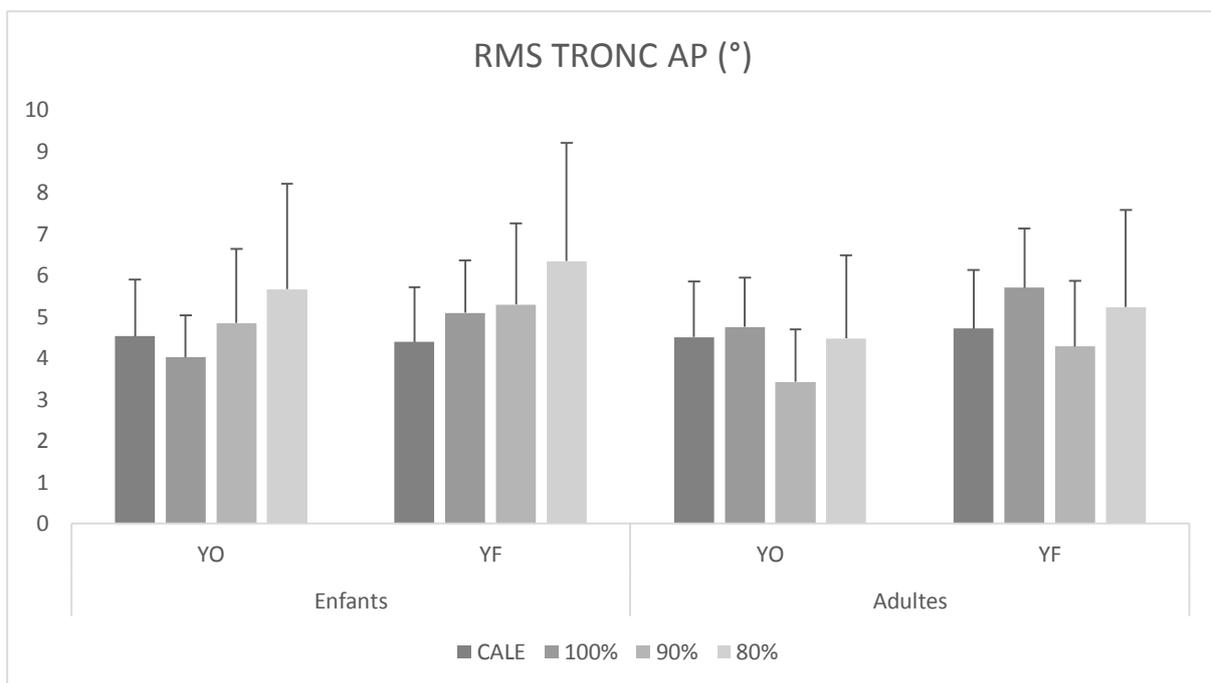


Figure 15 : Variabilité des déplacements du tronc sur l'axe antéro-postérieur pour le groupe enfants et pour le groupe adultes

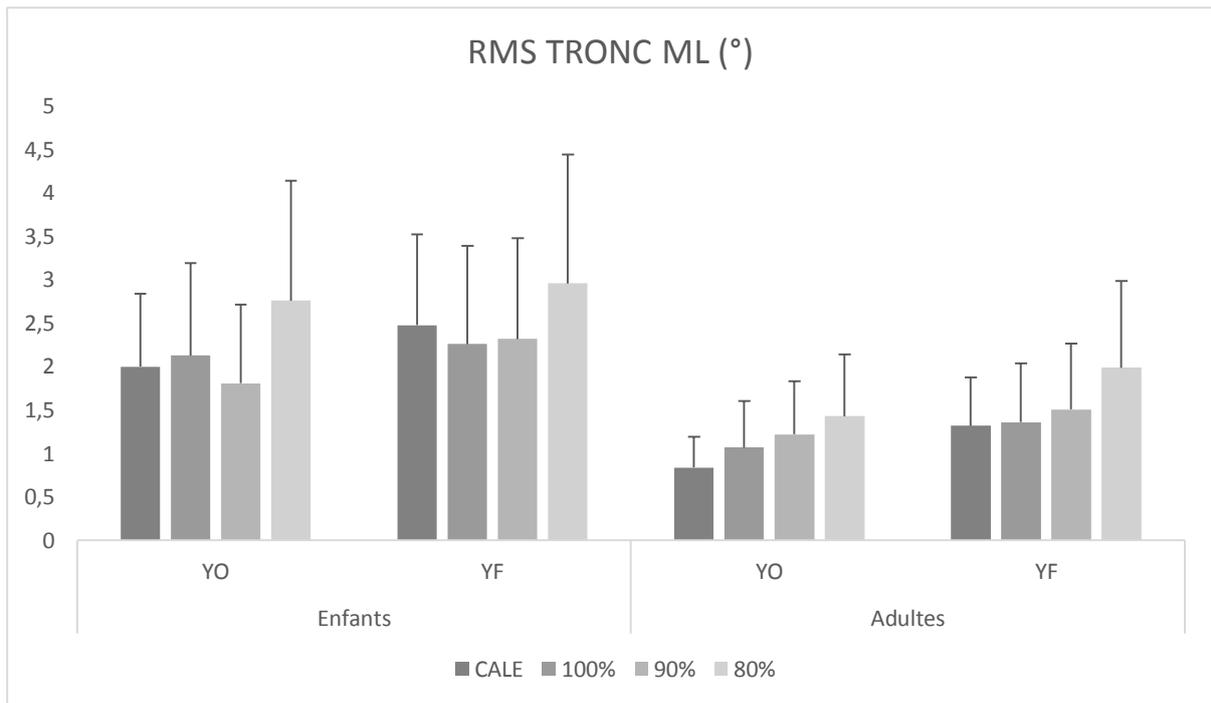


Figure 16 : Variabilité des déplacements du tronc sur l'axe médio-latéral pour le groupe enfants et pour le groupe adultes

Les figures 17 et 18 présentent respectivement la variabilité des déplacements angulaires du pelvis sur l'axe antéro-postérieur et sur l'axe médio-latéral.

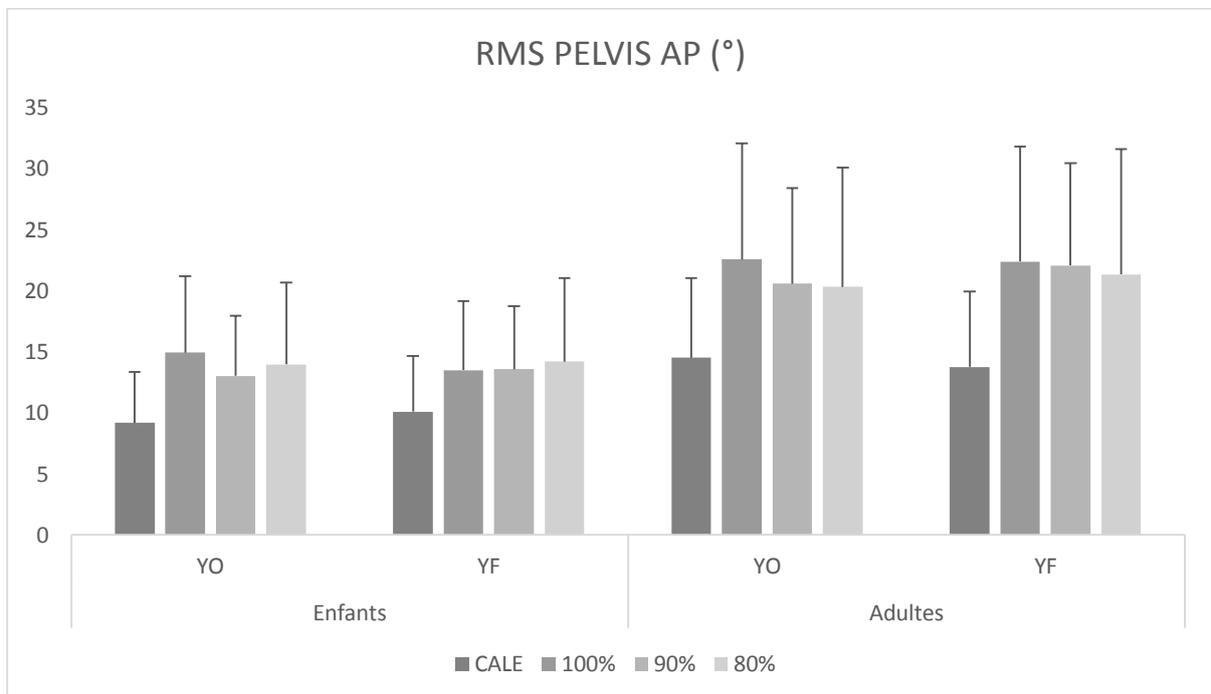


Figure 17 : Variabilité des déplacements du pelvis sur l'axe antéro-postérieur pour le groupe enfants et pour le groupe adultes

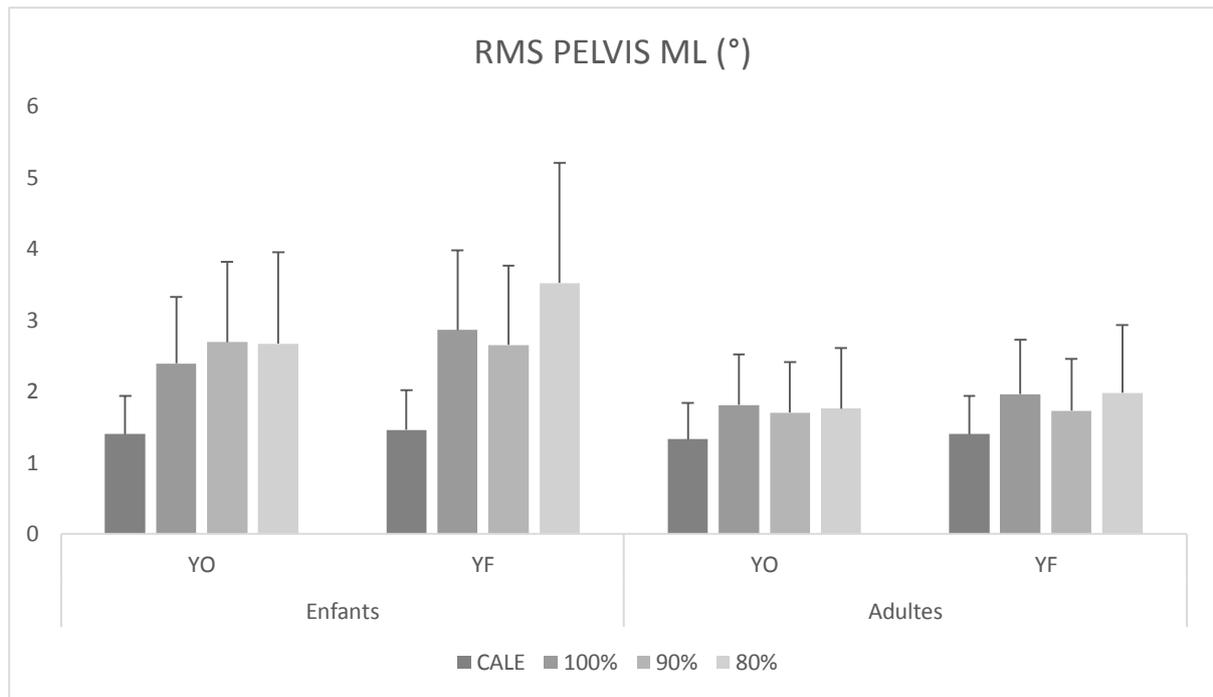


Figure 18 : Variabilité des déplacements du pelvis sur l'axe médio-latéral pour le groupe enfants et pour le groupe adultes

Les variables dépendantes ne semblent pas augmenter en fonction de la difficulté et des conditions, à l'exception de la RMS des déplacements angulaires du pelvis sur l'axe antéro-postérieur (RMS PELVIS AP) qui semble augmenter entre la condition de stabilité (CALE) et les autres conditions. Ces résultats sont confirmés par les tests statistiques (U de Mann-Whitney pour les différences selon les groupes et ANOVA de Friedman pour les différences selon les conditions) qui montrent qu'il n'y a pas d'effet significatif de la difficulté sur les variables cinématiques.

VI. DISCUSSION

6.1) Calibration

Pour cette étude, notre hypothèse était que la taille et le poids des sujets allaient prédire la valeur du Rspring obtenue par la procédure de calibration proposée par Larivière et al (2013). Les résultats de la régression confirment le fait que le Rspring dépend de la taille et du poids, que ce soit pour tous les sujets pris ensemble ou pour les deux groupes pris séparément. Néanmoins, on constate que l'influence de la taille n'est pas significative dans le calcul du Rspring, et ce quel que soit le groupe de sujet considéré. De plus, chez l'adulte, il y a une relation inverse entre la taille et le Rspring. Le poids des sujets semble d'après nos résultats être le facteur déterminant sur la phase de calibration. Une nuance peut être apportée quant au rôle de la taille : dans l'étude de Cholewicki et al (2000), la difficulté à se maintenir stable lors d'une situation très déstabilisante semblait plutôt être influencée par la longueur du tronc

(prise de C7 à L5) que par la taille totale des sujets. Il serait intéressant de remplacer la taille totale par cette longueur dans la régression multiple.

La procédure de calibration utilisée ici semble nous permettre de normaliser les conditions d'instabilité en fonction du poids des sujets. Néanmoins, la variabilité du Rspring calculée est importante, parfois de plus de 2 cm pour un sujet, ce qui peut s'expliquer par la raideur des ressorts. Chez les enfants très légers, ils étaient trop rigides pour permettre à l'enfant de réaliser correctement la tâche d'inclinaison vers l'avant, même en rapprochant les ressorts du pivot. A l'inverse, chez l'adulte, pour les plus lourds ils n'étaient pas assez rigides et l'inclinaison vers l'avant était trop brutale et rapide, même en les positionnant aussi loin du pivot que notre système le permettait. Pour une meilleure adaptation aux sujets, il nous faudrait des ressorts moins rigides pour les sujets très légers, et des ressorts plus rigides pour les sujets lourds. La nécessité de jeux de ressorts à des raideurs différentes est encore appuyée par l'impossibilité pour deux adultes à réaliser les niveaux de difficulté à 100% et 90% du Rspring en raison des limites de distance offertes par le système et les ressorts associés dont nous disposons (il faudrait dans ce cas des ressorts plus rigides).

Pour confirmer les différents modèles de régression obtenus, il serait intéressant de les appliquer sur des sujets n'ayant encore jamais participé à l'étude et de comparer les Rspring calculés avec ceux réellement obtenus au cours d'une tâche de calibration. Pouvoir utiliser un modèle de régression nous semble important dans l'optique d'utiliser ce siège chez l'enfant, d'autant plus si nous voulons par exemple viser une population pathologique. Cela nous permettrait de gagner un temps conséquent lors des manipulations, en effet, la procédure de calibration durait 30 minutes par sujet. En faire l'économie lors d'une évaluation du contrôle postural des segments axiaux chez l'enfant ou chez une population pathologique limiterait l'effort imposé aux sujets et nous éviterait d'induire une fatigue supplémentaire.

6.2) Stabilisation des segments axiaux sur l'assise instable à plusieurs niveaux de difficulté

Nous avons deux hypothèses : la première était que les performances de stabilisation sur l'assise instable ne devaient pas être différentes entre les enfants et les adultes. La seconde prévoyait qu'une diminution de la distance des ressorts par rapport au pivot devait entraîner de moins bonne performance de stabilisation, chez les enfants comme chez les adultes.

Il n'y avait pas de différence significative entre les enfants et les adultes, à l'exception de la RMS COP AP en condition YO, de la RMS ML en condition YF et de l'AMP COP AP en condition YF, pour un niveau de difficulté de 80% du Rspring à chaque fois. C'est également

à ce niveau de difficulté qu'on observe une grande variabilité, plus importante pour les enfants par rapport aux adultes.

Pour le groupe d'adultes, il n'y avait pas de différence significative des performances posturales entre les différents niveaux de difficulté, mais uniquement des tendances. Cela s'explique très certainement par l'effectif réduit pour l'analyse des résultats et la réduction des seuils de significativité à cause du risque de répétition d'erreur de type I. Nous supposons qu'ajouter des sujets aux résultats déjà présents permettrait de mettre en évidence l'impact du niveau de difficulté sur la performance postural chez l'adulte. De plus, au vu du taux d'échec pour un niveau de difficulté à 70% du Rspring, la diminution de la distance des ressorts par rapport au pivot provoque nécessairement une diminution de la stabilité posturale.

Dans le groupe enfant, l'augmentation de la difficulté par le rapprochement des ressorts par rapport au pivot, avec des décréments de 10% par rapport à la valeur du Rspring calculée, provoque bien une diminution du contrôle postural chez l'enfant. Cette diminution du contrôle postural se traduit par l'augmentation des valeurs des données dérivées des déplacements du centre de pression. L'augmentation de la variabilité des déplacements du COP, de leur amplitude et de la surface de l'ellipse de confiance qui englobe 95% de ses déplacements démontre une diminution de la stabilité et de la précision du contrôle postural. De plus, l'augmentation de la variabilité de sa vitesse globale indique une dépense énergétique supplémentaire pour le contrôle postural lors d'une diminution de la distance des ressorts par rapport au pivot.

Pour tous les paramètres, des différences significatives sont toujours observées entre la condition d'assise stable (CALE) et les niveaux de difficulté de 80% et 90% du Rspring. En revanche, les différences ne sont pas toujours significatives entre les niveaux à 100% et 90% du Rspring. Les résultats montrent une augmentation linéaire de la difficulté à se stabiliser depuis une assise stable à un niveau de difficulté à 90% du Rspring. L'augmentation est beaucoup plus importante lorsque l'on passe d'un niveau de 90% à un niveau de 80% du Rspring. De plus, de grands écarts-types s'observent à cette dernière distance du Rspring. Il semble donc que cette condition soit difficilement réalisable chez l'enfant sain, de plus, la grande variabilité de la vitesse du COP laisse supposer une contrainte d'effort plus importante que pour les autres conditions.

Les données cinématiques ne montraient aucune différence significative. Cependant, d'un point de vue descriptif, on observait une plus grande variabilité des déplacements de la tête, du tronc et du pelvis sur l'axe antéro-postérieur par rapport à l'axe médio-latéral. Nous pouvons l'expliquer par le fait qu'en posture assise, la stabilité antéro-postérieure est moins importante par rapport à la médio-latérale car dans cette position, le centre de pression se trouve proche des limites postérieures de la base d'appui : un léger déplacement dans cette direction provoque plus facilement une déstabilisation vers l'arrière, nécessitant des mouvements de compensation dans la direction opposée afin de préserver l'équilibre.

Les déplacements du pelvis semblaient également plus importants que ceux des autres segments, cela pourrait supposer une stratégie de stabilisation du haut du corps par l'action du pelvis. Nous pourrions envisager de bloquer les degrés de liberté du pelvis afin de voir si cela provoquerait une augmentation des mouvements du tronc et de la tête, qui auraient alors un rôle plus important dans la stabilisation lors d'une inclinaison du siège.

Nous constatons également des mouvements plus importants de la tête par rapport aux mouvements du tronc. Deux hypothèses peuvent l'expliquer. D'une part, le tronc pourrait être choisi comme segment de référence pour coder et contrôler l'orientation du corps par rapport à l'espace, notamment par rapport à l'axe verticale. D'autre part, il représente quasiment la totalité de la masse du corps présente sur le système, son inclinaison par rapport à la verticale entraînerait donc de plus grands moments de force sur le centre de gravité du sujet et par conséquent des déstabilisations plus importantes, d'où l'intérêt de le stabiliser au maximum, même au détriment de la tête, afin d'amenuiser le risque de chute.

Enfin, les déplacements du tronc n'augmentaient pas avec la difficulté, ce qui laisse supposer que l'action du pelvis suffisait à compenser les déstabilisations induites par le système. Des mouvements de compensation par le tronc n'étaient donc pas nécessaires puisque ce dernier était relativement stabilisé.

VII. CONCLUSION

La présente étude avait pour objectif principal d'étudier si l'utilisation d'un dispositif d'évaluation du contrôle postural des segments axiaux, ayant déjà servi pour des études sur l'adulte, était possible sur une population pédiatrique. Ainsi, nous avons trois buts :

- Vérifier que la procédure de calibration du dispositif, permettait bien de normaliser les mesures par rapport aux caractéristiques anthropométriques (taille et poids) des sujets, enfants ou adultes.

- Explorer les possibilités d'incrémentation de la difficulté en fonction de la calibration du système
- Déterminer un niveau de difficulté adapté à des mesures chez l'enfant

La procédure de calibration, déjà validée auparavant chez l'adulte (Larivière et al, 2013), dépendait essentiellement du poids des sujets, aussi bien pour le groupe enfant que pour le groupe adulte. Cependant, pour être optimal, des ressorts moins rigides que ceux utilisés dans notre étude (3062,5 N/m) sont nécessaires pour faciliter la tâche de calibration pour l'enfant, qui nécessite d'enclencher l'inclinaison du système vers l'avant. Le calcul du Rspring dépend en partie de la mesure de l'angle du tronc par rapport à la verticale au cours de la procédure. Lorsque les enfants avaient du mal à enclencher la bascule du système vers l'avant, l'angle du tronc par rapport à la verticale était plus important, puisqu'ils devaient produire un moment de force plus important. Cela pourrait également expliquer la variabilité des données obtenues.

La diminution de la distance des ressorts par rapport au pivot, à partir de la valeur du Rspring et par paliers de 10% a bien permis d'augmenter la difficulté de la tâche de stabilisation pour l'enfant. Des mesures complémentaires sont nécessaires pour confirmer cette tendance observée chez l'adulte.

Il reste la question du niveau de difficulté le plus adapté à une évaluation du contrôle postural. En fait, celui-ci va principalement dépendre des objectifs et de la population ciblée. La difficulté à se stabiliser sur l'assise instable est très importante chez les enfants pour une distance des ressorts de 80% du Rspring. De plus, la variabilité des mesures dérivées du COP pour cette difficulté est conséquente. De ce fait, elle nous semble peu adaptée à une étude du contrôle postural chez des enfants si l'on désire un challenge modéré. En revanche, elle pourrait être utile par exemple pour analyser les stratégies de stabilisation segmentaire (en bloc ou articulée) au cours du développement chez l'enfant lorsqu'il se retrouve dans une assise très instable. Si ce système est utilisé dans l'objectif de montrer un déficit chez une population pathologique, il sera alors nécessaire de la comparer à des sujets contrôles. Il sera alors judicieux de choisir une distance de ressort allant de 90% à 100% du Rspring. En effet, la difficulté à 80% du Rspring étant déjà très difficile pour un enfant sain, elle serait quasiment impossible chez un sujet pathologique et nécessiterait de gros efforts, pouvant fatiguer les sujets.

Le système d'assise instable et sa méthode de calibration élaborée par Larivière et al (2013) semble être adaptable à l'enfant. Il offre des possibilités de recherche variées. Par exemple, dans un cadre d'étude développementale pour explorer les différentes stratégies de stabilisation mises en place au cours de la maturation de l'enfant ou encore pour déceler des troubles liées à des pathologies qui altèrent le développement de l'enfant. Il pourrait également faire l'objet d'analyse de performance chez une population sportive pour des pratiques où l'orientation et le maintien des segments axiaux dans l'espace tiennent une place prépondérante dans la réalisation d'une performance.

Une suite envisagée au travail présenté ici serait l'étude du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. Cette pathologie regroupe un ensemble de troubles moteurs qui font suite à l'apparition d'une lésion non évolutive sur le cerveau en cours de maturation, à une période périnatale. Les troubles moteurs les plus communément associés sont une spasticité des membres inférieurs, qui s'accompagnent d'une limitation de la dorsiflexion de cheville lors de la phase d'appui. Cette limitation provoque un freinage précoce de l'avancée du corps au cours de la phase d'appui, nécessitant un effort supplémentaire pour accélérer de nouveau la progression du corps vers l'avant par la suite. Si pendant longtemps les troubles de la locomotion chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale ont été principalement expliqués par la limitation de l'amplitude de mouvement des membres inférieurs dû à la spasticité, de nouvelles pistes nous amènent à nous poser la question de l'utilité fonctionnelle du freinage précoce provoqué par la limitation de la dorsiflexion. En effet, plus qu'une limitation liée à la pathologie, cela pourrait être une adaptation mise en place par cette population pour palier à un déficit du contrôle postural des segments axiaux lors d'un déplacement. Nous pourrions évaluer le contrôle postural des segments axiaux chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale, lors d'une situation d'assise instable, afin de le comparer à des enfants contrôles. Si des déficits sont effectivement décelés, il serait intéressant de voir leur lien avec les troubles de la locomotion. De plus nous pourrions proposer un protocole de rééducation spécifique au contrôle des segments axiaux et quantifier son efficacité. Si des liens sont effectivement faits entre troubles de locomotion et du contrôle postural des segments axiaux, nous pourrions nous attendre à ce qu'un protocole de rééducation efficace permette une amélioration de la locomotion chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale, avec notamment une réduction de la limitation de la dorsiflexion lors de la phase d'appui, associée à une réduction de l'intensité du freinage réalisé sur l'avancée du corps.

VIII. BIBLIOGRAPHIE

Adkin, A. L., Bloem, B. R., & Allum, J. H. J. (2005). Trunk sway measurements during stance and gait tasks in Parkinson's disease. *Gait & posture*, 22(3), 240-249.

Allard, P., Chavet, P., Barbier, F., Gatto, L., Labelle, H., & Sadeghi, H. (2004). Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 83(9), 689-697.

Assaiante, C. (1998). La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturocinétiques. In *Annales de réadaptation et de médecine physique* (Vol. 41, No. 5, pp. 239-249). Elsevier Masson.

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

Belenkii, V.Y., Gurfinkel, V.S & Paltsev, Y.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 12(1), 135-141.

Breniere, Y., & Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research*, 121(3), 255-262.

Brogren E, Hadders-Algra M, Forssberg H. (1996). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neurosci Biobehav Rev*. X Jul;22(4):591-6

Brumagne, S., Cordo, P., & Verschueren, S. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience Letters*, 366(1), 63-66.

Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1733-1737.

Forssberg, H., & Hirschfeld, H. (1994). Postural adjustments in sitting humans following external perturbations: muscle activity and kinematics. *Experimental Brain Research*, 97(3), 515-527.

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

Hedberg, Å., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2004). Postural adjustments due to external perturbations during sitting in 1-month-old infants: evidence for the innate origin of direction specificity. *Experimental brain research*, 157(1), 10-17.

Hendershot, B. D., & Nussbaum, M. A. (2013). Persons with lower-limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance. *Gait & posture*, 38(3), 438-442.

Heyrman, L., Feys, H., Molenaers, G., Jaspers, E., Monari, D., Meyns, P., & Desloovere, K. (2013). Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia. *Gait & posture*, 38(4), 770-776.

Houx, L., Lempereur, M., Rémy-Néris, O., & Brochard, S. (2013). Threshold of equinus which alters biomechanical gait parameters in children. *Gait & posture*, 38(4), 582-589.

Kavanagh, J. J., Morrison, S., & Barrett, R. S. (2005). Coordination of head and trunk accelerations during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94(4), 468-475.

Kluger, D., Major, M. J., Fatone, S., & Gard, S. A. (2014). The effect of trunk flexion on lower-limb kinetics of able-bodied gait. *Human movement science*, 33, 395-403.

Kurz, M. J., Stuber, W. A., & DeJong, S. L. (2010). Mechanical work performed by the legs of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & posture*, 31(3), 347-350.

Larivière, C., Mecheri, H., Shahvarpour, A., Gagnon, D., & Shirazi-Adl, A. (2013). Criterion validity and between-day reliability of an inertial-sensor-based trunk postural stability test during unstable sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 899-907.

- Lee, H., Granata, K. P., & Madigan, M. L. (2008). Effects of trunk exertion force and direction on postural control of the trunk during unstable sitting. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 505-509.
- Liu, W. Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric Physical Therapy*, 19(3), 188-195.
- Mancini, M., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 17(7), 557-562.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877-887.
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465-472.
- Massion, J., Alexandrov, A., & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated?. *Progress in brain research*, 143, 13-27.
- Mientjes MIV, Frank JS. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*;14(7), 10-716.
- Mouchnino L, Aurenty R, Massion J, Pedotti A. (1992). Coordination between equilibrium and head trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. *Journal of neurophysiology*. 67(6): 1587-1598.
- Murray M, Seireg A, Sepic S. (1975). Normal postural stability and steadiness : quantitative assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 57, 510-516.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of biomechanics*, 34(11), 1387-1398.

Patla, A. E., Adkin, A., & Ballard, T. (1999). Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental brain research*, 129(4), 629-634.

Perlmutter, S., Lin, F., & Makhsous, M. (2010). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait & posture*, 32(1), 53-56.

Prescott, R. J., Garraway, W. M., & Akhtar, A. J. (1982). Predicting functional outcome following acute stroke using a standard clinical examination. *Stroke*, 13(5), 641-647.

Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 43(9), 956-966.

Saha, D., Gard, S., & Fatone, S. (2008). The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait & posture*, 27(4), 653-660.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.

Sidák, Z. (1967). Rectangular confidence regions for the means of multivariate normal distributions. *Journal of the American Statistical Association*, 62(318), 626-633.

Slota, G. P., Granata, K. P., & Madigan, M. L. (2008). Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 381-386.

Tang, P. F., Woollacott, M. H., & Chong, R. K. (1998). Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. *Experimental brain research*, 119(2), 141-152.

Thorstensson, A. L. F., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121(1), 9-22.

Trost J. (2004). Physical assessment and observational gait analysis. In : Hart H, editor. *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London : Mac Keith Press, : 71-98

van Nes, I. J., Nienhuis, B., Latour, H., & Geurts, A. C. (2008). Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait & posture*, 28(3), 507-512.

Verheyden, G., Vereeck, L., Truijen, S., Troch, M., Herregodts, I., Lafosse, C., ... & De Weerdt, W. (2006). Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability. *Clinical rehabilitation*, 20(5), 451-458.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.

ADAPTATION D'UN DISPOSITIF D'ÉVALUATION DU CONTRÔLE POSTURAL DES SEGMENTS AXIAUX A UNE POPULATION PÉDIATRIQUE

Pierret Jonathan

UNIVERSITE DE LORRAINE

JUIN 2015

Mots clés : posture, contrôle postural, segments axiaux, tronc, assise instable, enfants

Les segments axiaux, notamment le tronc, tiennent une place prépondérante dans le maintien de l'équilibre pour de nombreuses activités motrices. Depuis une dizaine d'années, des dispositifs d'assise instable, permettant l'évaluation du contrôle postural des segments axiaux se développent. A notre connaissance, aucun de ces dispositifs n'a été utilisé chez l'enfant. Le but de cette étude était d'adapter à l'enfant un dispositif d'assise instable déjà validé chez l'adulte. Deux groupes (enfants et adultes) ont participé à deux expérimentations : la première avait pour but de vérifier s'il était possible de normaliser la difficulté de la tâche de stabilisation sur assise instable par rapport aux données anthropométriques des sujets. La deuxième consistait à explorer les possibilités d'incrémenter la difficulté de la tâche de stabilisation et à déterminer un niveau de difficulté optimal pour l'évaluation du contrôle des segments axiaux chez l'enfant. Les résultats montrent une excellente relation entre la difficulté et le poids des sujets. De plus, l'incrémenter de la difficulté est non seulement possible, mais peut également être contrôlée pour être spécifique à chaque sujet. Le dispositif testé dans cette étude permet une évaluation du contrôle postural des segments axiaux chez les enfants, ainsi que des adaptations aux caractéristiques anthropométriques des sujets.

Key words : posture, postural control, axial segments, trunk, unstable sitting, children

The axial segments, including the trunk, are predominant in maintaining balance for many motor activities. For ten years, unstable sitting devices, enabling the assessment of postural control of axial segments for pathological populations have been developed. To our knowledge, none of these devices have been used in children. The purpose of this study was to adapt to children an unstable sitting device already validated in adults. Two groups (children and adults) participated in two experiments: the first was to check whether it is possible to normalize the conditions of instability compared with anthropometric data of the subjects. The second was to explore the possibilities of incrementing the difficulty of the stabilization task and eventually to determine an optimum level of difficulty for assessing control of axial segments in children. The results show a strong relationship between the difficulty and weight of subjects. Also, the incrementation of the difficulty is not only possible, but may also be controlled to be specific to each subject body mass. The device tested in this study provides an assessment of postural control of axial segments in children, as well as adaptations to the characteristics of the subjects.