

Développement du contrôle postural chez l'enfant

Étude spécifique de l'influence de l'âge sur le comportement anticipatoire et compensatoire chez des enfants entre 5 et 11 ans

Travail de fin d'études en vue de l'obtention du titre de
Master of Science en sciences du sport
Option enseignement

déposé par

Thibault Wicht

à

l'Université de Fribourg, Suisse
Faculté des sciences et de médecine
Section Médecine
Département des neurosciences et sciences du mouvement

en collaboration avec la
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent
Prof. Wolfgang Taube

Conseiller
Dr Michael Wälchli

Fribourg, décembre 2020

Table des matières

Résumé	4
1 Introduction	5
1.1 Les perturbations posturales	5
1.2 Les stratégies du contrôle postural	7
1.3 Le développement du contrôle postural chez l'enfant	9
1.4 Objectif du travail.....	15
2 Méthode.....	17
2.1 Participants	17
2.2 Méthodes et instruments.....	17
2.3 Protocole.....	19
2.4 Analyse des données	19
3 Résultats	22
3.1 Comparaison entre enfants et adultes	22
3.2 Influence de l'âge sur l'ordre	23
3.3 Influence de l'âge sur la préparation.....	25
4 Discussion	28
4.1 Comparaison entre enfants et adultes	28
4.2 Influence de l'âge entre 5 et 11 ans	30
5 Conclusion.....	33
Bibliographie	34
Remerciements	36

Résumé

L'étude du développement du contrôle postural chez les enfants permet de comprendre et d'apprécier les différences entre individus, d'améliorer leur prise en charge et de réduire la fréquence des blessures liées à des chutes. En étudiant leur capacité à résister à des perturbations posturales, il s'agit d'observer leur comportement tant compensatoire qu'anticipatoire, régulés par deux systèmes de contrôle différents, le *feedback control* (FBC), resp. le *feedforward control* (FFC). Les études s'accordent sur le fait que le développement du contrôle postural chez l'enfant n'est pas linéaire et que sa maturité serait atteinte entre 10 ans (Westcott & Burtner, 2004) et 13 ans (Verbecque et al., 2016).

Ce travail a pour objectif de comparer le comportement des enfants avec celui des adultes grâce à une étude réalisée sous des conditions similaires (Meier, 2020) et de déterminer l'influence de l'âge sur le comportement anticipatoire et compensatoire des enfants. Pour cela, 36 enfants sains entre 5 et 11 ans ont été testés sur une plateforme de force induisant des perturbations auto-induites (*self*), prévisibles (*connu*) ou imprévisibles (*inconnu*), dans une seule direction (en arrière, *blocked*) ou dans les 4 directions de manière aléatoire (*random*).

Ainsi, les résultats ont montré une différence significative entre le comportement anticipatoire des enfants et des adultes. Les enfants entre 5 et 11 ans n'ont pas été capables, au contraire des adultes, de générer des *ajustements posturaux anticipatoires* (APA) appropriés en réponse à une perturbation anticipée, de source externe (*connu-blocked*) ou auto-induite (*self-blocked*). En revanche, leur comportement compensatoire était similaire à celui des adultes lors d'une perturbation non-anticipée (*inconnu*). En effet, lors d'une perturbation imprévisible, la réponse musculaire était plus tardive, chez les adultes comme chez les enfants. La comparaison avec les adultes suggère une maturité du système FBC plus précoce que celle du système FFC, comme l'avancent plusieurs études (Assaiante et al., 2005 ; Haas et al., 1989 ; Hay & Redon, 1999 ; Schmitz et al., 2002 ; Westcott & Burtner, 2004).

En séparant les sujets en deux groupes d'âge (5-8 ans et 9-11 ans), une influence de l'âge sur le comportement anticipatoire a été observée. Les enfants plus âgés s'adaptent mieux à des perturbations anticipées auto-induites. Cependant, le développement du FFC ne semble pas être linéaire, comme le suggère le palier de régression observé chez les enfants entre 8 et 9 ans.

Au final, le développement est complexe et est lié à l'âge, à la croissance mais aussi à la maturation de plusieurs systèmes responsables du maintien de l'équilibre. Afin de pouvoir agir directement sur les performances en équilibre chez les enfants, il serait intéressant de mettre en lien ces résultats avec un facteur comme le type et la fréquence de l'activité physique pratiquée.

1 Introduction

Dans le domaine de la physique, l'équilibre est atteint quand le *centre de masse* (CdM) se situe au-dessus de la surface d'appui au sol. L'homme, capable de déplacer son *centre de gravité* (CdG), peut contrôler et réguler son équilibre postural. Le CdM donne des informations sur l'équilibre et la stabilité du corps, tandis que le CdG informe sur la stratégie pour en garder le contrôle. En d'autres termes, quand le CdM dérive, le CdG se déplace pour rétablir le CdM sur la surface d'appui et conserver ainsi l'équilibre. Ce phénomène se nomme *contrôle postural* (CP).

La recherche sur le CP a pour but la détection de développements anormaux chez des enfants, l'appréciation des différences entre ceux-ci ainsi que l'amélioration de leur prise en charge. La citation qui suit illustre bien la difficulté de la recherche sur le développement du CP.

The human postural control system is complex, involving the sensory integration of somatosensory, visual and vestibular systems within the central nervous system as well as sensorimotor responses coordinated and adequately tuned to the task, environment and biomechanical constraints, based on adaptive internal body motor scheme. (Stambolieva, Marinov, Kolev, & Gatev, 2012, p. 624)

En particulier chez les enfants, l'évolution des différents systèmes responsables du CP n'est pas linéaire et diffère entre individus, ce qui complexifie l'étude du développement de leur système de régulation de l'équilibre.

1.1 Les perturbations posturales

Le contrôle postural englobe d'une part la capacité à se maintenir en équilibre statique, c'est-à-dire quand toutes les forces agissant sur un corps sont en équilibre, et, d'autre part, la capacité à résister à une *perturbation posturale* (PP). Une PP correspond à une force extérieure exercée sur le corps et s'identifie par un déplacement physique du centre de gravité afin d'empêcher une chute. On peut mesurer l'effet d'une PP sur un sujet grâce à des mesures comme le déplacement du CdG, l'activité musculaire ou les mouvements articulaires. Varier la forme de la perturbation selon certains critères permet de distinguer la préparation d'un individu et la stratégie mise en place pour le contrôle de la posture (cf. chapitre 1.2).

1.1.1 Critères de la perturbation. Wälchli (2018) distingue dans sa thèse trois critères influençant la préparation du corps et sa réponse à une perturbation posturale : le type de perturbation

ou la connaissance du mouvement à effectuer (*anticipée* ou *non-anticipée*) ; la prévisibilité temporelle (*prévisible* ou *imprévisible*) et la source du déclenchement de la perturbation (*auto-induite* ou *de source externe*).

Quand la tâche est connue d'avance (i.e. anticipée), la PP mène à des *ajustements posturaux anticipatoires* (APA). Ils permettent de compenser la PP et de diminuer son effet sur la posture (cf. chapitre 1.2.2). Cependant, si le sujet ne sait pas quel mouvement il devra effectuer après le déclenchement ou si le type de perturbation est inconnu (i.e. non-anticipé), aucun contrôle anticipatoire n'est observé et le contrôle postural est rendu possible par des boucles sensorimotrices (cf. chapitre 1.2.1).

1.1.2 Type de la perturbation. Dans la littérature sont appliqués différents types de perturbations : décharger un poids porté (Hay & Redon, 1999 ; Schmitz, Martin, & Assaiante, 2002) ; compenser une perturbation sur une plateforme mouvante (Girolami, Shiratori, & Aruin, 2010 ; Haas, Diener, Rapp, & Dichgans, 1989 ; Henry, Fung, & Horak, 1998 ; Mills & Sveistrup, 2018 ; Shumway-Cook & Woollacott, 1985 ; Verbecque, Vereeck, & Hallemans, 2016 ; Wälichli, Keller, Ruffieux, Mouthon, & Taube, 2018) ; garder l'équilibre en position debout sur les deux jambes (Kirshenbaum, Riach, & Starkes, 2001 ; Stambolieva, Marinov, Kolev, & Gatev, 2012) ou sur une seule jambe (Mani et al., 2019) ; lever les bras (Hay & Redon, 2001 ; Riach & Hayes, 1990) ; garder l'équilibre lors de la marche (Ledebt, Bril, & Brenière, 1998 ; Malouin & Richards, 2000) ; tendre une jambe vers une cible (Palluel, Ceyte, Olivier, & Nougier, 2008). D'une autre manière, la perturbation varie également selon l'environnement sensoriel dans lequel se trouve le sujet : yeux ouverts (Palluel et al., 2008 ; Wälichli et al., 2018) ou fermés (Hay & Redon, 1999 ; Kirshenbaum et al., 2001 ; Verbecque et al., 2016) ; variation multi-conditionnelle (Palluel et al., 2008 ; Peterson, Christou, & Rosengren, 2006 ; Shumway-Cook & Woollacott, 1985).

1.1.3 Direction de la perturbation. Une perturbation posturale peut agir sur le plan sagittal (de direction antéro-postérieure, A-P ; Hay & Redon, 2001 ; Mills & Sveistrup, 2018 ; Shumway-Cook & Woollacott, 1985) ou frontal (de direction médio-latérale, M-L ; Hirschfeld & Forssberg, 1992 ; Malouin & Richards, 2000). Selon Riach et Hayes (1990), il est probable que les mécanismes de régulation de l'équilibre soient différents selon la direction de la perturbation. Leurs résultats sur des enfants entre 4 et 6 ans montrent des APA plus fréquents lors d'une perturbation M-L que A-P. Le mouvement M-L étudié (i.e. le cycle de la marche) serait inné et basé sur un schéma de réflexes stéréotypés. Cependant, une étude plus récente sur des enfants

entre 2.5 et 8 ans suggère que l'anticipation lors du cycle de la marche n'est pas innée mais apparaît entre 1.5 et 2.5 ans (Ledebt et al., 1998).

Le système de contrôle en M-L serait mature chez les 4-6 ans mais encore immature en A-P au même âge (Malouin & Richards, 2000). Ensuite, dès l'âge de 7 ans, les enfants peuvent différencier les deux mécanismes et réagir de manière appropriée et anticipée à des perturbations autant A-P que M-L (Girolami et al., 2010). Si les mécanismes de contrôle sont différents, leur développement respectif l'est également et il convient de les analyser de manière isolée (cf. Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996, pour une description des deux mécanismes chez les adultes).

Henry, Fung et Horak (1998) quant à eux soutiennent que les schémas moteurs spécifiques aux deux plans sont différents mais leur étude sur des adultes montre qu'il n'existe pas deux mécanismes de contrôle séparés pour chaque plan car une perturbation A-P demande l'activation des muscles de la cheville et de la hanche des deux jambes, à l'instar d'une perturbation sur le plan M-L. Cependant, le contrôle postural est complété, selon le plan de la perturbation et ses contraintes biomécaniques propres, par des schémas d'activation musculaire et des forces spécifiques à la perturbation.

1.2 Les stratégies du contrôle postural

Sans connaissance de la situation ou des mouvements à effectuer (e.g., sur une plateforme de force, la surface d'appui se déplaçant dans une direction inconnue), réagir à une perturbation posturale de manière appropriée engage un système de contrôle sous forme de boucles de rétroaction (*feedback control*, FBC). Si le type de perturbation est connu (i.e. anticipé), un second système de contrôle est activé, sous forme d'APA (*feedforward control*, FFC). En outre, au moins trois grands systèmes corporels sont impliqués dans le processus de réaction à une perturbation. Le système neuro-musculaire permet une activation adéquate des muscles. Le système somato-sensoriel informe le corps de la perturbation et engage un contrôle par boucle rétroactive afin d'ajuster la posture durant et/ou après le mouvement. Le système musculo-squelettique crée un cadre, un environnement, et détermine les forces à engager pour la conservation de la posture.

L'efficacité du contrôle postural dépend ainsi de la bonne coordination des deux systèmes de contrôle de l'équilibre (FBC et FFC) ainsi que de la maturité des systèmes corporels responsables du contrôle postural et de leur synergie (cf. chapitre 1.3).

1.2.1 *Feedback control* ou ajustements posturaux compensatoires. Le FBC est un système de contrôle et de conservation de l'équilibre et de la posture. Il permet le réajustement du corps après une perturbation. L'élément principal du FBC est la boucle sensorimotrice. De manière simplifiée, un feedback afférent atteint la moelle épinière ou le cerveau, qui renvoient des ordres moteurs, nommés *ajustements posturaux compensatoires*. Cette réaction à l'information sensorielle est plus ou moins rapide : réponse à latence rapide (30-60 ms), moyenne (60-85 ms) ou lente (85-120 ms). Les réponses à latence rapide, respectivement moyenne, proviennent des fibres afférentes Ia, respectivement II, des fuseaux musculaires et n'atteignent pas le cerveau. Les réponses à latence lente parviennent au cerveau (lobe pariétal), où l'information est décodée dans les centres sensoriels corticaux. L'impact de la perturbation influence l'amplitude et le type de réponse et celles-ci sont modifiées ou adaptées en fonction de l'expérience ou de l'environnement.

1.2.2 *Feedforward control* ou ajustements posturaux anticipatoires. Notre système biologique est également capable d'anticiper une perturbation afin d'élaborer une compensation posturale adéquate. Le FFC est présent dans presque toutes les situations de contrôle postural. Ce modèle anticipatoire permet de compenser les retards et de rendre les signaux moteurs et sensoriels moins incertains. D'autre part, il prédit les effets et les conséquences d'un mouvement planifié. Les APA servent à freiner les forces extérieures durant une phase de transition. Lors de leur génération, les muscles sont activés avant le déclenchement de la perturbation et la réponse musculaire est basée sur une estimation du mouvement à effectuer. Le système nerveux central utilise une copie efférente du geste moteur, ce qui requiert une représentation interne du mouvement à effectuer (cf. chapitre 1.3.3).

L'efficacité du FFC est démontrée chez les adultes (Hay & Redon, 1999, 2001 ; Henry et al., 1998 ; Hirschfeld & Forssberg, 1992 ; Malouin & Richards, 2000 ; Mani et al., 2019 ; Palluel et al., 2008 ; Schmitz et al., 2002) mais incertaine chez les enfants. Les résultats concernant l'apparition d'APA chez des enfants diffèrent : dès 2.5 ans (Ledebt et al., 1998) ; dès 3 ans (Hay & Redon, 1999, 2001) ; dès 4 ans (Haas et al., 1989 ; Riach & Hayes, 1990 ; Malouin & Richards, 2000 ; Schmitz et al., 2002) et leur développement est traité au prochain chapitre.

Quant à la source des APA, il existe un conflit dans la communauté scientifique. La vision traditionnelle soutient que le contrôle postural est automatisé et implique des circuits polysynaptiques primaires situés dans la moelle épinière et le cervelet (région subcorticale). Mais de récentes études démontrent que certains aspects de l'équilibre seraient contrôlés par le cortex

cérébral et des processus cognitifs de haut niveau (cf. Maki & McIlroy, 2007, pour une revue systématique sur le fonctionnement de ces deux modes de contrôle de la posture).

1.3 Le développement du contrôle postural chez l'enfant

Un enfant commence à marcher vers 12 mois et à 4 ans, il est capable de tenir quelques secondes sur une jambe. Mais les phases du développement du contrôle postural chez l'enfant ne sont pas clairement définies. Un enfant de moins de 2 ans peine à tenir debout calmement et sans osciller, ce qui montre une immaturité du système de régulation de l'équilibre. On observe dans la littérature des résultats différents quant à la maturité du CP chez l'enfant : pas avant 8 ans (Schmitz et al., 2002) ; vers 10 ans (Westcott & Burtner, 2004) ; vers 12 ans (Palluel et al., 2008) ; vers 13 ans (Verbecque et al., 2016). Les études s'accordent néanmoins sur le fait que le développement du CP chez l'enfant est non monotone et que les oscillations posturales diminuent progressivement avec l'âge (Hay & Redon, 1999 ; Kirshenbaum et al., 2001 ; Mani et al., 2019 ; Verbecque et al., 2016).

Cependant, le CP étant lié à un nombre inconnu de systèmes et de structures de contrôle, son développement est complexe et dépend de plusieurs facteurs, autres que l'âge uniquement. D'une part, comme mentionné au point 1.1.3, le développement du CP A-P est différent de celui sur le plan M-L (Wälchli et al., 2018). Les auteurs ont montré une oscillation posturale plus importante chez des jeunes (6-7 ans) que chez des enfants plus âgés (12 ans) lors d'une perturbation A-P mais aucune différence significative sur le plan M-L. Selon eux, le CP M-L est mature avant 6 ans ou des adaptations se font après l'âge de 13 ans.

D'autre part, certaines complications cérébrales retardent l'évolution du CP. Les enfants avec une *infirmité motrice cérébrale* (IMC) ne suivent pas le même développement que ceux à *développement typique* (DT). La génération d'APA est plus précoce et plus efficace chez les enfants de même âge à DT en les comparant avec des enfants atteints d'une IMC (Haas et al., 1989 ; Liu, Zaino, & McCoy, 2007).

En ce qui concerne la différence entre filles et garçons, deux études ont observé chacune les performances en équilibre – sur une plateforme de force – chez plus de 150 enfants entre 5 et 12 ans et montrent de meilleurs résultats chez les filles (Peterson et al., 2006 ; Stambolieva et al., 2012). Les auteurs avancent comme raison le fait que les garçons pratiquent des activités physiques avec des mouvements plus soutenus tandis que les filles utilisent davantage leur système vestibulaire dans leur pratique (e.g., en gymnastique).

Outre les critères cités précédemment, le développement du CP chez l'enfant est fortement lié à l'amélioration de la coordination entre FBC et FFC ainsi qu'à la maturation des systèmes

responsables du maintien de la posture. Mais ces éléments du CP ne deviennent pas matures de manière simultanée : on observe des paliers dans l'évolution du CP chez l'enfant.

1.3.1 Paliers du développement. Grâce à des perturbations posturales auto-induites, Hay et Redon (1999) mettent en avant trois paliers du développement (cf. Wälchli et al., 2018, pour des résultats similaires avec des perturbations de source externe). Chez les 3-5 ans, ils observent des APA mais ceux-ci varient fortement en amplitude d'un individu à l'autre (*premier palier*). Grâce à un FFC plus efficace et une initiation plus précoce des APA, leur amplitude est réduite chez les 6-8 ans. Cependant, les variations inter-individuelles sont fortes, signe d'immaturité du CP. Les auteurs suggèrent que cette phase correspond à l'affinage du système de FFC (*deuxième palier*). Entre 8 et 10.5 ans, les résultats sont les mêmes que chez les 3-5 ans et les variations réduites mais les ajustements demeurent différents d'un comportement adulte (*troisième palier*). Dans leur revue, Verbecque et ses collaborateurs (2016) mettent également en évidence une phase développementale importante chez les enfants d'environ 8 ans : cet âge serait ainsi un palier crucial du développement du CP. À 8 ans, la croissance de la taille chez l'enfant est minimale tandis que celle du poids est maximale, ce qui engendrerait un déséquilibre morphologique (Stambolieva et al., 2012). Un *quatrième palier* est visible vers 13 ans et il conduirait à une maturité complète du système (Verbecque et al., 2016).

Toutefois, le développement du CP chez l'enfant ne serait pas lié uniquement à l'âge mais à des changements de stratégies de maintien de l'équilibre (Kirshenbaum et al., 2001). Leurs résultats coïncident avec les précédents. Avant 6 ans, l'enfant utilise une stratégie balistique primaire : la vision est le système dominant (*premier palier*). Puis, par l'utilisation du feedback sensoriel, il apprend à mieux cibler le centre de masse sur la surface d'appui et, autour de 6 ans, le FBC devient le système de contrôle régissant la conservation de l'équilibre. À ce stade, l'enfant éprouve le refus de s'écarter de la position recherchée (*deuxième palier*). Selon les auteurs, cette restriction est due à un manque de confiance qui survient suite à un mouvement non-anticipé. Ils nomment ce palier « régression ». Il est également caractérisé par le sur-contrôle de la posture chez Hay et Redon (1999). Finalement, après l'âge de 6 ans, l'utilisation des informations sensorielles lui permet d'étendre son rayon d'équilibre et lui autorise une déviation plus élevée pour rechercher l'équilibre (*troisième palier*). Les auteurs le nomment « période de relaxation », durant laquelle on observe une forte variabilité dans les réponses posturales.

1.3.2 Coordination entre *feedback* et *feedforward control*. Le développement du FBC et du FFC est sensiblement le même mais la maturité du FFC apparaît plus tardivement. En effet, la

majorité des scientifiques s'accordent sur le fait que l'enfant développe d'abord un répertoire de stratégies de FBC avant d'affiner la sélection de la stratégie la plus appropriée selon les caractéristiques de la perturbation posturale (Assaiante et al., 2005 ; Haas et al., 1989 ; Hay & Redon, 1999 ; Schmitz et al., 2002 ; Westcott & Burtner, 2004). La transformation d'un ajustement postural basé sur le FBC en une correction posturale anticipée, rendue possible par la représentation interne de la perturbation à venir, en serait la cause (Hay & Redon, 1999). Les enfants manifesteraient des APA peu après qu'un certain mouvement moteur basique soit acquis : grâce à un répertoire d'APA, ils ont besoin de moins de temps pour choisir le programme moteur approprié pour corriger leur posture (Haas et al., 1989). Pour expliquer la maturation plus tardive du FFC, Ledebt, Bril et Brenière (1998) invoquent la dualité entre les deux fonctions principales du FFC, soient la réduction du déséquilibre (i.e. une diminution des forces à engager pour le contrôle postural) ainsi que la création anticipée des conditions pour effectuer le mouvement de manière efficace.

Une étude sur le contrôle moteur chez des enfants en position debout a réussi à isoler le développement du FBC de celui du FFC (Westcott & Burtner, 2004). Les auteurs suggèrent une maturité du système compensatoire vers 7-10 ans alors qu'elle serait atteinte vers 9-12 ans pour le système anticipatoire. Similairement, Schmitz, Martin, et Assaiante (2002) estiment que le système de FFC n'est pas mature avant l'âge de 8 ans.

Toutefois, le FFC et le FBC se développent de manière coordonnée (Hay & Redon, 2001). Entre 3 et 5 ans, le FFC domine le contrôle postural et le FBC a un rôle de correction (*premier palier*). Puis, entre 6 et 10 ans, l'utilisation et la variabilité du FFC sont réduites et le contrôle postural est rendu systématique grâce à la coordination entre FFC et FBC. Les 6-8 ans ont une faible tolérance au déséquilibre et une tendance naturelle à contrôler l'équilibre avec le FFC (*deuxième palier*) alors que les 9-10 ans l'utilisent seulement si la perturbation entraîne un niveau de déséquilibre proche de leur limite (*troisième palier*). A partir de 10 ans et chez les adultes, les APA sont peu fréquents et le FBC plus important : les deux modes de contrôles sont coordonnés et efficaces (*quatrième palier*).

En ce qui concerne le développement spécifique des APA, la différence d'âge affecterait surtout l'amplitude de la réaction d'ajustement et moins le timing de la génération des APA. En effet, les enfants entre 5 et 8 ans ont tendance à générer trop d'APA pour compenser une perturbation (Mani et al., 2019). Cela pourrait expliquer la période de « régression » observée vers l'âge de 6 ans (cf. chapitre 1.3.1). En particulier, les enfants entre 4 et 6 ans éprouvent de la difficulté à coordonner l'anticipation du mouvement avec le contrôle moteur (Riach & Hayes, 1990 ; Shumway-Cook & Woollacott, 1985).

Hay et Redon (1999) estiment que le contrôle de l'amplitude des APA est mature vers 9-10 ans alors que le contrôle du timing de déclenchement est immature jusqu'à au moins 10 ans, à cause d'importants changements autour des ganglions de la base, au niveau subcortical. Le paramètre du timing de déclenchement de la réaction anticipatoire semble être le dernier à atteindre sa maturité (Assaiante et al., 2005).

1.3.3 Représentation interne et acquisition du mouvement. Le critère le plus important dans le développement du contrôle postural, et plus particulièrement des APA, serait l'expérience que l'on a du mouvement à effectuer (Ledebt et al., 1998). Apprendre une tâche motrice implique la compréhension de cette action et il serait possible, selon les auteurs, de connaître le niveau d'habileté à partir duquel apparaît un FFC dans une tâche donnée.

Westcott et Burtner (2004) avancent que la maturation du FFC est plus tardive que celle du FBC car elle suit l'acquisition du mouvement. Même lors d'une perturbation non-anticipée, leurs sujets génèrent des APA, sous forme de co-contraction musculaire, c'est-à-dire une réduction des degrés de liberté du mouvement, ce qui empêche un contrôle postural efficace. Similairement, Schmitz et ses collaborateurs (2004) estiment que la génération efficace d'APA dépend de l'apprentissage car elle nécessite l'expérience de la perturbation associée au mouvement de compensation. La co-contraction inhibitrice serait progressivement supprimée avec l'amélioration du déclenchement des APA. Selon les auteurs, le système nerveux central est capable d'anticiper le mouvement en construisant un modèle interne du mouvement (copie éférente). Mais cette représentation interne n'est pas innée et demande un certain temps avant d'atteindre sa maturité (pas avant 8 ans selon l'étude ; vers 18 ans selon Mani et al., 2019).

Lorsque des enfants entre 4 et 14 ans sont confrontés à une tâche moins complexe, l'apparition d'un FFC est plus fréquente (Riach & Hayes, 1990). Cela signifierait à nouveau que l'acquisition du mouvement est importante pour la génération d'APA. Hirschfeld et Forssberg (1990) sont arrivés à la même conclusion : si la tâche motrice implique une interaction de plusieurs systèmes, la maturité du contrôle postural est atteinte plus tardivement que si un seul système est soumis à une perturbation. Par exemple, Palluel et ses collaborateurs (2008) ont fait le choix de soumettre à leurs sujets âgés de 8 à 12 ans une tâche motrice peu commune – tendre une jambe vers une cible – pour que leurs résultats ne soient pas liés à l'expérience. Certains enfants n'ont pas réussi le mouvement du premier coup car il demande, selon les auteurs, une représentation interne de la tâche.

Une autre étude sur des bébés âgés de 36 à 48 semaines (moins d'un an) a montré une absence de réponse posturale si le mouvement n'est pas acquis (Sveistrup & Woollacott, 1997). Cependant, avec un entraînement spécifique, ces derniers ont amélioré leur FBC, surtout au niveau de l'activation musculaire et de la co-activation efficace de groupes musculaires, mais aucun changement n'a été observé pour ce qui est du timing de déclenchement de la réponse musculaire. Cela suggère qu'un bébé ne peut pas répondre de manière appropriée à une perturbation avant que le mouvement ne soit véritablement acquis. De manière similaire, dans leur étude sur plus de 150 enfants entre 6 et 12 ans, Peterson, Christou et Rosengren (2006) ont décelé un effet de l'entraînement sous certaines conditions sensorielles. Cela offre quelques pistes sur les effets bénéfiques de l'entraînement de l'équilibre sur le contrôle postural chez les enfants (cf. Wälchli et al., 2018, pour un modèle d'entraînement d'équilibre spécifique aux enfants).

1.3.4 Maturation des systèmes responsables. Les trois grands systèmes du contrôle postural sont le système musculo-squelettique, neuro-musculaire et sensoriel. Ils se développent de manière non-linéaire, à différents rythmes.

Système neuro-musculaire. Un système nerveux central mature est capable de générer rapidement les ressources cognitives nécessaires à un ajustement postural et de stocker des informations sur l'environnement avant la perturbation afin de guider les membres dans leur ajustement (Maki & McIlroy, 2007). L'activité musculaire anticipatoire serait mature dès 7 ans (Girolami et al., 2010) mais le système nerveux traverse une importante phase de transition dans son développement entre 4 et 6 ans (Shumway-Cook & Woollacott, 1985).

Dans leur revue, Assaiante et ses collaborateurs (2005) ont étudié le développement de la stabilisation segmentale, soit le choix des segments anatomiques de référence (e.g., le bassin lors de la marche ou les jambes en position debout). Ils relèvent trois phases principales de développement, qui coïncident à nouveau avec les trois *paliers* cités précédemment. La première, entre 3 et 6 ans, correspond à la stabilisation de la tête afin de garder la stabilité des systèmes visuel et vestibulaire. Après une régression vers l'âge de 6 ans, une seconde phase autour de 7-8 ans permet aux enfants une stabilisation même en cas de différences dans l'environnement (e.g., couloir étroit, obstacles). La dernière phase – la maturité – apparaît quand l'enfant peut stabiliser sa tête dans toutes les positions et que le contrôle est indépendant des structures anatomiques (tête, épaules, bassin).

Système musculo-squelettique. La différence d'équilibre entre adultes et enfants – ainsi qu'entre enfants – est due principalement à des facteurs biomécaniques, en particulier la croissance chez l'enfant qui implique un changement de proportion entre les membres et le tronc

ainsi qu'un changement de masses (Hay & Redon, 1999). Par exemple, l'augmentation de la taille du pied, liée à l'âge et à la croissance, accroît la surface d'appui et ainsi la faculté à conserver l'équilibre (Ledebt et al., 1998). Une étude sur le contrôle postural chez les enfants avance deux critères principaux dans le développement du système musculo-squelettique : les changements morphologiques et le développement de la force musculaire (Westcott & Burtner, 2004). Les auteurs estiment que ce système atteint sa maturité entre 12 et 15 ans.

Il existerait une relation modérée entre la performance en équilibre et les caractéristiques physiques d'enfants entre 6 et 12 ans : ces dernières expliqueraient 20 % de la variabilité de la performance (non-significatif), dont 16 % seulement pour l'âge (significatif) (Peterson et al., 2006). Ce qui suggère qu'environ 80 % de la performance en équilibre est liée à d'autres facteurs que l'âge ou la morphologie de l'enfant.

Systèmes sensoriels et intégration sensorielle. En effet, selon Peterson et de ses collaborateurs, les différences entre enfants, dues à l'immaturation du contrôle postural, proviennent de la maturation en cours des systèmes de traitement de l'information sensorielle (intégration sensorielle) et non de changements physiologiques encore non-acquis. La maturité du système sensoriel implique le développement des systèmes actifs dans le contrôle de la posture, soient le visuel, le vestibulaire et le somato-sensoriel. L'intégration sensorielle est en neuro-physiologie le système global d'analyse des informations sensorielles : réception, modulation et traitement. Un adulte avec un contrôle postural mature utilise en premier lieu le système somato-sensoriel sur une surface stable, puis la vision si la surface est instable ou l'environnement inconnu, et ensuite le système vestibulaire comme référence ou lors d'un conflit entre les deux systèmes précédents (Shumway-Cook & Woollacott, 1985).

Notre système visuel évolue tout au long de la vie, la vision étant le premier sens utilisé lors d'une tâche nouvelle ou dans un environnement inconnu. Une étude chez des enfants entre 6 et 12 ans avance que le système visuel est immature jusqu'à au moins 11 ans (Peterson et al., 2006), alors que d'autres chercheurs estiment que le système visuel est mature vers 10 ans (Stambolieva et al., 2012).

En ce qui concerne le système vestibulaire, des chercheurs avancent qu'il devient le système de référence pour l'intégration sensorielle entre 7 et 10 ans (Westcott & Burtner, 2004). En outre, il aurait presque atteint sa maturité selon les résultats de l'étude. Une autre étude sur plus de 150 enfants entre 6 et 12 ans montre que seuls ceux âgés de 12 ans utilisent les informations vestibulaires comme les adultes (Peterson et al., 2006). La maturité de ce système serait donc plus tardive que le système visuel.

Quant au système somato-sensoriel, il commence à être utilisé dans l'intégration sensorielle vers 4-6 ans et serait mature vers 7-10 ans (Westcott & Burtner, 2004). Similairement, d'autres études montrent une utilisation mature des informations somato-sensorielles entre 6 et 12 ans (Peterson et al., 2006) ou encore à partir de 6 ans (Ledebt et al., 1998).

De même que les paliers cités par Hay et Redon (1999), Shumway-Cook et Woollacott (1985) suggèrent un développement des systèmes sensoriels en trois étapes. Leur étude montre que les enfants sont très dépendants de la vision avant 3 ans (*premier palier*). Ensuite, cette dominance s'estompe entre 4 et 6 ans mais ils ne sont pas encore capables de résoudre un conflit sensoriel en relation à une perturbation (*deuxième palier*). Finalement, ils développent entre 7 et 10 ans la capacité de réguler ces conflits (*troisième palier*).

L'évolution de l'intégration sensorielle est plus complexe. Le développement moteur de l'enfant conduit à une augmentation de la flexibilité motrice, c'est-à-dire une amélioration des synergies entre les différents systèmes du contrôle moteur afin de mieux s'adapter à l'environnement (Hirschfeld & Forssberg, 1992). Mais les auteurs n'avancent pas d'âge quant à la maturité de ce système. Étant le système de traitement global des données sensorielles, il atteindrait sa maturité après les systèmes précédemment cités.

1.4 Objectif du travail

L'objectif de ce travail est de déterminer si le développement du contrôle postural chez les enfants entre 5 et 11 ans, plus particulièrement leur comportement anticipatoire, est influencé par l'âge et, si c'est le cas, de mettre en évidence les paliers de ce développement. Pour ce faire, il convient avant tout de comparer leur réaction à celle des adultes. A cette fin, je comparerai mes résultats avec ceux de Meier (2020), qui a testé des jeunes adultes entre 16 et 30 ans dans des conditions quasi-identiques. La première question de recherche est donc la suivante :

1. Dans des conditions de test similaires, les enfants entre 5 et 11 ans ont-ils des réactions à des perturbations posturales différentes de celles des adultes ?

Ensuite, afin de pouvoir distinguer le comportement anticipatoire (FFC) et compensatoire (FBC), les perturbations ont été divisées en deux facteurs : la *préparation* et l'*ordre* (cf. chapitre 2.2, pour des précisions sur les critères). La préparation inclut trois types de perturbations : *self* (auto-induite), *connu* (prévisible) et *inconnu* (imprévisible). L'ordre se distingue entre *blocked* (direction connue) et *random* (direction inconnue). Ainsi, ces deux facteurs permettent la distinction entre une perturbation anticipée (e.g., *self-blocked*, *connu-blocked*) ou non-anticipée (*inconnu-blocked* et l'ordre *random*).

En cas de différence significative entre adultes et enfants, deux questions supplémentaires de recherche seront traitées :

2. L'âge a-t-il une influence sur l'ordre ? En d'autres termes, l'âge influence-t-il de manière différente le comportement anticipatoire et compensatoire ?
3. L'âge a-t-il une influence sur la préparation ? En d'autres termes, avec un ordre donné et relativement à son âge, la réaction de l'enfant est-elle différente selon la préparation ?

Afin d'examiner scientifiquement ces questions, les hypothèses suivantes seront vérifiées :

1. En comparant les résultats des adultes et des enfants sous conditions identiques, on observe une différence dans leur comportement respectif face à des perturbations posturales. Les enfants entre 5 et 11 ans réagissent différemment des adultes.
2. En séparant les sujets en deux groupes d'âge et en isolant comportement anticipatoire (*self-blocked*) et compensatoire (*self-random*), on observe une influence de l'âge sur l'ordre.
3. En séparant les sujets en différents groupes d'âge et en variant la préparation sous un même ordre (*blocked*), on observe une influence de l'âge sur la préparation.

2 Méthode

2.1 Participants

Pour cette étude, 41 sujets sains (critère d'exclusion: atteintes neurologiques ou déficiences du contrôle moteur) entre 5 et 14 ans ont été testés. Certaines infirmités sont décelées tardivement chez les enfants, c'est pourquoi je peux supposer que quelques-uns de mes sujets ont une IMC, même s'ils sont tous considérés comme à DT car ils n'ont reçu aucun diagnostic dans ce sens. Les données des deux premiers sujets n'ont pas été retenues car le protocole de mesure a dû être adapté après leur passage. En effet, l'étude portant sur des enfants, dont la durée de concentration sur une tâche est inférieure à celle des adultes, le nombre de perturbations posturales sur la plateforme a été réduit. En outre, un enfant a stoppé de lui-même le test car il ne se sentait pas à l'aise sur la plateforme et souhaitait arrêter. Finalement, j'ai décidé de retirer de mon analyse les deux enfants les plus âgés (12 et 14 ans) pour ne retenir que les enfants âgés de 5 à 11 ans.

Ainsi, au total, 36 mesures ont été retenues pour l'analyse (sexe : f = 22, m = 14, âge 8.93 ± 1.89 ans, taille 133 ± 12.8 cm, poids 31.6 ± 10.2 kg). Les enfants ont été choisis en fonction de leur disponibilité et leur intérêt pour l'étude et leurs caractéristiques sportives (e.g., type et fréquence d'une activité) n'ont pas été prises en compte, bien qu'il ait été intéressant de pouvoir les mettre en lien avec les résultats.

Les parents ont signé une fiche de consentement afin d'autoriser la participation de leur-s enfant-s au test et ces derniers ont donné leur accord verbal avant le début des mesures, ceci après avoir reçu les explications quant au déroulement des mesures. Cette étude a été approuvée par la commission d'éthique du canton de Vaud le 21.05.2014.

2.2 Méthodes et instruments

Pour réaliser les tests de réaction à des perturbations posturales (tests PER), une plateforme de perturbation a été utilisée. La machine, composée de deux moteurs (Kollmorgen Servomotor AKM65P-ANCNC-00, Kollmorgen, Radford, VA 24141, USA), engendrait des perturbations sur l'axe A-P et M-L. Pour le facteur préparation, trois types de perturbations étaient induits par l'ordinateur relié à la machine.

1. *Connu* : la plateforme se déplaçait une seconde après un signal sonore, généré toutes les 8 secondes.
2. *Self* : la perturbation était déclenchée directement par l'action du sujet appuyant sur un bouton, après un temps de latence de 8 secondes entre les perturbations.

3. *Inconnu* : la perturbation était engendrée aléatoirement entre 8 et 16 secondes après la précédente. L'expérimentateur ne connaissait pas le moment de déclenchement.

Pour le facteur ordre, chaque type de perturbation était divisé en deux paramètres :

- a. *Blocked* : les sujets connaissaient à l'avance la direction de la perturbation (en arrière, 8 répétitions).
- b. *Random* : la direction de la perturbation n'était pas connue. Sur 15 répétitions, la plateforme se déplaçait aléatoirement en arrière (6x), en avant (3x), à gauche (3x) et à droite (3x). L'expérimentateur ne connaissait pas la direction de la perturbation.

Au total, chaque enfant a subi 69 perturbations, dont 24 en *blocked* et 45 en *random*.

Lors des tests PER, des données EMG (Myon wireless EMG, myonAG, Schwarzenberg, Schweiz) étaient recueillies grâce à trois électrodes placés sur la jambe droite sur le muscle *soleus* (SOL), le *gastrocnemius medialis* (GM) et le *tibialis anterior* (TA). Les données EMG étaient amplifiées (x1000), filtrées en bande passante (10-1000 Hz) et enregistrées avec 2 kHz dans un logiciel (Imago Record, Pfitec, Endingen, Deutschland). En outre, des données cinématiques sur la position du corps étaient enregistrées grâce à la technologie OptiTrack (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) avec 350 images par seconde. Pour cela, les enfants étaient équipés de cinq marqueurs sur la jambe gauche : dos du pied, malléole externe (*malleolus lateralis*), genou (*caput fibulae*) et hanche (*trochanter major* et *spina iliaca anterior superior*).

Suite aux tests PER, l'équilibre des sujets (tests GG) était testé sur une plateforme de force (508*464 mm; OR6-7 Kraftmessplatte; Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA). Les signaux de la plaque de force ont été enregistrés (2 kHz) et étendus (GEN 5, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA). La plateforme enregistrait l'oscillation totale du CdM [cm] durant 30 secondes en cinq différentes positions :

1. *Romberg* : debout sur les deux jambes, les pieds serrés l'un contre l'autre (2x).
2. *Tandem* : debout sur les deux jambes, un pied devant l'autre, c'est-à-dire le talon touchant les orteils (2x).
3. *Sur une jambe* : debout sur une jambe, l'autre ne touchant pas le sol (2x).
4. *Balance 2 jambes* : debout sur les deux jambes, sur la balance (Durchmesser 37 cm, Höhe 9.5 cm, Sport-Thieme, Grasleben, Deutschland), les pieds à la largeur des hanches (2x).
5. *Balance 1 jambe* : debout sur une jambe, sur la balance, le pied posé au milieu de celle-ci, l'autre ne touchant pas le sol ni la balance (2x).

2.3 Protocole

Après avoir donné leur accord oral, les enfants ont pu tout d'abord tester la plateforme de perturbation. Suite à cela, ils ont été équipés avec les trois électrodes et les cinq marqueurs OptiTrack. Il a ensuite fallu vérifier qu'aucun objet brillant (e.g., boucle d'oreilles, collier, marque sur le t-shirt) ne soit capté par les caméras OptiTrack. Selon un ordre aléatoire, chaque sujet s'est vu désigné une suite différente pour les deux facteurs préparation et ordre, pour les tests PER. Entre chaque préparation, une pause a été proposée au sujet. Lors des tests PER, l'enfant était toujours informé sur l'exercice à venir, selon les deux facteurs. Voici les explications fournies pour chaque facteur : préparation :

1. *Connu* : « Une seconde avant que la plateforme ne se déplace, tu pourras entendre un « bip » dans le haut-parleur. »
2. *Self* : « Dès que tu appuies sur le bouton, la plateforme se déplace instantanément. Ensuite, il faut attendre quelques secondes pour que le bouton réagisse à nouveau. »
3. *Inconnu* : « Tu ne sais pas quand la plateforme se déplacera. D'une perturbation à l'autre, cela peut durer entre 8 et 16 secondes. »

Et ordre :

- a. *Blocked* : « La plateforme se déplacera 8 fois en arrière. »
- b. *Random* : « Tu ne sais pas dans quelle direction la plateforme se déplacera. Au total, elle se déplacera 15 fois. »

Voici un exemple d'une suite de perturbations pour un sujet : *connu-blocked*, *connu-random*, *inconnu-random*, *inconnu-blocked*, *self-random*, *self-blocked*. Lors de chaque passage, le sujet devait se tenir droit, regarder un point fixe (cible visuelle) en face de lui et était libre de positionner ses bras comme il le souhaitait.

Une fois les tests PER terminés, les enfants sont descendus de la plateforme et les explications sur les tests GG leur ont été données. En fixant un point devant lui, le sujet devait tenir le plus longtemps possible sans changer de position. Après 30 secondes, le sujet pouvait reposer ces jambes et faire une pause de quelques secondes. Chaque position (voir ci-dessus) a été effectuée deux fois. Un troisième passage était proposé au sujet si les 30 secondes n'avaient pas été atteintes.

2.4 Analyse des données

En ce qui concerne les tests GG, les données seront utilisées pour un autre travail et n'ont donc pas été traitées. Quant aux tests PER, seules les données de mesure des perturbations vers l'arrière ont été utilisées pour l'analyse de données (42 au total par sujet). En effet, pour distinguer

le développement du FBC de celui du FFC, Riach et Hayes (1990) préconisent l'utilisation de perturbations A-P plutôt que M-L car ces dernières engendrent un autre mode de contrôle, celui du cycle de génération de la marche, soumis à un développement différent.

Les données musculaires du muscle soléaire uniquement ont été analysées pour ce travail. Grâce aux électrodes, les paramètres suivants ont pu être traités dans MatLab :

1. Activité EMG moyenne entre 30 et 250 ms après la perturbation [mV]
2. Activité EMG moyenne entre 0 et 500 ms après la perturbation [mV]
3. Début de l'activité EMG [ms], défini comme l'instant auquel est dépassé le seuil correspondant à l'activité EMG moyenne du sujet au repos, cumulée à deux écart-type
4. Activité EMG maximale [mV]
5. Instant de l'activité EMG maximale [ms]
6. Activité EMG moyenne de 1000 à 900 ms avant la perturbation [mV]
7. Activité EMG moyenne de 100 à 0 ms avant la perturbation [mV]

Grâce aux capteurs sur l'autre jambe et à la technologie OptiTrack, les paramètres cinématiques (2D) suivants ont pu être traités dans MatLab :

- a. Angle moyen avant la perturbation (de -500 ms à 0 ms) [°]
- b. Différence maximale mesurée après la perturbation par rapport à l'angle initial [° ; valeur absolue]
- c. Durée entre le début de la perturbation et l'angle maximal mesuré [s]

Chacun de ces trois paramètres a été analysé pour l'articulation de la cheville, du genou ainsi que de la hanche.

Finalement, les données EMG et OptiTrack ont été analysées dans le logiciel statistique Jamovi (Version 1.0.8.0).

2.4.1 Comparaison entre enfants et adultes. Afin de pouvoir comparer les réactions aux perturbations des enfants âgés entre 5 et 11 ans avec celles d'adultes, les résultats d'une étude similaire sur des adultes ont été utilisés. En effet, Meier (2020) a testé des jeunes adultes entre 16 et 30 ans (moyenne : 22.8 ± 3.89 ans) dans des conditions quasi-identiques. Dans la présente étude, du fait que les sujets sont des enfants, le nombre de perturbations a été adapté, en raison de la capacité de concentration réduite des enfants par rapports aux adultes. Les données de tous les enfants ont été analysées sur Jamovi, grâce à un test ANOVA 3x2 avec les deux facteurs préparation (*connu*, *self*, *inconnu*) et ordre (*blocked*, *random*). Si une valeur F significative ($p < 0.05$) était démontrée, un test post-hoc corrigé de Bonferroni était appliqué sur les données, pour déterminer les différences significatives entre les différents facteurs étudiés. Pour illustrer

la corrélation de l'ANOVA, un η^2 -partiel a été utilisé (η^2_p ; peu d'effet : 0.02 ; effet modéré : 0.13 ; effet important : 0.26).

Dans son étude, Meier a obtenu des résultats significatifs dans quatre domaines : activité EMG moyenne de 50 à 0 ms (*100 à 0 ms*) avant la perturbation, début de l'activité EMG, activité EMG moyenne entre 50 et 250 ms (*30 et 250 ms*) après la perturbation et différence maximale mesurée après la perturbation par rapport à l'angle initial sur la cheville. Entre parenthèses et en italique sont indiqués les différences par rapport à la présente étude. Afin de pouvoir comparer les deux résultats, seuls les critères nommés précédemment seront statistiquement analysés.

2.4.2 Influence de l'âge sur l'ordre. Pour déterminer si l'âge a une influence sur l'ordre, j'ai séparé mes sujets en deux groupes distincts : les 18 enfants les plus jeunes (*5-8 ans*) et les 18 enfants les plus âgés (*9-11 ans*). Seules les données *self* ont été analysées afin de pouvoir isoler le FFC (*self-blocked*) du FBC (*self-random*). Les données EMG [mV] ont été normalisées en divisant la valeur obtenue en *self-random* avec celle en *self-blocked*. Une nouvelle variable apparaît, nommée *comportement anticipatoire*. Ces données ont été analysées statistiquement avec un t-test de Student pour deux échantillons indépendants (*5-8 ans* et *9-11 ans*). Les autres données [ms] ont été analysées sur Jamovi grâce à un test ANOVA 2x2 avec les deux facteurs ordre (*blocked* et *random*) et âge (*5-8 ans* et *9-11 ans*).

2.4.3 Influence de l'âge sur la préparation. Seules les données *blocked* ont été analysées pour comparer les préparations entre elles. Les résultats ont été normalisés sur ceux obtenus en *self* en divisant le résultat *connu* (resp. *inconnu*) par celui obtenu en *self*. La nouvelle donnée calculée est nommée *comportement préparatoire*. Les résultats ont ensuite été analysés sur Jamovi grâce à un test ANOVA 2x2 avec les deux facteurs préparation (*connu* et *inconnu*) et âge (*5-8 ans* et *9-11 ans*).

3 Résultats

3.1 Comparaison entre enfants et adultes

Les résultats pour l'activité EMG moyenne entre 30 et 250 ms après la perturbation et la différence maximale mesurée après la perturbation par rapport à l'angle initial sur la cheville ne sont pas présentés car aucune relation significative n'a été obtenue.

3.1.1 Activité EMG moyenne de 100 à 0 ms avant la perturbation. L'activité EMG moyenne [mV] avant la perturbation se distinguait dans la préparation de manière significative ($F(2,70) = 4.587, p = .013, \eta^2_p = .116$). Le test post-hoc corrigé de Bonferroni a montré une différence significative entre la préparation *connu* * *inconnu* ($p = .011$).

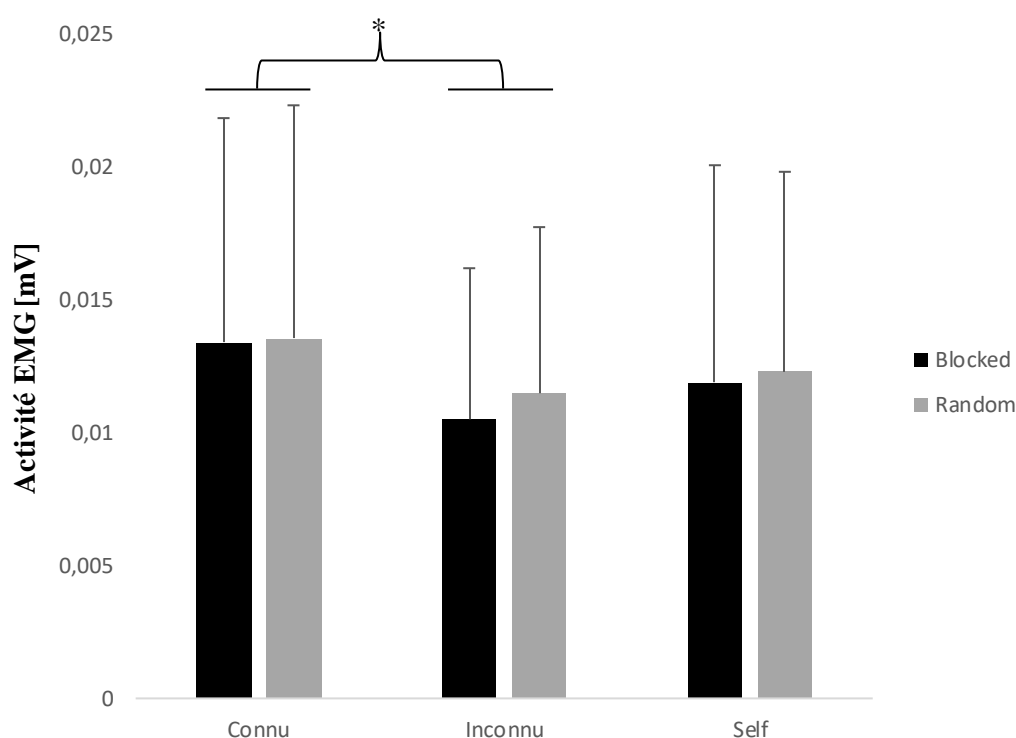


Figure 1. Activité EMG moyenne [mV] de 100 à 0 ms avant la perturbation. Le noir représente la préparation avec l'ordre *blocked*, le gris avec l'ordre *random*. Effet pour la préparation : $p = .011$; * $p < 0.05$.

3.1.2 Début de l'activité EMG. Les résultats indiquaient un effet relativement important de l'ordre sur le début de l'activité EMG [ms] ($F(1,35) = 9.147, p = .005, \eta^2_p = .207$). En effet, le test post-hoc corrigé de Bonferroni a montré une différence significative entre l'ordre *blocked* et *random* ($p = .005$). De même, le début de l'activité EMG se distinguait de manière significative au niveau de la préparation ($F(2,70) = 9.173, p < .001, \eta^2_p = .208$). Le test post-hoc corrigé

de Bonferroni a mis en évidence une différence significative entre *connu* * *inconnu* ($p < .001$) ainsi qu'entre *self* et *inconnu* ($p = .006$).

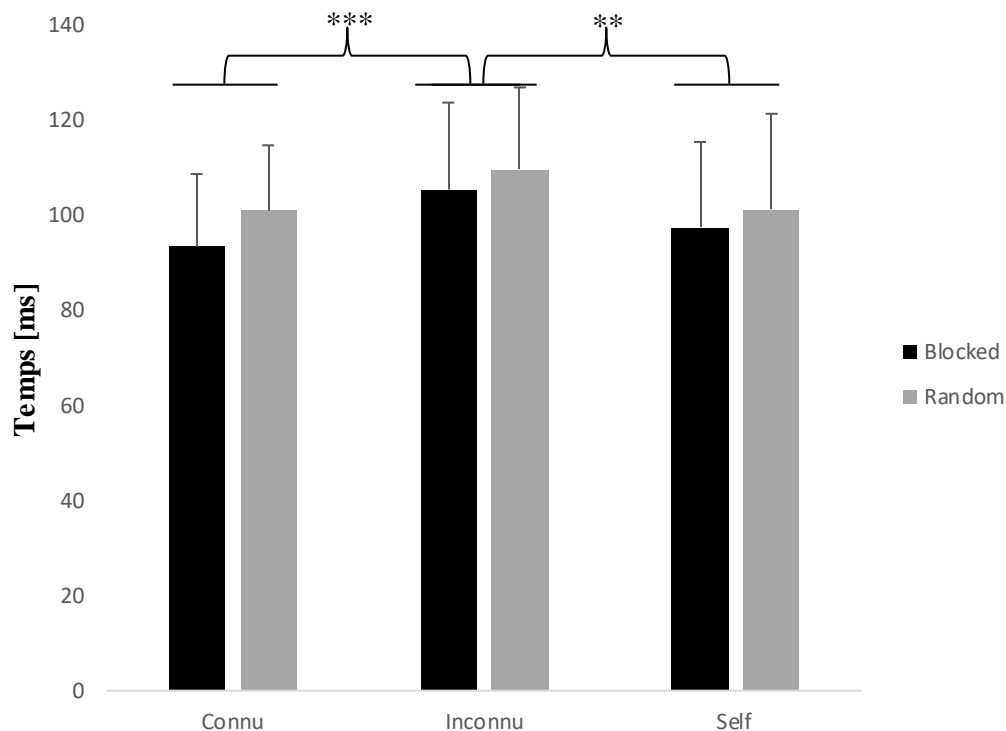


Figure 2. Début de l'activité EMG [ms]. Le noir représente la préparation avec l'ordre *blocked*, le gris avec l'ordre *random*. Effets pour l'ordre : $p = .005$; pour la préparation : $p < .001$; ** $p < .01$; *** $p < .001$.

3.2 Influence de l'âge sur l'ordre

Un unique résultat est ressorti des tests statistiques, soit un effet significativement important de l'âge sur le début de l'activité EMG [ms] ($F(1,17) = 5.2$, $p = .036$, $\eta^2_p = .234$). Le test post-hoc corrigé de Bonferroni a montré une différence significative entre les groupes d'âge 5-8 ans * 9-11 ans ($p = .036$) (cf. figure 3). Les autres critères n'ont pas montré de relation significative. Pour étayer ce résultat sur le début de l'activité EMG, les graphiques qui suivent montrent la relation entre l'âge et le début de l'activité EMG en *self-blocked* uniquement (cf. figure 4) et la tendance du comportement anticipatoire en fonction de l'âge (cf. figure 5).

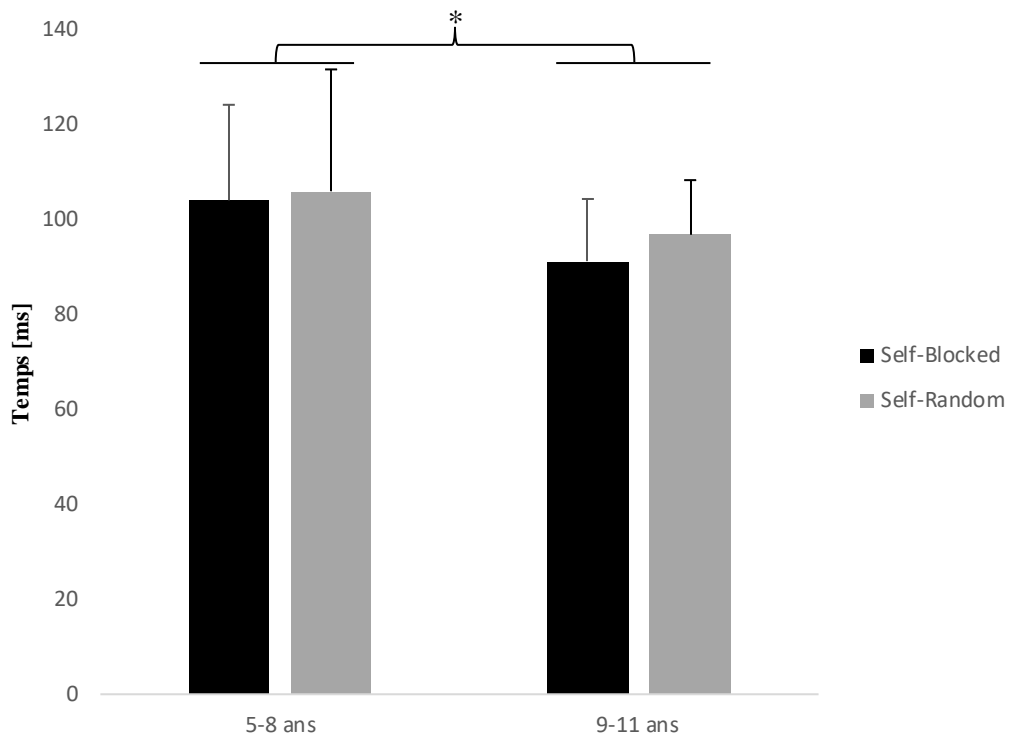


Figure 3. Début de l'activité EMG [ms] en préparation *self*. Le noir représente les résultats de chaque groupe d'âge avec l'ordre *blocked*, le gris avec l'ordre *random*. Effet pour l'âge : $p = .036$; * $p < 0.05$.

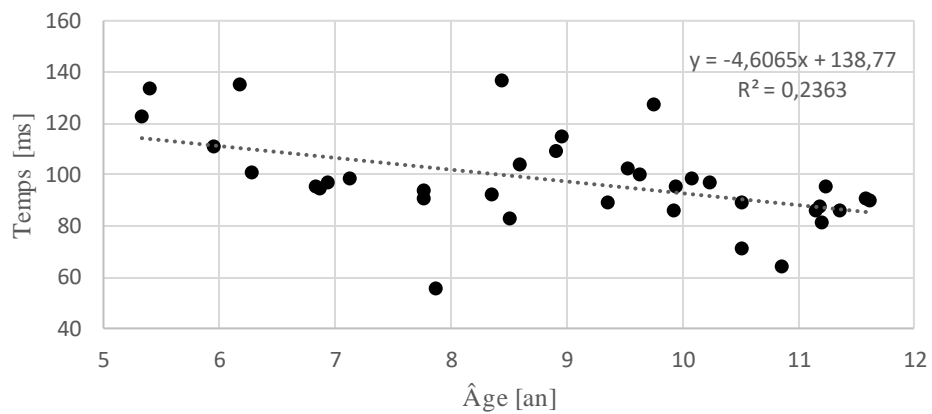


Figure 4. Début de l'activité EMG [ms] en *self-blocked*. Chaque point représente un enfant, plus précisément son âge et son résultat. La droite en pointillés représente la corrélation linéaire entre l'âge et le résultat. $R^2 = 0.2363$ signifie que 23% de la variance du début de l'activité EMG est expliquée par l'âge.

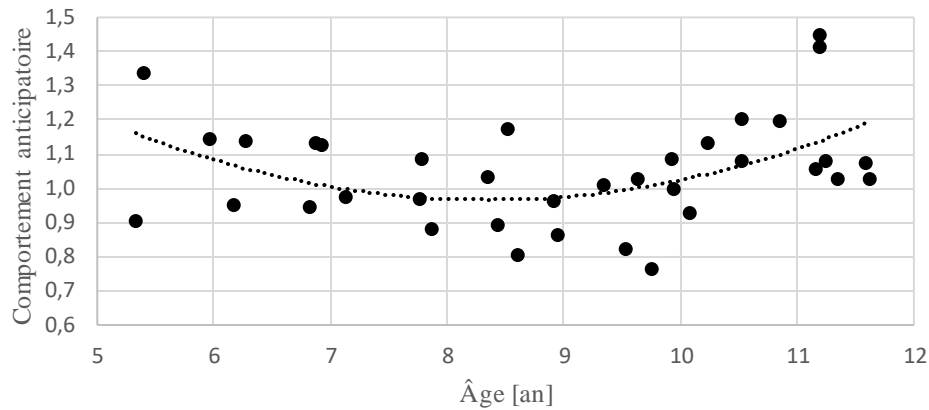


Figure 5. Comportement anticipatoire sous la préparation *self*. Normalisation du début de l'activité EMG sur le critère *blocked* (*random* / *blocked*). Chaque point représente un enfant, en fonction de son âge et de son comportement anticipatoire. La courbe en pointillés représente la relation polynomiale (ordre 2) entre l'âge et le résultat. Aucune différence entre *random* et *blocked* : valeur sur l'axe vertical = 1 ; début de l'activité EMG plus rapide en *random* : valeur < 1 ; début de l'activité EMG plus rapide en *blocked* : valeur > 1.

3.3 Influence de l'âge sur la préparation

Aucun effet de l'âge sur la préparation n'a été trouvé. En revanche, on retrouve une différence significative entre les résultats sous la préparation *connu* et *inconnu*. Ce résultat est aussi observable dans la figure 2 et sous une forme différente dans les figures 6 à 8.

3.3.1 Activité EMG moyenne entre 0 et 500 ms après la perturbation. L'activité EMG moyenne [mV] après la perturbation se distinguait dans la préparation de manière significative ($F(1,17) = 5.429$, $p = .032$, $\eta_p^2 = .242$). Le test post-hoc corrigé de Bonferroni a montré une différence significative importante entre la préparation *connu* * *inconnu* ($p = .032$).

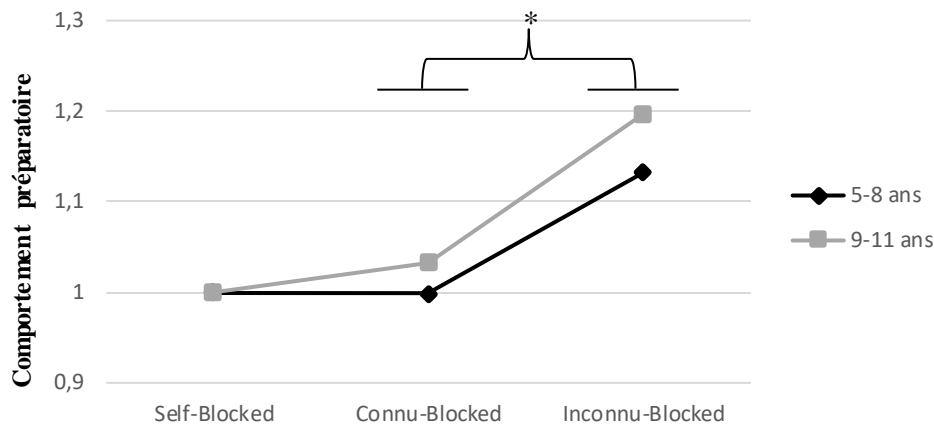


Figure 6. Comportement préparatoire sous les différentes préparations dans l'ordre *blocked*. Normalisation sur *self-blocked* (= 1). Une valeur supérieure (resp. inférieure) à 1 indique une activité EMG moyenne supérieure (resp. inférieure) à celle en *self-blocked*. Le noir représente le groupe d'âge 5-8 ans et le gris le 9-11 ans. Effet pour la préparation : $p = .032$; * $p < .05$.

3.3.2 Début de l'activité EMG. Le début de l'activité EMG [ms] se distinguait dans la préparation de manière significative ($F(1,17) = 38.25$, $p < .001$, $\eta^2_p = .692$). Le test post-hoc corrigé de Bonferroni a montré une différence significative très importante entre la préparation *connu* * *inconnu* ($p < .001$).

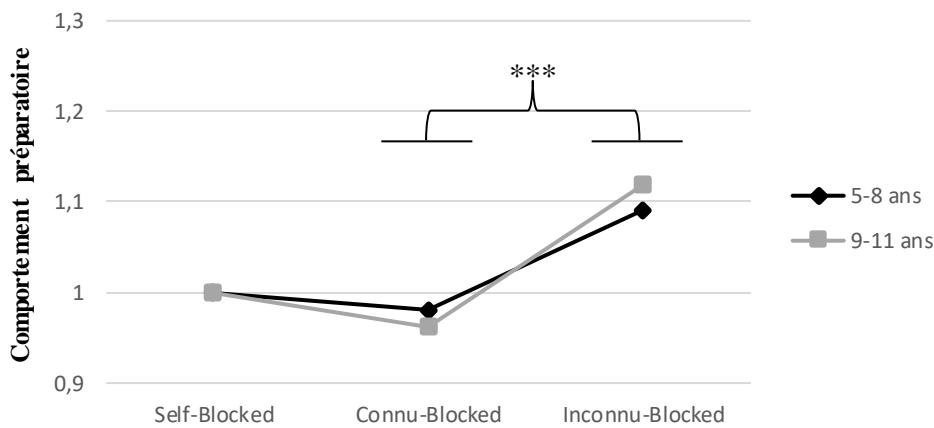


Figure 7. Comportement préparatoire sous les différentes préparations dans l'ordre *blocked*. Normalisation sur *self-blocked* (= 1). Une valeur supérieure (resp. inférieure) à 1 indique un début d'activité EMG plus tardif (resp. plus précoce) que celui en *self-blocked*. Le noir représente le groupe d'âge 5-8 ans et le gris le 9-11 ans. Effet pour la préparation : $p < .001$; *** $p < .001$.

3.3.3 Activité EMG moyenne de 100 à 0 ms avant la perturbation. L'activité EMG moyenne [mV] avant la perturbation se distinguait dans la préparation de manière significative ($F(1,17) = 8.192, p = .011, \eta^2_p = .325$). Le test post-hoc corrigé de Bonferroni a montré une différence significative importante entre la préparation *connu* * *inconnu* ($p = .011$).

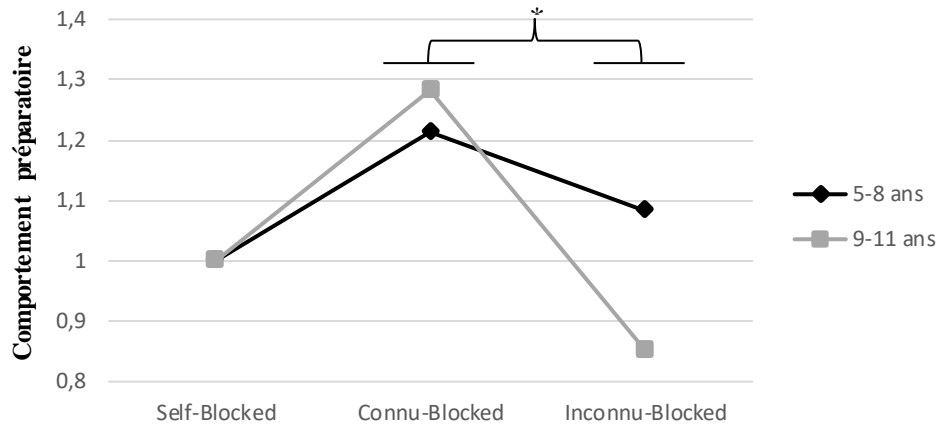


Figure 8. Comportement préparatoire sous les différentes préparations dans l'ordre *blocked*. Normalisation sur *self-blocked* (= 1). Une valeur supérieure (resp. inférieure) à 1 indique une activité EMG moyenne supérieure (resp. inférieure) à celle en *self-blocked*. Le noir représente le groupe d'âge 5-8 ans et le gris le 9-11 ans. Effet pour la préparation : $p = .011$; * $p < .05$.

4 Discussion

Le but de ce chapitre est d'analyser les résultats obtenus afin de répondre aux questions posées dans l'introduction. Ainsi, il s'agit de comparer l'activité musculaire des adultes et des enfants en réponse à une perturbation posturale. Ensuite, afin de comprendre l'évolution du comportement anticipatoire et compensatoire des enfants, ces derniers ont été séparés en deux groupes d'âge distincts et les résultats de chacun des groupes ont été analysés. L'influence de l'âge sur l'ordre, d'une part, et sur la préparation, d'autre part, sera discutée.

4.1 Comparaison entre enfants et adultes

Pour comparer le comportement postural des enfants avec celui des adultes, je me suis basé sur l'étude de Meier (2020), réalisée dans des conditions très similaires à celles de mon étude. Des résultats significatifs dans deux critères ont ainsi pu être comparés : l'activité EMG moyenne avant la perturbation et le début de l'activité EMG. D'après les résultats présentés au chapitre 1.3, selon lesquels la maturité du système de contrôle postural serait atteinte vers 10 ans, respectivement 12 et 13 ans (Westcott & Burtner, 2004 ; respectivement Palluel et al., 2008 et Verbecque et al., 2016), une différence entre adultes et enfants était attendue.

4.1.1 Perturbations posturales de source externe. Les tests sur l'activité EMG moyenne du muscle soléaire avant la perturbation (100 à 0 ms) ont montré chez les enfants une activité significativement plus élevée sous la préparation *connu* par rapport à la préparation *inconnu*. Entre les préparations *connu* et *self*, la différence n'était pas significative mais une tendance à une activité plus élevée pour la préparation *connu* a été observée (cf. figure 1). Ainsi, quand les enfants sont soumis à un signal sonore une seconde avant la perturbation, qu'elle soit anticipée (*blocked*) ou non-anticipée (*random*), leur préparation musculaire est plus intense que dans toutes les autres conditions. Cependant, cette dernière n'est pas pour autant adaptée à la perturbation à venir. En effet, un écart-type relativement important dans la condition *connu*, d'une part, et une absence de différence entre les conditions *connu-blocked* et *connu-random*, d'autre part, ont été observés. Ce résultat peut être mis en lien avec les recherches de Mani et ses collaborateurs (2019), qui ont montré que les enfants entre 5 et 8 ans (i.e. la moitié des sujets de cette étude) génèrent trop d'APA lors d'une perturbation. Les auteurs nomment cette phase surcompensation. Cela expliquerait les grandes variations inter-individuelles (i.e. les écarts-types) obtenues. De la même manière, Hay et Redon (1999), estiment qu'une perturbation anticipée et prévisible mais de source externe (e.g., *connu-blocked*) empêche l'apparition d'APA

appropriés pour contrôler le mouvement. Les auteurs supposent que les enfants de moins de 10 ans ne sont pas encore capables d'adapter l'amplitude des APA générés, ni de contrôler leur timing de déclenchement. Cette incapacité à générer des APA adaptés à la perturbation expliquerait la réaction identique des enfants en *connu-blocked* et en *connu-random*, malgré le caractère anticipatoire de la condition *connu-blocked*. Ainsi, les enfants entre 5 et 11 ans ne seraient pas encore capables de générer des APA appropriés à une perturbation anticipée de source externe.

Chez les adultes, en revanche, l'activité EMG moyenne avant la perturbation (50 à 0 ms) sous la condition *connu* n'était pas significativement plus importante que sous les autres conditions (Meier, 2020). En outre, une différence a été observée entre les conditions *connu-blocked* et *connu-random* mais elle ne s'est pas révélée être significative, après les tests post-hoc. Cette tendance souligne néanmoins une différence dans le comportement des adultes, qui seraient capables de tirer profit de la condition *connu-blocked* pour générer des APA appropriés. En effet, Meier a obtenu une différence significative entre *connu-blocked* et *connu-random* en mesurant la différence maximale de l'angle de la cheville, mesurée après la perturbation par rapport à l'angle initial. Toutefois, chez les enfants, aucune différence significative n'a été observée dans les mesures d'angles.

4.1.2 Perturbations posturales auto-induites. Meier a également observé dans son étude une différence significative pour l'activité EMG moyenne avant la perturbation (50 à 0 ms) en préparation *self*. En effet, l'activité EMG moyenne était plus élevée en *self-blocked* qu'en *self-random*. L'auteure l'explique par le fait que le système nerveux central (SNC) peut se préparer de manière complète et adaptée à une perturbation anticipée en *self-blocked*, alors qu'en *self-random*, les APA sont générés sous la forme d'une co-contraction unidirectionnelle des muscles agonistes et antagonistes. Chez les enfants, au contraire, les résultats ont montré une activité EMG préparatoire (100 à 0 ms avant la perturbation) similaire voire plus faible en *self-blocked* qu'en *self-random* (cf. figure 1). Effectivement, selon Westcott et Burtner (2004), les enfants génèrent des APA lors d'une perturbation non-anticipée (e.g., *self-random*) mais cette co-contraction musculaire réduit les degrés de liberté du mouvement et empêche un contrôle postural efficace. Schmitz et ses collaborateurs (2004) en sont arrivés à la même conclusion et estiment que l'amélioration du déclenchement des APA dépend de l'expérience du mouvement et que cette représentation interne est immature chez les enfants de moins de 8 ans – et mature vers 18

ans (Mani et al., 2019). Cette différence supplémentaire avec les adultes coïncide avec les résultats de Hay et Redon (1999), selon qui le comportement lors d'une perturbation auto-induite n'est pas semblable à celui des adultes avant l'âge de 10.5 ans.

4.1.3 Perturbations posturales imprévisibles. Les résultats sur le début de l'activité EMG du muscle soléaire ont montré une réaction significativement plus tardive dans la préparation *inconnu* par rapport aux préparations *connu* et *self* (cf. figure 2). Ainsi, les enfants de cette étude ont réagi plus tardivement quand la perturbation était imprévisible. En outre, comme l'ont montré les résultats sur l'activité avant la perturbation (cf. figure 1), leur activité musculaire était également plus faible sous la préparation *inconnu*. Les résultats de Meier (2020) montrent que les réactions des enfants et des adultes sont similaires. En effet, les adultes ont réagi de manière significativement plus tardive sous la condition *inconnu*. Ce résultat pourrait être expliqué par le fait que le SNC doit réagir à une perturbation non-anticipée sans que des APA ne soient générés et le FBC est donc le seul système mis à contribution, à l'inverse d'une perturbation anticipée, où le SNC choisit la stratégie appropriée grâce à l'activation du FFC (Hay & Redon, 1999). Ce résultat montre ainsi une similitude entre les réactions compensatoires des enfants et des adultes. On pourrait expliquer ce résultat par le fait que le système du FBC est mature avant le FFC, comme le suggèrent la majorité des scientifiques qui ont étudié le développement des deux systèmes de contrôle de l'équilibre (Assaiante et al., 2005 ; Haas et al., 1989 ; Hay & Redon, 1999 ; Schmitz et al., 2002 ; Westcott & Burtner, 2004).

4.2 Influence de l'âge entre 5 et 11 ans

La comparaison avec les adultes a montré que les enfants et les adultes ont des réactions parfois similaires et parfois différentes à des perturbations posturales, selon si les conditions sont anticipées ou non-anticipées. La distinction des sujets en deux groupes d'âge distincts permet d'approfondir ces différences et ces similitudes et de comparer les réactions anticipatoires et compensatoires des enfants âgés de 5 à 8 ans à ceux entre 9 et 11 ans, en déterminant si l'âge a une influence sur l'ordre et sur la préparation.

4.2.1 Perturbations posturales auto-induites. Les résultats sur le début de l'activité EMG en préparation *self* ont montré une différence significative entre les deux groupes d'âge (cf. figure 3). En effet, les enfants entre 5 et 8 ans réagissent significativement plus tardivement que les enfants entre 9 et 11 ans, que la perturbation soit anticipée (*self-blocked*) ou non-anticipée (*self-random*). En outre, l'écart-type chez les 5-8 ans est plus important que chez les 9-11 ans. Ainsi,

les enfants plus âgés de cette étude ont un comportement anticipatoire mieux adapté lors d'une perturbation auto-induite. Ce résultat pourrait être expliqué par le fait que les enfants plus jeunes génèrent des APA mais ceux-ci sont disproportionnés et non-adaptés à la perturbation auto-induite. Ils concordent effectivement avec ceux de Hay et Redon (1999), qui ont mis en évidence les fortes variations inter-individuelles chez les enfants entre 6 et 8 ans, en raison d'un surcontrôle de la posture, dû à l'immaturité du FFC. Selon les auteurs, les variations diminuent entre 8 et 10.5 ans, ce qui pourrait expliquer la réaction à la perturbation plus précoce chez les enfants plus âgés.

On observe également une différence plus importante entre les ordres *blocked* et *random* chez les enfants plus âgés, sans que celle-ci soit significative. Cela pourrait signifier que les enfants entre 9 et 11 ans s'adaptent mieux à une perturbation anticipée (*self-blocked*) que les plus jeunes. En effet, selon Westcott et Burtner (2004), la maturité du système anticipatoire serait atteinte entre 9 et 12 ans. C'est pourquoi les enfants entre 9 et 11 ans sont plus à même d'utiliser le FFC pour adapter la réaction posturale à la perturbation anticipée auto-induite.

Les données du début de l'activité EMG sous la condition *self-blocked* ont montré une influence de l'âge sur le comportement anticipatoire (cf. figure 4). En effet, 23% de la variabilité du début de l'activité EMG est expliqué par le facteur âge. Ce résultat peut être mis en relation avec celui de Peterson et ses collaborateurs (2006), selon qui l'âge explique 16% de la performance en équilibre. Néanmoins, nombre d'autres facteurs sont responsables du développement du contrôle postural et, plus particulièrement, des APA : la coordination entre FBC et FFC (cf. chapitre 1.3.2), la maturation des systèmes responsables du maintien de la posture (cf. chapitre 1.3.4) et le plus important selon les recherches de Ledebt et ses collègues (1998), la représentation interne du mouvement (cf. chapitre 1.3.3).

4.2.2 Paliers du développement. En considérant toutes les données obtenues en préparation *self* et en normalisant le début de l'activité EMG sur le critère *blocked*, un palier du développement a pu être mis en évidence (cf. figure 5). Les enfants entre 8 et 9 ans ont réagi plus tardivement aux perturbations en *self-blocked* qu'en *self-random*, par rapport aux enfants plus jeunes et plus âgés. Ainsi, un palier de régression du comportement anticipatoire est apparu vers 8-9 ans, suivi d'une amélioration dès 9 ans. Cependant, le nombre restreint de sujets dans la tranche d'âge 8-9 ans (6) ainsi que le peu de sujets entre 5 et 8 ans (12) ne permettent pas d'admettre la significativité de ce résultat. C'est malgré tout une tendance que l'on peut mettre en lien avec d'autres résultats, notamment ceux de Verbecque et ses collaborateurs (2016), qui ont remarqué une phase développementale importante autour de 8 ans, se manifestant par une régression des

capacités anticipatoires. Cette régression serait liée au fait qu'à cet âge, la croissance de l'enfant est maximale alors que son poids ne change que très peu (Stambolieva, Marinov, Kolev, & Gatev, 2012). De même, l'amélioration observée dès l'âge de 9 ans chez les sujets de cette étude peut être expliquée par la maturité du système de contrôle anticipatoire, atteinte entre 9 et 12 ans (Westcott & Burtner, 2004).

4.2.3 Influence de l'âge sur la préparation. Aucun résultat significatif n'a été trouvé pour ce qui est de l'influence de l'âge sur la préparation. Cependant, il est intéressant de constater la différence significative entre les conditions *connu-blocked* et *inconnu-blocked* car elle illustre la dissemblance entre le fonctionnement du FFC et du FBC. En effet, la perturbation *connu-blocked* est de type anticipé et prévisible alors que la perturbation *inconnu-blocked* est de type non-anticipé.

Les figures 6 et 7 montrent une réaction similaire sous les conditions *self-blocked* et *connu-blocked* pour les deux groupes d'âge. De plus, autant pour l'activité EMG moyenne après la perturbation (0 à 500 ms) (cf. figure 6) que pour le début de l'activité EMG (cf. figure 7), elles illustrent toutes les deux une différence significative entre *connu* et *inconnu* sous l'ordre *blocked*. En effet, sous la préparation *inconnu*, les sujets ont réagi plus tardivement et ont développé une activité musculaire avant la perturbation (resp. après) inférieure (resp. supérieure) par rapport à la préparation *connu*. Cela montrerait qu'à partir de 5 ans déjà, des APA sont présents et utilisés chez les enfants lors d'une perturbation anticipée. Ce résultat correspond à celui d'autres études, qui ont démontré l'apparition d'APA dès 2.5 ans (Ledebt et al., 1998) ; dès 3 ans (Hay & Redon, 1999, 2001) ; dès 4 ans (Haas et al., 1989 ; Riach & Hayes, 1990 ; Malouin & Richards, 2000 ; Schmitz et al., 2002). La différence entre *connu* et *inconnu* sous l'ordre *blocked* serait donc due à une génération d'APA appropriés à la perturbation *connu-blocked*.

Les résultats pour l'activité EMG moyenne de 100 à 0 ms avant la perturbation ont également montré une différence significative entre *connu* et *inconnu* sous l'ordre *blocked* (cf. figure 7). Néanmoins, ils montrent également que les enfants ont eu une réaction musculaire avant la perturbation plus importante en *connu* qu'en *self* (résultat non-significatif). En effet, Hay et Redon (1999), estiment qu'une perturbation anticipée et prévisible mais de source externe (i.e. *connu-blocked*) empêche l'apparition d'APA pour contrôler le mouvement. Ce résultat expliquerait la différence entre *self-blocked* et *connu-blocked*.

5 Conclusion

Le but de ce travail était d'étudier le développement du contrôle postural chez les enfants entre 5 et 11 ans et plus particulièrement leur comportement anticipatoire ainsi que l'influence de l'âge sur ce dernier. Les résultats obtenus ont permis tout d'abord de mettre en évidence la différence de comportement entre les enfants et les adultes grâce à la comparaison avec l'étude de Meier (2020). En effet, au contraire des adultes, ils n'ont pas été capables de générer des APA appropriés en réponse à une perturbation posturale anticipée, qu'elle soit de source externe (*connu-blocked*) ou auto-induite (*self-blocked*). Cependant, lors d'une perturbation non-anticipée (*inconnu*), les réactions compensatoires des adultes et des enfants étaient similaires car ils réagissaient tous de manière plus tardive quand la perturbation était imprévisible. Ainsi, le développement du FBC et du FFC ont pu être isolés et il semblerait que la maturité du FBC soit atteinte avant celle du FFC, ce qui expliquerait la similitude entre les enfants et les adultes.

Ensuite, en séparant les enfants en deux groupes d'âge (5-8 ans et 9-11 ans), une influence de l'âge sur le comportement anticipatoire a été observée. En effet, les plus âgés avaient une meilleure capacité à s'adapter à une perturbation auto-induite que les plus jeunes, en générant des APA mieux appropriés à la situation. Toutefois, le développement du comportement anticipatoire chez les enfants entre 5 et 11 ans ne semble pas être linéaire car un palier de régression a été mis en évidence entre les deux groupes d'âge. Les enfants entre 8 et 9 ans ont eu davantage de difficultés à s'adapter à une perturbation anticipée. Cependant, un nombre plus élevé de sujets ou une différence d'âge moins importante aurait permis d'obtenir davantage de résultats significatifs. En effet, de nombreux critères ont été étudiés mais relativement peu de résultats significatifs obtenus.

En outre, j'ai remarqué que la performance sur la plateforme de force aurait pu être corrélée avec l'activité physique pratiquée par certains enfants. Effectivement, les enfants pratiquant une activité gymnique impliquant l'utilisation régulière des ressources d'équilibre (e.g., cirque, gymnastique) ou une activité sportive régulière semblaient plus à l'aise que les enfants moins actifs. Il serait intéressant lors d'une future étude ou lors de l'analyse des tests d'équilibre de prendre en compte ce critère, afin de mieux connaître la relation entre l'activité pratiquée, sa fréquence et les performances en équilibre. Cela permettrait de prévenir de manière plus efficace les blessures liées à des chutes chez les enfants en accordant une importance particulière à une activité sportive régulière. Il s'agit d'un facteur important sur lequel il est possible d'agir, contrairement aux autres facteurs influençant le comportement postural de l'enfant, comme l'âge ou la maturation des systèmes responsables du maintien de la posture.

Bibliographie

- Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., & Schmitz, C. (2005). Development of Postural Control in Healthy Children: A Functional Approach. *Neural Plast*, 12(2-3), 109-118.
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2010). Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Exp Brain Res*, 205, 153–165.
- Haas, G., Diener, H. C., Rapp, H., & Dichgans, J. (1989). Development of feedback and feedforward control of upright stance. *Dev Med Child Neurol*, 31(4), 481-488.
- Hay, L., & Redon, C. (1999). Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Exp Brain Res*, 125(2), 153-162.
- Hay, L., & Redon, C. (2001). Development of postural adaptation to arm raising. *Exp Brain Res*, 139, 224–232.
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 6(1), 32-42.
- Hirschfeld, H., & Forssberg, H. (1992). Development of Anticipatory Postural Adjustments During Locomotion in Children. *J Neurophysiol*, 68(2), 542-550.
- Kirshenbaum, N., Riach, C. L., & Starkes, J. L. (2001). Non-linear development of postural control and strategy use in young children: a longitudinal study. *Exp Brain Res*, 140(4), 420-431.
- Ledebt, A., Bril, B., & Brenière, Y. (1998). The build-up of anticipatory behaviour. Analysis of the development of gait initiation in children. *Exp Brain Res*, 120, 9-17.
- Liu, W., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory Postural Adjustments in Children with Cerebral Palsy and Children with Typical Development. *Pediatr Phys Ther*, 19, 188-195.
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2007). Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. *J Neural Transm (Vienna)*, 114(10), 1279-1296.
- Malouin, F., & Richards, C. L. (2000). Preparatory adjustments during gait initiation in 4–6-year-old children. *Gait & Posture*, 11, 239 – 253.
- Mani, H., Miyagishima, S., Kozuka, N., Kozuka, Y., Takeda, K., & Asaka, T. (2019). Development of postural control during single-leg standing in children aged 3–10 years. *Gait & Posture*, 68, 174–180.
- Meier, N. (2020). *Einfluss der Präparation und Reihenfolge auf die antizipativen und kompensatorischen posturalen Anpassungen zur Reaktion auf posturale Störungen bei jungen Erwachsenen* (travail de master non publié). Université de Fribourg, Suisse.

- Mills, R. S., & Sveistrup, H. (2018). Kinematics and postural muscular activity during continuous oscillating platform movement in children and adolescents. *Exp Brain Res*, 236, 1479–1490.
- Palluel, E., Ceyte, H., Olivier, I., & Nougier, V. (2008). Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: Effects of age, segmental acceleration and sensory context. *Clin Neurophysiol*, 119, 2546–2554.
- Peterson, M. L., Christou, E., & Rosengren, K. S. (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait & Posture*, 23(4), 455-463.
- Riach, C. L., & Hayes, K. C. (1990). Anticipatory postural control in children. *J Mot Behav*, 22(2), 250-266.
- Schmitz, C., Martin, N., & Assaiante, C. (2002). Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age. *Exp Brain Res*, 142, 354–364.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: Postural control from a development perspective. *J Mot Behav*, 17(2), 131-147.
- Stambolieva, K., Marinov, E., Kolev, O., & Gatev, P. (2012). Age- and gender-related changes in the postural stability of healthy children. *Compt rend Acad bulg Sci*, 65(5), 623-630.
- Sveistrup, H., & Woollacott, M. H. (1997). Practice modifies the developing automatic postural response. *Exp Brain Res*, 114(1), 33-43.
- Verbecque, E., Vereeck, L., & Hallemans, A. (2016). Postural sway in children: A literature review. *Gait & Posture*, 49, 402-410.
- Wälchli, M. (2018). *The effect of child-oriented balance train with a special focus on compensatory postural responses to anticipated and non-anticipated perturbations* (dissertation non publiée). Université de Fribourg, Suisse.
- Wälchli, M., Keller, M., Ruffieux, J., Mouthon, A., & Taube, W. (2018). Age-dependent adaptations to anticipated and non-anticipated perturbations after balance training in children. *Hum Mov Sci*, 59, 170-177.
- Westcott, S. L., & Burtner, P. A. (2004). Postural control in children: implications for pediatric practice. *Phys Occup Ther Pediatr*, 24(1-2), 5-55.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*, 75(6), 2334-2343.

Remerciements

Par la présente, je tiens à remercier tous les parents et les enfants qui ont accepté de donner leur temps pour cette étude, généralement durant leur temps libre, vacances ou congés, ou en dehors des heures de classe. Un grand merci spécialement aux enfants, pour leur patience, leur spontanéité et leurs questions surprenantes et leur intérêt.