

L'effet des propriétés des perturbations sur la modulation spinale

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

déposé par

Arnaud Helfer

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. rer. nat. Michael Wälchli

Fribourg, mai 2021

Table des matières

Résumé	3
1 Introduction	4
1.1 Contrôle postural	4
1.2 Réflexe H.....	7
1.3 Recherches actuelles	9
1.4 Objectifs du travail.....	15
2 Méthode	17
2.1 Sujets.....	17
2.2 Expérience	17
2.3 Perturbations.....	19
2.4 PNS	20
2.5 EMG.....	21
2.6 OptiTrack	21
2.7 Analyse de données	21
2.8 Statistique	22
3 Résultats.....	24
3.1 EMG.....	24
3.2 RESP.....	24
3.3 Angle des chevilles	26
3.4 Réflexe H.....	29
4 Discussion	34
4.1 Activité musculaire	34
4.2 Angle des chevilles	35
4.3 Amplitude du réflexe H selon les différentes conditions	37
5 Conclusion	40
Bibliographie.....	42
Remerciements.....	44

Résumé

Introduction : Actuellement, ce que nous savons du réflexe H est que celui-ci a une amplitude plus élevée lors de mouvements de translation et dépend de l'anticipation de la perturbation. Notre travail consistait de ce fait à étudier le réflexe H sous différentes conditions de vitesse, longueur et direction, de manière aléatoire ou non.

Méthode : 30 sujets effectuaient 4 conditions réparties aléatoirement entre chaque sujet. Ces conditions différaient en longueur (courte ou longue) et en vitesse (lente ou rapide). Chaque condition comportait 15 mouvements de translation, 15 de rotation et 25 aléatoires (soit rotation, soit translation). A chaque perturbation, un stimulus induisait ou non le réflexe H du muscle soléaire, soit avant la perturbation, soit juste après. L'activité musculaire et l'angle des chevilles étaient également mesurés afin de voir s'ils affectent le réflexe H.

Résultats : Très peu de différence significative a été trouvée entre les mouvements de translation et de rotation ou entre les différentes conditions. Toutefois, nous avons trouvé des différences significatives entre les mouvements anticipés et les mouvements non anticipés pour les rotations ($F_{1, 24} = 6.48$, $p = 0.018$, $\eta^2_p = 0.213$) et pour les translations ($F_{1, 24} = 5.179$, $p = 0.032$, $\eta^2_p = 0.177$).

Discussion : Les résultats démontrent peu de différence entre les conditions. Cependant, nous avons pu constater que le réflexe H était sensible à la direction de la perturbation alors que la contraction musculaire était sensible à l'amplitude du mouvement. La prédictibilité des perturbations entraînait une ampleur du réflexe H et de la contraction musculaire moins grande que lorsque la perturbation était inconnue. Aucune différence entre les rotations et les translations n'a été trouvée. Cependant, le réflexe H des rotations est légèrement plus ample pour les mouvements prédits alors qu'il se trouve être plus petit, pour les mêmes mouvements, chez les translations.

Conclusion : Aucune différence n'a été mesurée pour le réflexe H entre les conditions et que très peu de différence n'a été trouvée entre les translations et les rotations. L'activité musculaire est plus ample lors des mouvements non anticipés alors que pour le réflexe H, les résultats sont partagés.

1 Introduction

Depuis de nombreuses années, les chercheurs tentent de comprendre le corps humain et tous ses secrets. Le contrôle de la posture, les mouvements et les réflexes font partie de ces recherches et posent de nombreuses questions aux scientifiques. De part ces interrogations, la compréhension du système neuromusculaire avance petit à petit malgré le fait qu'il reste une grande part d'ombre.

1.1 Contrôle postural

Le contrôle postural permet aux êtres humains de se mouvoir dans l'espace et de se maintenir en équilibre. Selon Ivanenko et Gurfinkel (2018), la posture est maintenue par la contraction des muscles toniques qui agissent contre la gravité tout en stabilisant la position dans l'espace des segments du corps. Cependant, des lésions du système nerveux central peuvent profondément modifier la posture d'une personne.

Selon Massion (1998), la posture de référence est la posture debout, en équilibre. Celle-ci permet de contrer la gravité terrestre. La position des segments du corps par rapport au vecteur gravitationnel vertical sont contrôlées par des réflexes qui permettent de maintenir ou de rétablir une posture de base, en l'occurrence, la position debout pour l'être humain. Une autre fonction de la posture que nous donne Massion (1998) est la perception avec le monde extérieur. L'orientation des segments du corps, comme par exemple la tête, le tronc et l'avant-bras, permettent de calculer la position d'objets autour de nous afin de pouvoir les attraper.

La posture est en relation étroite avec le mouvement. Massion (1998) nous dit que la posture est la base sur laquelle les mouvements sont organisés et exécutés. En effet, la fonction première de la posture est une fonction antigravité qui permet de fournir le soutien mécanique nécessaire aux mouvements. De ce fait, la rigidité des articulations doit être ajustée dynamiquement afin d'avoir un soutien au mouvement. De plus, l'équilibre doit être maintenu pendant le mouvement. Enfin, la posture est une référence pour l'organisation du mouvement qui doit en premier lieu repérer la position des segments du corps comme nous l'avons déjà vu avec la tête et le tronc.

1.1.1 L'équilibre statique. L'équilibre statique représente l'équilibre en station debout pour un être humain. Il s'agit d'une interaction entre plusieurs systèmes corporels comme le système proprioceptif, vestibulaire, moteur ou visuel.

Le système vestibulaire. Dieterich et Bandt (2015) nous indique que le système vestibulaire central, situé dans l'oreille interne et composé des organes otolithiques et des canaux semi-circulaires, rassemble les voies ascendantes ipsilatérales et contralatérales des noyaux vestibulaires au mésencéphale, au thalamus et au cortex pour permettre la perception de l'automouvement et de la verticalité. De plus, le système vestibulaire donne des informations qui permettent des réponses motrices adéquates pour ajuster l'œil, la tête et le corps à la verticale et pour assurer un équilibre corporel. Le système vestibulaire assure donc le contrôle sensorimoteur réflexif du regard et de l'équilibre, la perception de l'automouvement, le contrôle sensorimoteur du mouvement volontaire et de l'équilibre.

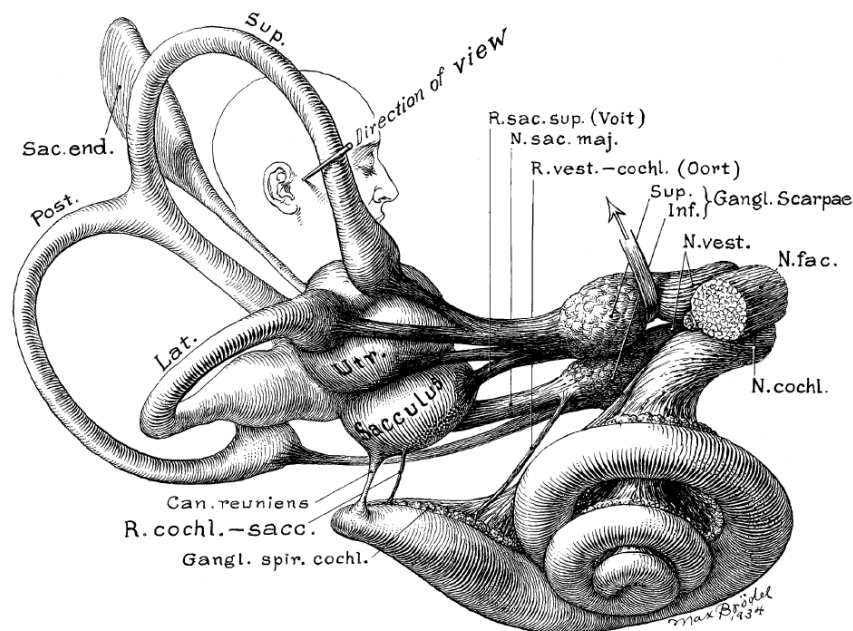


Figure 1. La figure représente le système vestibulaire dans l'oreille interne. Le labyrinthe membraneux est rempli de liquide endolymphatique et se trouve à l'intérieur du labyrinthe osseux. Le vestibule est constitué de l'utricule (orienté horizontalement) et du saccule (orienté verticalement). Entre les deux labyrinthes se trouve du liquide périlymphatique. Les canaux semi-circulaires, au nombre de trois, permettent de percevoir les rotations sur les axes X, Y et Z. L'utricule et le saccule ressentent les accélérations linéaires grâce aux macules présents dans l'endolymphe (Hawasli, Hullar & Dorward, 2014).

Le système proprioceptif. Selon Blecher et al. (2018), la proprioception se produit dans le système musculosquelettique et permet de détecter la position des membres du corps dans l'espace ainsi que du niveau d'effort exercé par les muscles en action permettant ainsi un contrôle du mouvement et de la posture. Les deux éléments principaux de système proprioceptif sont les fuseaux musculaires et le tendon de Golgi. Ces éléments réagissent en fonction de la longueur et au changement de longueur du muscle ainsi qu'à la force musculaire utilisée. Ils

sont donc capables de moduler la tension musculaire par des réflexes monosynaptiques ou polysynaptiques empêchant ainsi que le muscle subisse trop de tension et se déchire à la suite d'un mouvement.

Le système visuel. La vision est très importante pour l'équilibre postural. Selon Thomas et al. (Thomas, Bampouras, Donovan & Dewhurst, 2016), la vision est un indice sensoriel permettant de se familiariser avec l'environnement extérieur et de traiter les informations nécessaires à se maintenir en équilibre ou à se mouvoir. Elle permet la détection des mouvements d'individus ou d'objets par rapport à des structures fixes. Les repères visuels pour la stabilisation posturale sont associés à l'image rétinienne qui provient de l'intensité lumineuse produite par le déplacement d'un objet ou d'une personne autour d'un point central d'observation. Cette image se déforme en fonction des mouvements de l'individu ; ainsi, le système nerveux central s'y réfère pour estimer la position du corps et initier les ajustements posturaux nécessaires. Ces repères permettent surtout de se stabiliser lorsque l'on subit des déséquilibres.

Le système moteur. Le système moteur, comme nous le disent Rowe et Siebner (2012), est composé de plusieurs systèmes moteurs et non d'un seul et unique système. Ces systèmes sont les voies corticospinales, les circuits cortico-cérébelleux et les circuits cortico-striato-thalamo-corticaux. Ces systèmes moteur comprennent donc un ensemble de neurones et de motoneurones permettant de créer et d'établir des mouvements musculaires, statiques ou non.

1.1.2 Le mouvement. Lu et Chang (2012) nous indique que le mouvement humain est une interaction mécanique coordonnée entre les os, les muscles, les ligaments et les articulations sous la direction du système nerveux. Les muscles permettent de créer des forces de traction et les appliquent aux articulations afin d'assurer la stabilité statique et dynamique du corps. Une blessure à l'un des éléments essentiels aux mouvements entraîne une dégradation ou une incapacité au mouvement souhaité.

Pour chaque mouvement, une série de processus se produit au niveau cérébral. Ces processus comprennent la perception des indices du mouvement, la décision des objectifs du mouvement et la détermination des détails qui permettent d'atteindre ces objectifs (Haith, Pakpoor & Krakauer, 2016).

1.1.3 Les muscles. Trois types de muscles sont présents dans notre corps. Le muscle cardiaque (le cœur), les muscles lisses (l'estomac) et les muscles squelettiques, rattachés à notre squelette et permettant de nous mouvoir (biceps, quadriceps, etc) (Monod, Flandrois & Vandewalle, 2007).

Les muscles squelettiques représentent 40% de la masse corporelle d'un être humain (Du et al., 2018; Yang & Hu, 2018). Ces muscles sont composés d'un réseau linéaire de fibres musculaires nucléées ayant une structure interne permettant la conversion d'énergie chimique en énergie physique (Morgan & Partridge, 2020). Ces fibres musculaires peuvent être de types différents : les fibres à commutation lente (types I et IIa) et les fibres à commutation rapide (types IIb et IIx) (Du et al., 2018).

Les fibres de type I ont le diamètre le plus petit. Les fibres IIb sont les plus larges alors que les IIa se trouvent entre deux. De plus, les fibres de type I et IIa ont un meilleur contenu en lipide et en myoglobine ainsi qu'un plus grand nombre de capillaires par fibre musculaire que les fibres de type IIb (Klont, Brocks & Eikelenboom, 1998). Selon Monod et al. (2007), les fibres de type I sont des fibres lentes qui sont endurantes mais qui développent plus lentement la force maximale (110ms) et qui utilisent la filière aérobie. Les fibres de type II sont des fibres rapides et peu endurantes. Elles atteignent rapidement la tension maximale (50ms). Ces fibres utilisent la filière anaérobie. La différence de contraction entre les deux types de fibres provient des différentes formes de myosine ATPase, plus lente chez les fibres de type I. Les muscles contenant des fibres de type II, c'est-à-dire des fibres endurantes, sont bien plus présentes dans les muscles du maintien posturale comme le muscle soléaire (SOL).

1.2 Réflexe H

Le contrôle postural peut être perturbé suite à une perte d'équilibre. Ce déséquilibre peut être de plusieurs natures, allant de la simple poussette jusqu'à un problème proprioceptif.

Pour compenser ces pertes d'équilibres, le corps humain a mis plusieurs techniques au point, comme par exemple le réflexe d'étirement. Le réflexe de Hoffmann (réflexe H), décrit en 1910 par le physicien Paul Hoffmann, est un réflexe induit par stimulation nerveuse périphérique (PNS) induit par un courant électrique et permettant d'analyser l'excitabilité des motoneurones et l'impact sur le corps humain. Le PNS consiste à poser une cathode et une anode sur la peau à l'endroit à stimuler. De brefs courants électriques voyagent entre les deux électrodes, ce qui permet ainsi de stimuler le nerf responsable de la contraction musculaire de certains muscles, ici le SOL.

Le réflexe H a été étudié de diverses manières. Tout d'abord afin d'examiner l'influence de la projection monosynaptique du groupe Ia sur l'activation du motoneurone α , puis grâce à des stimulations électriques afin d'étudier les influences inhibitrices ou excitatrices sur l'activation du motoneurone α , enfin afin d'étudier le rôle de la boucle vertébrale afférente Ia et sa relation avec les mouvements du corps humain (Chen & Zhou, 2011).

Le réflexe H est donc utilisé de nos jours pour évaluer l'excitabilité des motoneurones par la voie du réflexe d'étirement qui est régulée par l'inhibition présynaptique des terminaux afférents Ia (Patikas et al., 2016). Selon Palmieri et al (Palmieri, Ingersoll & Hoffman, 2004), le réflexe H et le réflexe d'étirement de la colonne vertébrale sont similaires sur presque tous les points, à la seule différence que le réflexe H est induit par une stimulation électrique et le réflexe d'étirement par un étirement musculaire. Le chemin emprunté par ces deux réflexes est le même, allant des afférents Ia jusqu'au motoneurones α et créant ainsi une contraction musculaire. Afin d'initier le réflexe H, il suffit donc de stimuler à faible intensité électrique le nerf afférent au muscle, entraînant ainsi une excitation des motoneurones α , créant un circuit de réflexe (Knikou, 2008). Un potentiel d'action se propage sur les fibres nerveuses ascendantes et descendantes au muscle, une fois le niveau seuil de la dépolarisation des fibres nerveuses atteint. Alors, deux potentiels membranaires, l'onde H et l'onde M, peuvent être enregistrés (Chen & Zhou, 2011).

Chen et Zhou (2011) nous explique ce que sont l'onde M et l'onde H. L'onde M correspond au résultat du potentiel d'action voyageant de la stimulation électrique jusqu'au muscle. Son amplitude représente le nombre d'axones des motoneurones α activés en même temps. L'onde M a, en général, une amplitude constante si les stimulations sont inchangées car elle est déterminée par les caractéristiques physiologiques des fibres nerveuses et des fibres musculaires. Néanmoins, elle peut varier grâce aux changements de longueur des fibres musculaires et de la distance entre les fibres et les électrodes envoyant le courant électrique. Ainsi, l'onde M varie en fonction des mouvements ou des stimulations pendant les mouvements.

L'onde H provient des potentiels d'actions allant des fibres afférentes, souvent de type Ia, à l'endroit de la stimulation électrique jusqu'aux motoneurones de la moelle épinière. Si le signal est assez puissant, des motoneurones α réagissent en envoyant des potentiels excitateurs postsynaptiques. Si le seuil d'excitation est atteint, un potentiel d'action peut alors être envoyé par l'axone du motoneurone α qui se propage le long de la fibre nerveuse motrice efférente, innervant ainsi les fibres musculaires. L'onde H est donc une addition de plusieurs potentiels d'action d'unités motrices qui peut varier selon l'excitabilité des motoneurones (Chen & Zhou, 2011).

L'onde H apparaît avec des stimulations de faible intensité et donc avant l'onde M qui apparaît avec des stimulations d'intensité élevée. En effet, les fibres sensorielles Ia sont plus grandes que les fibres motrices et ont donc un seuil d'excitabilité plus bas. Il est donc possible que l'onde H soit enregistrée sans la présence de l'onde M (Chen & Zhou, 2011).

Les mesures du réflexe H peuvent être prises pour évaluer différents facteurs du corps humain. Par exemple, elles sont utiles pour évaluer la réponse du système nerveux pour différentes conditions neurologiques, à la douleur, aux blessures musculosquelettiques, à l'entraînement physique ou encore à l'exécution de tâches motrices (Palmieri et al., 2004).

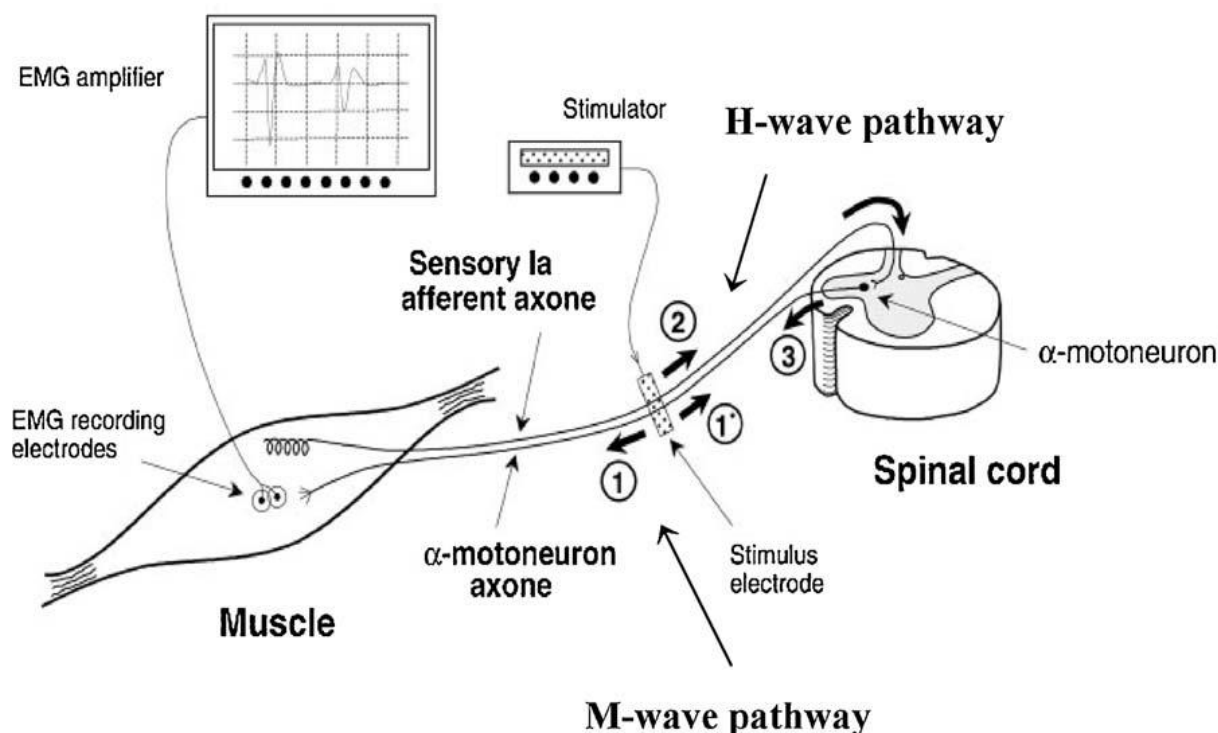


Figure 2. Une stimulation électrique de faible intensité permet à un potentiel d'action de se diriger vers la moelle épinière car le seuil d'excitation est bas et le diamètre des fibres sensorielles Ia est grand. De ce fait, le potentiel d'action n'est produit que sur les axones afférents Ia (2). Le potentiel d'action afférent peut produire un potentiel postsynaptique et peut engendrer un potentiel d'action qui se propage vers le muscle (3). Ceci représente l'onde H. Si la stimulation électrique est assez élevée, un potentiel d'action est produit au niveau de la stimulation et se propage vers le muscle (1) et la moelle épinière (1'). La réponse 1 représente l'onde M. La réponse 1' peut entrer en collision avec la réponse 3 et de ce fait annuler partiellement ou totalement l'onde H (Chen & Zhou, 2011, p.170).

1.3 Recherches actuelles

Afin de réagir correctement à une perturbation posturale, le contrôle moteur doit trouver la bonne stratégie en fonction de la force musculaire par rapport à l'amplitude de la perturbation et aux contraintes biomécaniques (Azzi, Coelho, & Teixeira, 2017). L'orientation et le positionnement des pieds est également essentiel pour le contrôle de l'équilibre. En effet, ces facteurs affectent la direction du vecteur de force appliqué au sol par les pieds pour se stabiliser et se rééquilibrer (Azzi et al., 2017). Azzi et al. (2017) nous disent que différentes recherches prouvent que les grands angles d'orientation de pieds sont inappropriés à la suite d'un déséquilibre vers l'avant. Seule une orientation des pieds en parallèle sont efficaces pour se stabi-

liser. De plus, si la base de soutien est réduite, une modulation des réponses posturales est engendrée, ce qui provoque une augmentation de la participation du mouvement de la hanche. Ceci montre que, pour les réponses posturales automatiques, le système de contrôle postural agit en fonction de l'orientation des pieds. Les réponses automatiques posturales sont adaptées par rapport à l'ampleur de la perturbation, en plus des contraintes biomécaniques mentionnées précédemment. (Azzi et al., 2017). Azzi et al. (2017) utilisent les différentes contraintes biomécaniques citées pour effectuer leur travail de recherche. Les chercheurs étudient l'effet de l'orientation des pieds dans la stabilisation du corps à la suite d'une perturbation posturale de différentes amplitudes. Leur hypothèse veut que la réponse automatique posturale soit modulée en fonction de l'orientation des pieds au sol et que les réponses posturales soient établies en fonction de l'ampleur de la perturbation. Pour ce faire, les sujets doivent retrouver une position verticale stable après avoir subi une perturbation posturale causée par le relâchement d'une charge fixée au tronc des sujets. Comme prévu par l'hypothèse d'Azzi et al. (2017), les résultats de l'expérience prouvent que les réponses automatiques posturales sont sensibles à l'amplitude de la charge et de la perturbation. Les réponses automatiques posturales ont été modulées selon l'ampleur de la perturbation par rapport à la puissance mais également le taux de force appliquée au sol afin d'éviter le déséquilibre. Le corps entier bouge lors de l'arrivée de la perturbation et non seulement la hanche qui sert en général à compenser la perte d'équilibre due aux perturbations de grandes envergures. Cependant, les réponses automatiques posturales ont été réparties équitablement entre la hanche et les chevilles. Une perturbation plus élevée a entraîné une amplitude accrue et une latence d'activation musculaire plus courte que lors d'une faible perturbation. Les différents résultats obtenus montrent que le système de contrôle de l'équilibre paramètre les critères de la réponse à la perturbation en fonction des contraintes biomécaniques (Azzi et al., 2017).

Selon Chen et Zhou (2011), il a été suggéré que la modulation du réflexe H du muscle soleaire est liée à la stabilité posturale. De plus, il existe une relation entre l'amplitude du réflexe H et l'ampleur du déplacement due à la perturbation posturale.

Selon Fujio et al. (Fujio, Obata, Kawashima & Nakazawa, 2019), la réponse posturale dépend de l'amplitude de la charge et de la perturbation mais également de la prédiction du mouvement perturbateur. En effet, si le sujet connaît la perturbation à l'avance, en particulier son amplitude, la réponse de longue latence (LLR) se stabilise à une taille appropriée à la réponse requise. Au contraire, si le sujet ne connaît que la direction de la perturbation, aucun effet n'est engendré. C'est dans cette lignée que Fujio et al. (2019) établissent l'axe de leurs recherches. A partir de cinq conditions dont quatre sont des perturbations, ils cherchent à com-

prendre comment l'excitabilité corticospinale des muscles de la cheville peut être modulé à travers les différentes conditions de tests. Fujio et al. (2019) pensent qu'un préréglage de l'excitabilité du système neuronal pour le contrôle postural est utilisé pour avoir une meilleure réactivité à la suite d'une perturbation de forte amplitude. La voie corticospinale permet de moduler, en fonction de la posture, l'excitabilité des muscles de la cheville, c'est-à-dire du tibia antérieur et du muscle soléaire. Selon Fujio et al. (2019), cette excitation est améliorée quand la posture est équilibrée ou qu'une perturbation est imminente. Afin d'étudier ce phénomène, les chercheurs (Fujio et al., 2019) soumettent les sujets à trois translations qui diffèrent en vitesse, amplitude et direction, à un mouvement au hasard et un mouvement sans perturbation. Les mesures sont prises avant et après la perturbation posturale afin d'examiner si l'excitabilité corticospinale est modulée par rapport à la réponse de l'électromyogramme (EMG). Cette étude (Fujio et al., 2019) a permis de démontrer que l'excitabilité corticospinale du muscle tibia antérieur est modulée par rapport à la direction et à l'amplitude de la perturbation. Cependant, aucune modulation n'a été notée pour le muscle soléaire. Ceci peut être dû à la différence de fonctions (fléchisseur et extenseur) entre les deux muscles et à la force de l'apport corticospinal. En plus de cela, une activité corticale appelée « variation contingente négative » intervient dans la prévisibilité de l'ampleur de la perturbation. Cette variation contingente négative augmente lorsque la perturbation est énoncée avant de se produire et faiblit lorsque la perturbation est plus élevée que prévue. De plus, si aucun signal n'est donné et que la perturbation reste inconnue, la variation contingente négative augmente également. Grâce à ces résultats, il est donc possible de dire que la prédiction de l'ampleur de la perturbation peut être prédéfinie par l'activité corticale liée à la motricité. Pour résumer les résultats de l'expérience, en ce qui concerne le muscle tibia antérieur, lorsqu'une perturbation de grande ampleur est prédite, une grande action du muscle est programmée. Lorsque la perturbation est plus petite, la réactivité programmée est moindre. De plus, si la direction est également prédite, l'excitabilité du muscle est améliorée. En ce qui concerne le muscle soléaire, l'excitabilité ne change pas, bien que la perturbation soit prédite. Les réponses du muscle soléaire à des stimulations élevées sont plus faibles que le muscle tibia antérieur (Fujio et al., 2019).

Miranda et al. (Miranda, Pham, Elgbeili & Barthélemy, 2019) nous disent qu'à la suite d'une perturbation posturale, le système nerveux central essaie immédiatement de compenser la perte d'équilibre et de rétablir une bonne posture corporelle. Une de ces stratégies implique les muscles de la cheville. Si une personne est placée sur une plateforme et que cette plateforme s'incline vers l'avant, le centre de gravité du sujet est déplacé vers l'avant. Pour com-

penser ce déplacement involontaire, le muscle soléaire augmente sa tension et son activité afin de remettre le centre de gravité du sujet vers l'arrière et retrouver une certaine stabilité. Inversement, si la plateforme s'incline vers l'arrière, c'est le muscle tibial antérieur qui est grandement sollicité pour se stabiliser. Selon les chercheurs (Miranda et al., 2019), la réponse de l'EMG qui montre la réaction de ces muscles donne des réponses à courtes, moyennes et longues latences. Les chercheurs nous indiquent que les réponses à courtes latences (SLR) sont médiées par les fibres afférentes Ia, les réponses de moyennes latences (MLR) viennent de l'excitation oligosynaptique des motoneurones spinaux et les LLR sont considérées comme des réponses transcorticales. De ce fait, le mécanisme neuronal responsable de ces réponses provient des structures spinales et supraspinales. Seules les réponses de longues latences sont considérées utiles et fonctionnelles pour une stabilisation posturale grâce à leur composante corticale. Miranda et al. (2019) étudient l'évolution de l'amplitude du réflexe H à travers le temps par rapport aux changements de l'activité du muscle soléaire lors des perturbations de l'équilibre. Pour ce faire, les sujets se tiennent debout sur une plateforme, les bras qui pendent sur le côté et le regard dirigé devant eux. La première partie de l'expérience consiste à trouver à quelle intensité de stimulation le réflexe H du muscle soléaire peut être obtenu au repos. Ensuite, pour étudier les changements dans l'excitabilité des réflexes H, des stimulations pour provoquer ces réflexes ont été engendrées avant le début des perturbations posturales dans les différentes directions (inclinaison en avant et en arrière), puis quelques millisecondes après la perturbation. Les sujets devaient tenir le plus longtemps possible la position de base. Plusieurs stimulus ont été évoqués afin d'avoir des résultats probants. Miranda et al. (2019) ont pu remarquer que, pendant l'inclinaison en arrière, il y a une diminution de l'amplitude du réflexe H alors que pendant l'inclinaison en avant, il y a une augmentation de son amplitude. Pour l'inclinaison vers l'arrière, l'amplitude a augmenté jusqu'à 50ms après le début de l'inclinaison, puis a diminué. Cette augmentation de l'amplitude durant la réponse à courte latence peut s'expliquer par l'activation du réflexe d'étirement monosynaptique durant lequel les afférents Ia peuvent augmenter ou diminuer l'activation des motoneurones du muscle soléaire. Au contraire, pour l'inclinaison vers l'avant, l'amplitude a significativement augmenté à 100 et 200ms. Cette augmentation est parallèle à l'augmentation de l'EMG. Ces différents résultats suggèrent alors que les stratégies de contrôle centrales de la réponse posturale aux inclinaisons vers l'avant et vers l'arrière sont dépendantes de la direction (Miranda et al., 2019).

Lorsqu'une perturbation agit sur la posture du corps, la réponse des muscles est régulée au niveau spinal et supraspinal. En plus d'avoir une implication qui augmente au cours du temps

avec la progression des réponses à la suite d'une perturbation posturale, les régions supraspinales ont un rôle majeur lorsque le sujet peut anticiper les caractéristiques de la perturbation avant qu'elle ait lieu (Wälchli, Tokuno, Ruffieux, Keller & Taube, 2017). Wälchli et al (2017) nous indiquent, comme nous l'avons vu dans les recherches précédentes, que les réponses posturales à une perturbation dépendent de l'expérience et de la connaissance anticipée de la perturbation à venir et qu'elles ne sont pas uniquement conjuguées à des réactions sensorielles. Comme nous l'avons vu précédemment, la connaissance de la perturbation joue un grand rôle dans l'amplitude des réflexes, dans les réponses posturales et dans la réponse d'étirement du muscle agoniste. Wälchli et al. (2017) nous indique également que le cadre préparatoire à la correction de la posture à la suite d'une perturbation est en partie médié par le cortex. Cette affirmation provient des données récoltées par l'électroencéphalogramme (EEG) qui montre des signes plus élevés lors de perturbations non anticipées. Dans leur étude, Wälchli et al. (2017) ont cherché à en savoir plus sur la préparation à une réponse posturale par le système nerveux central en comparant des perturbations anticipées et non anticipées. Pour ce faire, les sujets étaient soumis à quatre conditions différentes : une rotation bloquée, une translation bloquée, les deux mouvements mais au hasard et non prédits ou aucune perturbation. Pour chaque condition, les sujets devaient se tenir debout sur une plateforme dans une position qui leur était naturelle. Les sujets recevaient une indication sonore toutes les 8 secondes pour les avertir de la perturbation à venir. Suite à la perturbation, les sujets devaient retrouver leur stabilité sans se déplacer. Wälchli et al. (2017) ont ressorti plusieurs résultats. Tout d'abord, les réflexes H au niveau de la colonne vertébrale étaient plus faibles quand il s'agissait d'une préparation à un mouvement de rotation par rapport à un mouvement de translation. Ceci est dû au fait que les réflexes d'étirement du mollet sont bénéfiques pour les translations mais nuisibles pour les rotations, ce qui montre une modulation de l'excitabilité de la colonne vertébrale différente pour chaque type de perturbation posturale. En ce qui concerne l'amplitude du réflexe H, celui-ci était le plus élevé pour les mouvements de translation, le plus faible pour les rotations et se trouvait entre ces deux pour la phase statique et les mouvements aléatoires. L'excitabilité corticospinale n'a pas été modifiée pendant la phase préparatoire au vu des potentiels d'excitation motrice. Cependant, selon Wälchli et al. (2017), une modification du cadre préparatoire au mouvement entre les différentes conditions a été observée au niveau cortical, ce qui prouve que l'inhibition intracorticale est réduite quand la demande du maintien posturale augmente. Ils ont également étudié les résultats des conséquences comportementales de la préparation d'un mouvement par rapport à la prédictibilité. Aucune différence n'a été notée entre les mouvements anticipés et non anticipés dans les SLR

et les MLR, que ce soit pour les rotations ou les translations. Cependant, les perturbations anticipées ont baissé la régulation du LLR durant les rotations et l'ont augmentée durant les translations par rapport aux mouvements non anticipés. Pour résumer, l'étude de Wälchli et al. (2017) a permis de montrer que l'inhibition intracorticale est diminuée lors de la phase préparatoire à un mouvement anticipé, que le cadre préparatoire affecte la transmission spinale par les afférents Ia selon la perturbation. Ainsi, le cadre préparatoire au niveau de la colonne vertébrale dépend du type de perturbation et, au niveau cortical, de l'anticipation ou non du mouvement perturbateur.

Nashner (1976) est l'un des premiers chercheurs à se poser la question du rôle des réflexes d'étirement agissant sur les muscles de la cheville lors de perturbations posturales. Selon lui, le mécanisme de compensation utilisé à la suite d'une perturbation de faible vitesse peut être totalement différent si cette même perturbation est plus rapide. Nashner (1976) étudie donc l'influence de la prise de posture sur la compensation des réflexes d'étirement et le rôle du réflexe d'étirement dans la stabilisation d'une perte d'équilibre. Pour étudier ce phénomène, les sujets devaient se tenir debout sur une plateforme à deux degrés de liberté. Cette plateforme permettait une rotation vers l'arrière et une translation également vers l'arrière. Les perturbations étaient envoyées tout d'abord dans un ordre défini puis au hasard pour montrer l'adaptation des réflexes face à une situation nouvelle et inattendue. A la suite de ces tests, Nashner (1976) a ressorti trois types de réponses aidant à stabiliser la posture suite à une perturbation : la rigidité musculaire agissant immédiatement, les réflexes d'étirement arrivant à 120 millisecondes et l'activation vestibulaire arrivant à plus de 180 millisecondes. La rigidité musculaire est utile pour stabiliser de petites déviations du balancement du corps. Les réflexes d'étirement ont été à la fois utiles et à la fois contraignants. Ils ont été contraignants car ils envoyaient des réponses inappropriées qui augmentaient la perturbation posturale. Mais ils ont été utiles car ils ont permis d'augmenter la rigidité des muscles compensant la perte d'équilibre. Nashner (1976) nous indique également que le cervelet peut avoir son rôle à jouer. En effet, parmi les sujets participant à l'expérience, quatre d'entre eux présentaient des déficits cérébraux. Parmi ces sujets, le déficit cérébelleux a modifié le processus d'adaptation du réflexe d'étirement alors que chez les sujets sans déficit, aucune modification n'a été observée, indiquant ainsi que le cervelet est un modulateur des commandes motrices.

Ces différentes expériences nous ont permis d'avoir une certaine base de compréhension au large thème comprenant des perturbations posturales et différents réflexes dont le réflexe H. Nous avons pu voir que le réflexe H est principalement modulé en fonction de l'amplitude de la perturbation. De plus, il est également modulé en fonction de la stabilité de la posture. A la

suite d'une perturbation, le corps doit trouver une bonne stratégie en fonction de la force musculaire pour contrecarrer les contraintes biomécaniques et l'ampleur de la perturbation. Enfin, la prédiction de la perturbation est très importante et permet de modifier la réponse posturale avec une LLR qui se stabilise à une taille appropriée ainsi qu'une excitation musculaire améliorée si la direction de la perturbation est connue à l'avance.

1.4 Objectifs du travail

Ce travail de Master a pour but principal de découvrir l'influence d'une perturbation sur le réflexe H lors d'une translation et d'une rotation. Cette perturbation sera effectuée de manière prédite ou non afin que l'on puisse également étudier l'impact de la prédiction du mouvement sur le réflexe H. Le mouvement, en plus d'être soit une translation, soit une rotation, varie également en longueur et en vitesse. Le réflexe sera alors étudié en fonction de la direction, de la vitesse, de la longueur ainsi que de la prédiction de la perturbation.

Nos questions de recherches portent alors sur ces différentes perturbations :

Q1 : Comment une perturbation posturale agissant sur la vitesse (rapide et lente), la longueur (longue et courte) et la direction (translation et rotation) influence-t-elle le réflexe H et ainsi la contraction musculaire ?

Q2 : Comment l'anticipation d'une perturbation agit-elle sur le réflexe H et sur l'excitabilité musculaire ?

Nous pouvons nous attendre à ce que le réflexe H soit plus ample lorsque le mouvement est une translation. Comme nous l'ont montré Wälchli et al. (2017), l'amplitude du réflexe H est plus grande lors d'une translation que d'une rotation et cela est dû à l'activité musculaire accrue du SOL puisque pour une translation, le sujet est déséquilibré vers l'avant et doit donc activer son SOL pour ne pas tomber. Cependant, il est possible que cela soit le contraire et que le réflexe H soit plus ample lors d'une rotation car la contraction musculaire lors de ce mouvement est naturellement moindre. Ainsi, il se peut que le réflexe H soit plus ample afin de compenser à ce manquement de contraction.

Nous pouvons également nous attendre à ce que les muscles soient plus excités et mieux préparés à la perturbation si celle-ci est connue à l'avance, tout comme le réflexe H, comme nous le montre les résultats de Fujio et al. (2019) ou au contraire, que les perturbations non prédites affectent avec une plus grande ampleur le réflexe H et la contraction musculaire. Les hypothèses sont donc les suivantes :

1. Hypothèse sur l'influence d'une perturbation posturale sur le réflexe H :

H₁₀ : Le réflexe H est plus ample lors d'une translation.

H₁₁ : Le réflexe H est plus ample lors d'une rotation car la contraction musculaire doit être compensée.

2. Hypothèse sur l'anticipation d'une perturbation :

H₂₀ : Le réflexe H et la contraction musculaire sont plus grands lors d'une perturbation prédite.

H₂₁ : Le réflexe H et la contraction musculaire sont plus grands lors d'une perturbation non prédite.

2 Méthode

2.1 Sujets

Cette étude a rassemblé 30 sujets dont 27 ont pu être testés (âge moyen 25.5 ± 2.05 ans, taille moyenne 177.15 ± 9.4 cm et poids moyen 73.96 ± 11.6 kg). Suite à certains problèmes techniques ou de lisibilité de résultats, l'analyse de l'EMG et du réflexe H ne comportent que 25 participants, et celui de l'angle de la cheville n'analyse que 24 sujets. La sélection des sujets se faisait parmi des personnes âgées de 18 à 35 ans et étant en bonne santé. Parmi les sujets éligibles, 17 étaient des hommes et 10 des femmes. 2 des sujets non testés n'avaient presque pas de réflexe H et un des sujets n'a pas supporté les stimuli électriques pour induire le réflexe H. Aucun des sujets n'avait de critères d'exclusion à l'étude, c'est-à-dire de perturbations neurologiques ou motrices, de maladies ou blessures cérébrales et/ou cardiovasculaires graves, de grossesse, d'épilepsie, de pacemaker, d'implants auditifs ou de métal dans le corps. Tous les sujets étaient donc en bonne santé au moment de l'étude.

Avant de commencer les mesures, les sujets ont été mis au courant du procédé de l'étude, de l'EMG, du PNS et ont tous signé une déclaration de consentement, attestant ainsi qu'ils ont pris connaissance de la procédure et du test auquel ils ont participé. Ils étaient également conscients que s'ils n'allaient pas bien à cause de l'expérience, ils pouvaient à tout moment demander de faire une pause ou de stopper l'expérience comme c'est arrivé pour un sujet.

2.2 Expérience

L'expérience se déroule en plusieurs étapes. Tout d'abord, le sujet doit être préparé en rasant et en nettoyant sa jambe droite pour y coller des électrodes afin de capter l'activité musculaire de son SOL, son tibialis anterior (TA) et de son gastrocnémien (GM). Sur sa jambe gauche, sont placés des capteurs pour mesurer l'angle de ses chevilles, genoux et hanches. Enfin, grâce au PNS, il a fallu stimuler le nerf du SOL afin de trouver le bon emplacement pour le réflexe H. Une fois l'amplitude maximale du réflexe H trouvé, le sujet pouvait commencer l'expérience.

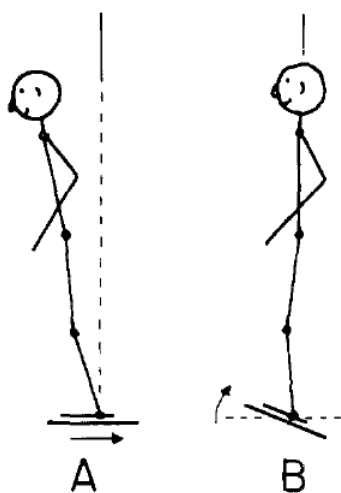


Figure 3. Le dessin A représente le mouvement de translation. Le dessin B représente le mouvement de rotation. Le mouvement aléatoire comprend ces deux mouvements dans un ordre non défini (Nashner, 1976)

Chaque sujet a dû se soumettre à 4 conditions de perturbation d'équilibre. Chaque condition comprenait 3 types de perturbations différentes : 15 mouvements de rotation (ROT blocked) (figure 3), 15 mouvements de translation (TRA blocked) (figure 3) et 25 mouvements aléatoires (RAN) qui comprennent les deux directions précédentes mais de manière non prédite. Ces conditions étaient différentes en vitesse et en longueur de mouvement. Les conditions étaient lente-courte (SS), lente-longue (SL), rapide-courte (FS) ou rapide-longue (FL). Avant chaque condition, quelques PNS étaient induites au sujet afin de trouver à quelle intensité obtenir le 50% de l'amplitude maximale de son réflexe H. Cette démarche était nécessaire car, pendant les perturbations, le réflexe H était induit 5 fois avant le mouvement, 5 fois pendant le mouvement ou non induit (5 fois avant, 10 fois pendant et 10 fois sans stimuli pour la perturbation aléatoire). L'ordre des perturbations et des conditions étaient fixées aléatoirement pour chaque sujet.

Pour chaque condition, le but du sujet était de tenir en équilibre de la manière la plus décontractée possible, sans fléchir les genoux et sans se crispier. Bien que pour 2 perturbations (ROT et TRA), le sujet connaissait le mouvement à venir ; il devait anticiper le moins possible la perturbation à venir.

Optitrack (linkes Bein)	FPS: 350	EXP: 800	
EMG (rechtes Bein)	SOL: 8	TA: 6	GM: 7

H-M Rekrutierungskurve						
M max	H max	30% M max	6% M max	Wert (bestimmt)	Intensität (berechnet)	Intensität (voll)
876 mV	0.98 mV	mV	mV	0.5 mV	10 mA	mA

Perturbation			
Slow short (SS) TRA: 39 ROT Master: 245 / 500 ROT Slave: 260 / 500	Slow long (SL) TRA: 36 ROT Master: 305 / 500 ROT Slave: 320 / 500	Fast short (FS) TRA: 33 ROT Master: 245 / 1000 ROT Slave: 260 / 1000	Fast long (FL) TRA: 30 ROT Master: 305 / 1000 ROT Slave: 320 / 1000

Direction			
ROT	TRA		RAN

Perturbation	FL			
Direction	stable 10	TRA	ROT	RAN
mA	10	10	10	10

Perturbation	SS			
Direction	stable 10	RAN	TRA	ROT
mA	10	10	10	10

Perturbation	SL			
Direction	stable 10	ROT	RAN	TRA
mA	10	10	10	10

Perturbation	FS			
Direction	stable 11	TRA	RAN	ROT
mA	11	11	11	11

Figure 4. Exemple de feuille de données. « H-M Rekrutierungskurve » correspond aux données relatives au réflexe H, à quelle amplitude se trouve le H-max ainsi que l'intensité nécessaire pour obtenir le 50% de H-max. les 4 rectangles bas correspondent à l'ordre des différentes perturbations / conditions et des différents mouvements (ordre des conditions et des perturbations randomisées pour chaque sujet). Avant chaque condition, l'intensité correcte pour atteindre le 50% de H-max était contrôlée par la station « stable » (le nombre représente à quelle intensité de mA le sujet atteignait 50% de H-max).

2.3 Perturbations

Les perturbations étaient délivrées par une plateforme mobile sur laquelle le sujet se tenait debout en équilibre, les pieds sur les deux palettes. Cette plateforme a été créée par l'ingénieur de l'Université de Fribourg du département des sciences du sport et de la motricité. Elle a été créée afin d'effectuer des ROT et des TRA.



Figure 5. Plateforme sur laquelle les sujets devaient tenir en équilibre et qui envoyait les différentes perturbations. Les palettes étaient à l'horizontale et le sujet se tenait debout sur celles-ci en position stable.

Cette plateforme permet des mouvements de rotation ou de translation d'une longueur et d'une vitesse modulables. Les mouvements étaient modifiés grâce au programme Imago Stimuli (Pfitec, Enderingen, Allemagne) permettant ainsi de régler si nous voulions un mouvement de ROT, de TRA ou RAN.

Les conditions pouvaient être changées avec ce même programme. Grâce à celui-ci, il était possible de modifier la vitesse et la longueur des perturbations. Lors d'une translation, l'accélération d'une condition lente correspondait à $4.7\text{m}^2/\text{s}$ et, pour une condition rapide, elle correspondait à $9\text{m}^2/\text{s}$. La vitesse maximale atteinte pour une condition lente était de 0.51m/s et de 0.91m/s pour une condition rapide. Pour la longueur, une distance courte correspondait à 0.06m et correspondait à 0.12m pour une distance longue. Lors d'une rotation, l'angle de la perturbation représentait 5° pour une condition lente et 10.5° pour une condition rapide. La vitesse était de $32.4^\circ/\text{s}$ pour une condition lente et de $55.2^\circ/\text{s}$ pour une condition rapide. Ces paramètres étaient utilisés pour configurer les différentes conditions que sont SS, SL, FS et FL.

Le moteur permettant d'alimenter la machine et les perturbations est un Kollmorgen Servomotor AKM65P-ANCNC-00 (Kollmorgen, Radford, VA 24141, USA).

2.4 PNS

Pour cette étude, les stimulations devaient être envoyées au nerf tibial de la jambe droite qui se trouve derrière, à l'arrière du genou. Après préparation de la peau (rasage et désinfection), l'anode était collée à l'avant du genou, vers la patella et la cathode à l'arrière du genou, après avoir découvert l'endroit le plus sensible pour induire le réflexe H. Les stimuli étaient envoyés via le même programme que pour les perturbations, c'est-à-dire Imago Stimuli. Celui-ci nous permettait de régler l'intensité à laquelle devait être stimulé le réflexe H.

Une fois le réflexe trouvé, nous avons dû trouver l'amplitude maximale du réflexe H pour chaque sujet. Pour ce faire, nous avons stimulé à une intensité de plus en plus élevée jusqu'à ce que l'amplitude du réflexe H redescende et que la vague M prenne le relais.

Avant chaque condition de perturbations, des stimulations étaient envoyées sur le sujet, qui était dans une position debout et stable, afin de trouver l'intensité pour atteindre le 50% de l'amplitude maximale du réflexe H, car il était possible que le corps s'habitue aux perturbations, le cas échéant, devions augmenter ou diminuer l'intensité des stimulations. Ceci nous permettait de toujours commencer les conditions dans un état stable et dans des exigences similaires.

Il était nécessaire de retrouver ce 50% car, pendant les perturbations, des stimuli étaient envoyés afin de voir comment réagissait le réflexe H. Pour les ROT et les TRA, il y avait 5 répétitions du mouvement sans stimulations [CON], 5 répétitions avec une stimulation du réflexe H juste avant la perturbation [PRE] et 5 répétitions avec une stimulation du réflexe H pendant la réponse à courte latence [SLR]. Pour les RAN, il s'agissait de 10 [CON], 5 [PRE] et 10 [SLR]. Les stimulations étaient envoyées aléatoirement par le programme du PNS.

2.5 EMG

L'EMG nous a permis d'enregistrer l'activité musculaire du SOL, du TA et du GM de la jambe droite. Les électrodes (34mm, Ag/AgCl, Ambu Blue Sensor P, Ballerup, Denmark) étaient placées par paire sur la peau rasée, nettoyée et désinfectée au préalable. Les données étaient capturées par un système d'EMG sans fil (Myon wireless EMG, myonAG, Schwarzenburg, Suisse) permettant ainsi de ne pas avoir de problèmes avec les câbles. Une fois les 3 EMG posés, nous avons mis un filet à la jambe du sujet afin que les boîtiers puissent tenir sans trop de gêne. Le programme permettant cette capture était Imago Record (Pfitec, Endingen, Allemagne).

2.6 OptiTrack

Lors de la préparation du sujet pour l'expérience, nous lui avons également placé 5 markers sur la jambe gauche. Ces markers étaient placés sur le dessus du pied, sur l'extrémité inférieure du péroné, sur l'axe de rotation du genou, sur le grand trochanter ainsi que sur la crête iliaque. Un autre marker était placé de base sur l'avant gauche de la palette gauche de la plateforme d'équilibre. Grâce au programme Optitrack with Motive Software (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) et à 7 caméras disposées autour du sujet de façon à toujours capter les markers, il était possible de filmer les markers à 360°. Ce système a été mis en place afin de pouvoir calculer les angles de la cheville, du genou et de la hanche des sujets lors des différentes perturbations. Ces caméras captaient les images à 350 fps.

2.7 Analyse de données

Seules les données de 25 sujets sur 30 ont pu être analysées. Comme expliqué auparavant, 3 sujets n'ont pas pu passer les tests. Deux autres sujets ayant passés le test n'ont fourni aucune donnée analysable suite à un problème de scripte ne permettant pas de ressortir les résultats obtenus.

De nombreuses données ont été récoltées au cours de cette étude. Des données de l'activité musculaire à l'aide de l'EMG, l'angle des chevilles, genoux et hanches grâce à l'OptiTrack, ainsi que les réponses du réflexe H à différents instants. Une fois toutes les données récoltées, elles ont été traitées par le programme MatLab (R2019b; The MathWorks, Inc., Natick, MA). Grâce aux données obtenues avec l'OptiTrack, nous nous concentrons principalement sur l'angle des chevilles. Au total, 3 types de données ont été récoltées : l'angle des chevilles en degré avant la perturbation (valeur moyenne de -500ms à 0ms), le changement d'angle maximal après la perturbation et le temps en secondes du début de la perturbation jusqu'à l'angle maximal des chevilles. Les données ont été prises pour tous les mouvements, c'est-à-dire ROT, TRA et les deux types de RAN.

L'EMG nous a permis de récolter les données de l'activité musculaire du SOL, du TA et du GM. Ces données ont été enregistrées 100ms avant le signal sonore qui avait lieu 1 seconde avant la perturbation et 100ms avant la stimulation du réflexe H. Les données ont été récoltées pour les ROT, les TRA ainsi que les mouvements RAN et nous allons analyser principalement l'activité du SOL.

L'amplitude du réflexe H et de la vague M a également été récoltée 70ms avant la perturbation [PRE] et durant la réponse de courte latence [SLR]. Ces données ont été enregistrées durant les ROT, les TRA et les RAN, que nous séparons en RAN ROT et RAN TRA.

Enfin, une donnée nommée RESP a été récoltée. Cette dernière correspond à l'aire présente sous la courbe de l'activité musculaire enregistrée par l'EMG. Les données du RESP ont été prises entre 30 et 200ms après la perturbation.

Une fois toutes les données de tous les sujets triées et classées dans des fichiers Excel distincts, nous avons effectué la moyenne et l'écart type des différents résultats enregistrés. Ces données sont séparées par conditions (SL, SS, FL, FS) et chaque fichier contient les différentes perturbations (ROT, TRA, RAN).

2.8 Statistique

Les données que nous avons utilisées pour les statistiques sont celles de l'EMG, du réflexe H et des angles des chevilles. Pour l'EMG et le réflexe H, les données de 25 sujets sont utilisées pour établir des résultats. Pour les angles des chevilles, suite à un oubli d'enregistrement vidéo, seules les données de 24 sujets sont analysables. Pour le réflexe H, nous avons comparé plusieurs données entre elles, prenant en compte les conditions (SS, SL, FS, FL), les time-points (avant ou après la perturbation) ainsi que la préparation au mouvement (blocked ou random). Pour les données relatives à l'activité musculaire, nous avons analysé tous les si-

gnaux qui suivent la perturbation. Nous avons également comparé l'angle des chevilles avant la perturbation pour chaque condition et perturbation ainsi que le changement d'angle maximal après la perturbation et le temps entre la perturbation et l'angle maximal. Que ce soit pour le réflexe H, pour l'activité musculaire ou pour l'angle des chevilles, nous avons comparé les données grâce à une repeated mesures ANOVA. Des tests post-hoc de Bonferroni nous ont permis de corriger la significativité des repeated mesures ANOVA. Le seuil de significativité a été établi à $p < 0.05$ (*) pour une différence moyenne et $p < 0.01$ (**) pour une forte différence.

3 Résultats

3.1 EMG

Nous avons calculé l'ANOVA des données récoltées par l'EMG afin de découvrir s'il y avait une différence d'activité musculaire entre les conditions et perturbations avant que cette dernière n'ait lieu. Nous avons donc découvert une différence significative entre les conditions ($F_{3, 72} = 4.211$, $p = 0.008$, $\eta^2_p = 0.149$). Afin de savoir qu'elles conditions étaient différentes entre elles, nous avons effectué un test post-hoc de Bonferroni. Ce test nous a indiqué qu'il y avait qu'une différence significative entre FS et FL ($p = 0.022$).

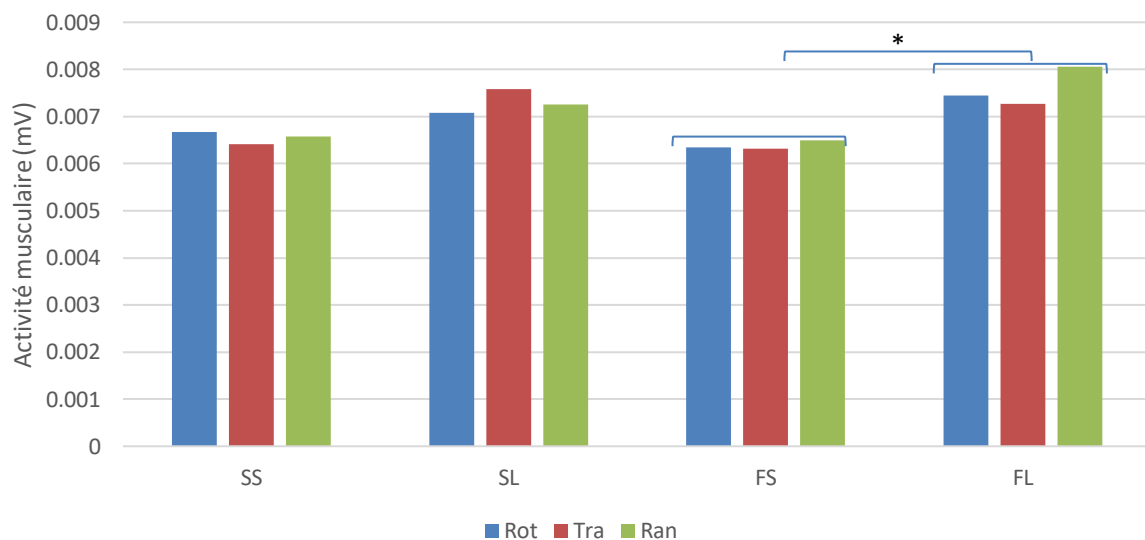


Figure 6. Moyennes des bEMG durant les différentes perturbations et préparations. Une différence significative entre FS et FL ($p = 0.022$) a été trouvée.

3.2 RESP

Les différentes ANOVA de RESP nous ont donné des résultats avec des différences significatives. Nous avons calculé les ANOVA pour les deux perturbations principales, c'est-à-dire une repeated mesures ANOVA pour RESP ROT et une autre pour RESP TRA.

3.2.1 RESP ROT. Les données de RESP ROT prenaient en compte tous les mouvements de rotation, qu'ils soient blocked ou random. Nous avons trouvé une différence significative au niveau de la préparation au mouvement, entre blocked et random ($F_{1, 24} = 5.395$, $p = 0.029$, $\eta^2_p = 0.184$). Aucune autre différence n'a été relevée avec cette ANOVA.

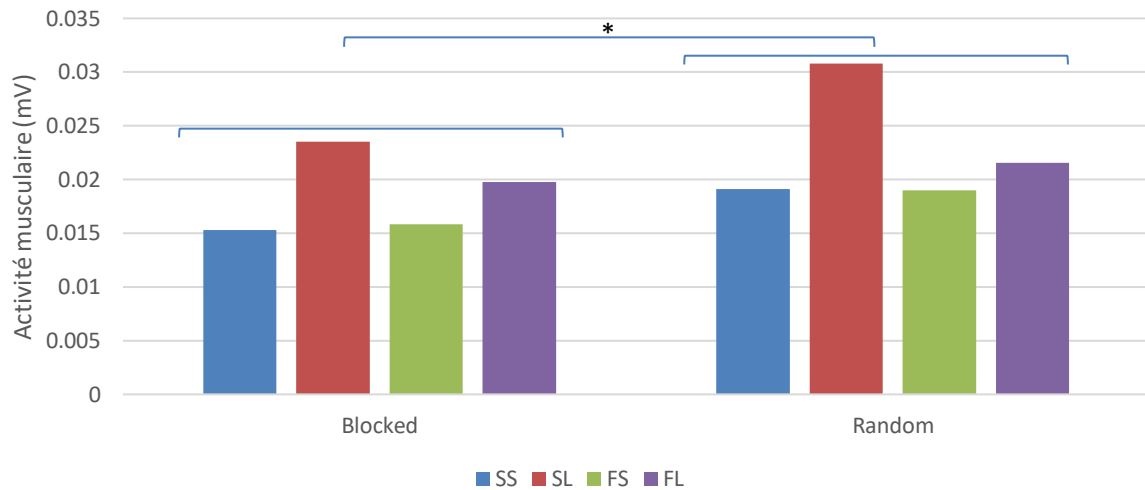


Figure 7. Moyennes des RESP pour le mouvement de rotation. Une différence significative ($p = 0.029$) est présente entre les préparations blocked et random.

3.2.2 RESP TRA. En ce qui concerne les mouvements de translation pour les RESP, nous avons également trouvé des différences significatives. La première, comme pour le mouvement de rotation, est une différence très significative entre les préparations blocked et random ($F_{1, 24} = 9.526$, $p = 0.005$, $\eta^2_p = 0.284$). Une différence très significative a également été calculée pour les conditions ($F_{3, 72} = 11.608$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.326$). Un test post hoc de Bonferroni nous a permis de découvrir quelles conditions étaient différentes entre elles. Une différence significative a donc été trouvée entre les conditions SS et FS ($p = 0.011$). De plus, deux différences très significatives entre SS et FL ($p < 0.001$) et entre SL et FL ($p = 0.007$) ont pu être calculées.



Figure 8. Moyennes des RESP pour le mouvement de translation. Une différence très significative ($p = 0.005$) est présente entre les préparations blocked et random. Pour des soucis de visibilité du graphique, les différences au sein des conditions ($p < 0.001$) ne sont pas indiquées. Celles-ci comprennent une différence entre SS et FS ($p = 0.011$) et deux différences très significatives entre SS et FL ($p < 0.001$) et entre SL et FL ($p = 0.007$)

3.3 Angle des chevilles

Nous avons calculé plusieurs ANOVA pour les angles des chevilles. Ces calculs ont été effectués pour l'angle avant la perturbation, pour le changement d'angle maximal avant la perturbation et pour le temps entre la perturbation et l'angle maximal.

3.3.1 Angle avant la perturbation. Nous avons tout d'abord calculé les différences entre les angles des chevilles avant la perturbation. Pour ce faire, nous avons utilisé les ROT, TRA et la moyenne des ROT RAN et TRA RAN pour n'avoir qu'une seule liste de données de RAN et ceci pour chaque condition. Nous avons donc trouvé une différence significative entre les perturbations blocked et random ($F_{2, 46} = 3.51$, $p = 0.038$, $\eta^2_p = 0.132$). Cependant, le test post hoc de Bonferroni n'a ressorti aucune différence notable au sein des perturbations. Une différence très significative a été notée pour la comparaison entre condition et perturbation ($F_{6, 138} = 3.31$, $p = 0.004$, $\eta^2_p = 0.126$). Un test post hoc de Bonferroni nous indique une différence très significative ($p = 0.005$) entre SL ROT et SL TRA.

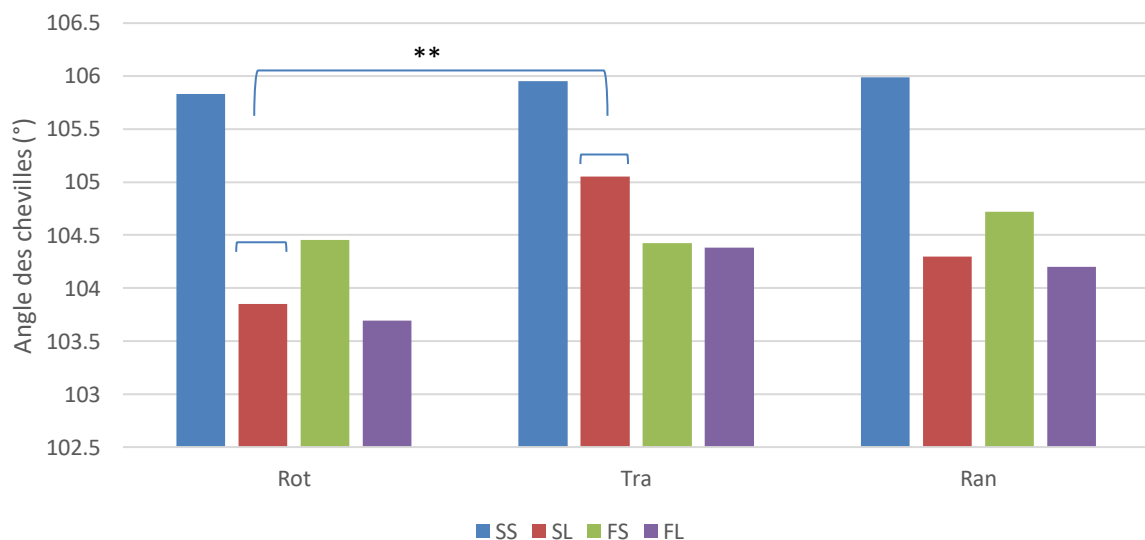


Figure 9. Moyennes des angles des chevilles avant la perturbation. Une différence entre les 3 perturbations est présente ($p = 0.038$) mais n'est pas notée car le test post hoc de Bonferroni n'a rien donné de significatif. Une différence très significative ($p = 0.005$) entre SL ROT et SL TRA est présente.

3.3.2 Changement d'angle maximal après la perturbation (ROT). L'ANOVA, qui nous a servi à calculer le changement d'angle, a sorti deux différences dont une très significative. La première est la différence très significative entre les conditions ($F_{3, 69} = 150.29$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.867$). Le test post hoc de Bonferroni nous a montré que la seule différence qui n'est pas significative est celle entre SS et FS ($p = 0.784$). Toutes les autres différences sont très significatives avec un $p < 0.001$. La deuxième différence significative est entre les conditions et la

préparation ($F_{3, 69} = 3.37$, $p = 0.023$, $\eta^2_p = 0.128$). Grâce au test Bonferroni, nous avons pu constater qu'il n'y a aucune différence entre SS ROT et SS RAN ($p = 1.00$), entre FS ROT et FS RAN ($p = 1.00$) ainsi qu'entre FL ROT et FL RAN ($p = 1.00$). Cependant, nous pouvons noter une différence entre SL ROT et SL RAN ($p = 0.018$).

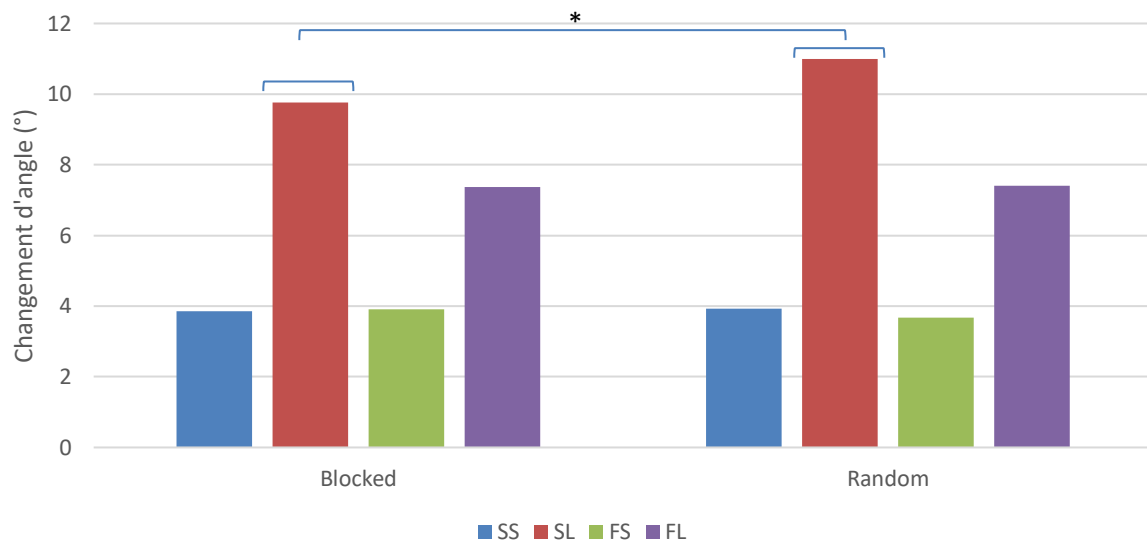


Figure 10. Moyennes du changement maximal d'angle des chevilles pour le mouvement de rotation. Pour des soucis de visibilité du graphique, les différences au sein des conditions ($p < 0.001$) et entre les conditions et les préparations ($p = 0.023$) ne sont pas indiquées. Toutes les différences entre les conditions sont significatives (Bonferroni correction) sauf entre SS et FS ($p = 1.00$). Le test Bonferroni de la comparaison entre les conditions et les préparations montre une différence entre SL blocked et SL random ($p = 0.018$), mais pas pour SS blocked et SS random ($p = 1.00$), FS blocked et FS random ($p = 1.00$) et FL blocked et FL random ($p = 1.00$).

3.3.3 Changement d'angle maximal après la perturbation (TRA). Contrairement à la rotation, les mouvements de translation n'ont pas de différence significative entre les conditions et la préparation au mouvement. Cependant, l'ANOVA nous a donné une différence significative pour les conditions et pour la préparation. Les conditions ont une différence très significative ($F_{3, 69} = 40.48$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.638$). Un test de Bonferroni nous montre que les différences sont significatives ou très significatives pour toutes les conditions entre elles sauf entre les conditions SL et FS avec un $p = 1.00$. L'ANOVA de la préparation nous a permis de calculer une différence très significative entre blocked et random ($F_{1, 23} = 9.39$, $p = 0.005$, $\eta^2_p = 0.290$) avec de plus grands changements d'angle maximal pour random.

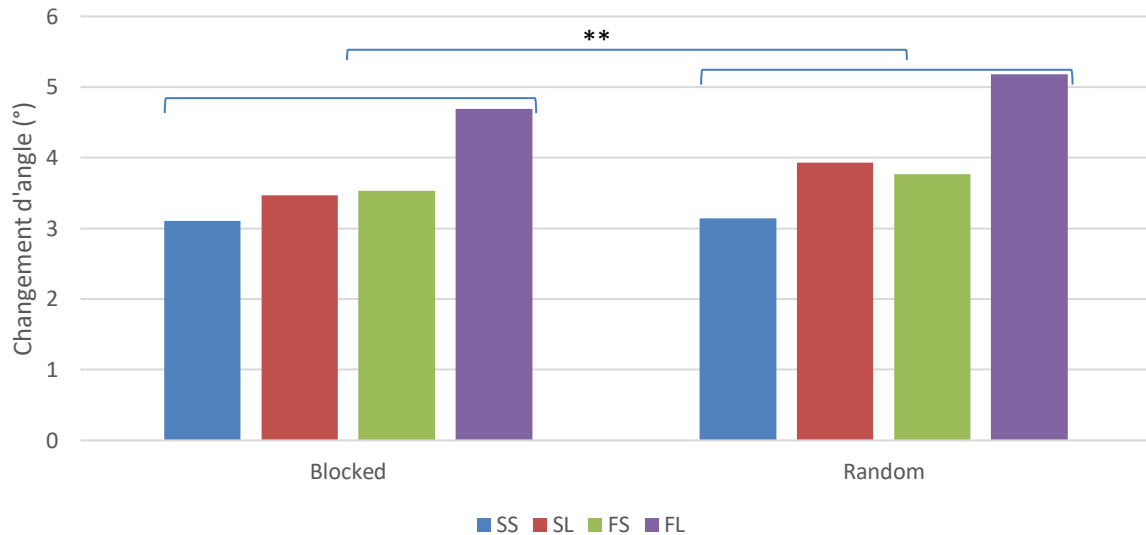


Figure 11. Moyennes du changement maximal d'angle des chevilles pour le mouvement de translation. Une différence entre random et blocked ($p = 0.005$) est indiquée. Pour des soucis de visibilité du graphique, les différences au sein des conditions ($p < 0.001$) ne sont pas indiquées. Ces différences concernent les comparaisons post hoc entre les conditions SS et SL ($p = 0.008$), SS et FS ($p = 0.018$), SS et FL ($p < 0.001$), SL et FL ($p < 0.001$), FS et FL ($p < 0.001$).

3.3.4 Temps entre la perturbation et l'angle maximal (ROT). L'ANOVA effectuée sur ces données nous a permis de constater une différence significative entre les conditions ($F_{3, 69} = 100.074$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.813$). Il s'agit là de la seule différence significative pour le temps entre la perturbation et l'angle maximal pour un mouvement de rotation. Un test post hoc de Bonferroni nous a montré que seule une différence (entre SS et FL) n'est pas significative ($p = 1.00$). Toutes les autres différences entre les conditions ont un $p < 0.001$.

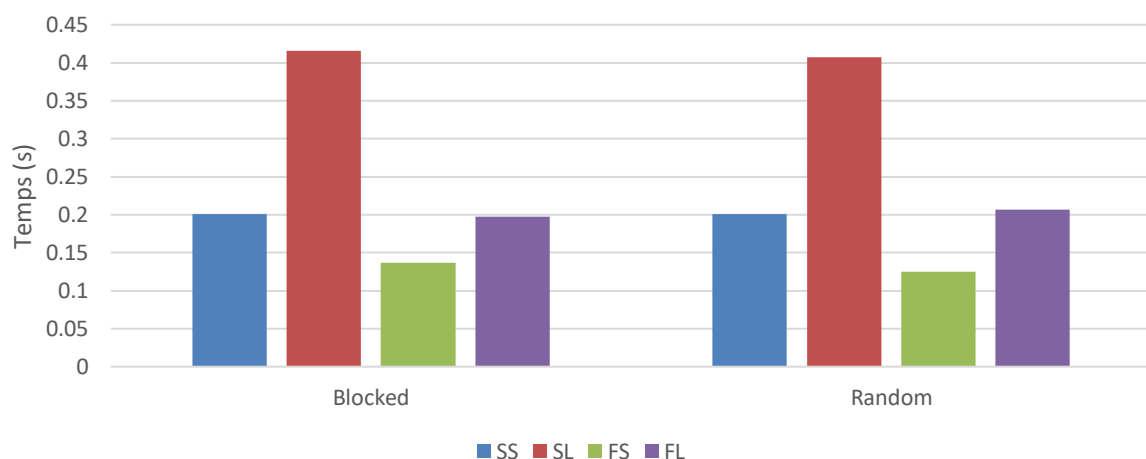


Figure 12. Moyennes du temps entre les perturbations et l'angle maximal pour le mouvement de rotation. Pour des soucis de visibilité du graphique, les différences au sein des conditions ($p < 0.001$) ne sont pas indiquées. Ces différences concernent les résultats obtenus par le test post hoc de Bonferroni pour les conditions entre SS et SL ($p < 0.001$), SS et FS ($p < 0.001$), SL et FS ($p < 0.001$), SL et FL ($p < 0.001$), FS et FL ($p < 0.001$).

3.3.5 Temps entre la perturbation et l'angle maximal (TRA). Pour le temps entre la perturbation et l'angle maximal pour un mouvement de translation, l'ANOVA que nous avons effectuée nous a permis de ressortir une différence très significative pour les conditions ($F_{3, 69} = 105.09$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.820$) ainsi que pour la préparation ($F_{1, 23} = 9.19$, $p = 0.006$, $\eta^2_p = 0.285$). Un test post hoc de Bonferroni pour les conditions nous a montré que la seule différence n'étant pas significativement différente est celle entre SS et FL avec un $p = 1.00$. Toutes les autres comparaisons entre les conditions sont très significatives avec un $p < 0.001$.

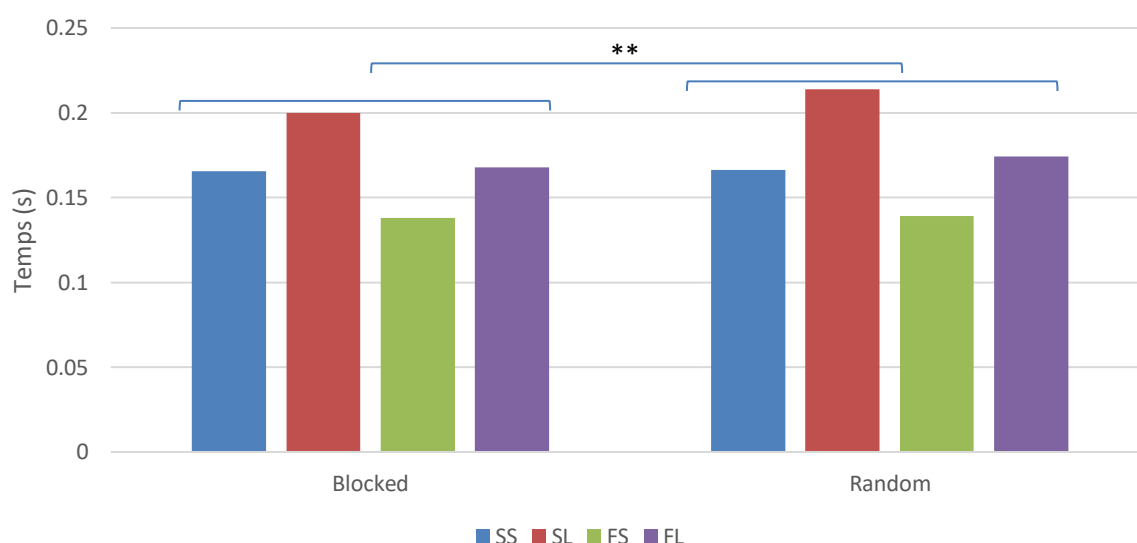


Figure 13. Moyennes du temps entre les perturbations et l'angle maximal pour le mouvement de translation. Une différence très significative ($p = 0.006$) est présente entre blocked et random. Pour des soucis de visibilité du graphique, les différences au sein des conditions ($p < 0.001$) ne sont pas indiquées. Ces différences concernent les résultats obtenus par le test post hoc de Bonferroni pour les conditions entre SS et SL ($p < 0.001$), SS et FS ($p < 0.001$), SL et FS ($p < 0.001$), SL et FL ($p < 0.001$), FS et FL ($p < 0.001$).

3.4 Réflexe H

Nous avons effectué plusieurs repeated mesures ANOVA afin d'effectuer les statistiques du réflexe H et de l'activité musculaire pour trouver les différences significatives. Les ANOVA du réflexe H ont été calculées pour les différentes conditions (SS, SL, FS, FL) et les différents timepoints (moment pendant lequel le sujet recevait la stimulation pour induire son réflexe H) qui correspondaient à avant ou après la perturbation ainsi que la préparation au mouvement (blocked ou random).

3.4.1 Référence réflexe H. Nous avons tout d'abord calculé l'ANOVA des différentes conditions pour les réflexes H enregistrés avant le début de chaque condition. L'ANOVA n'a rien ressorti de significatif entre les différentes conditions ($F_{3, 72} = 1.91$, $p = 0.136$, $\eta^2_p = 0.074$).

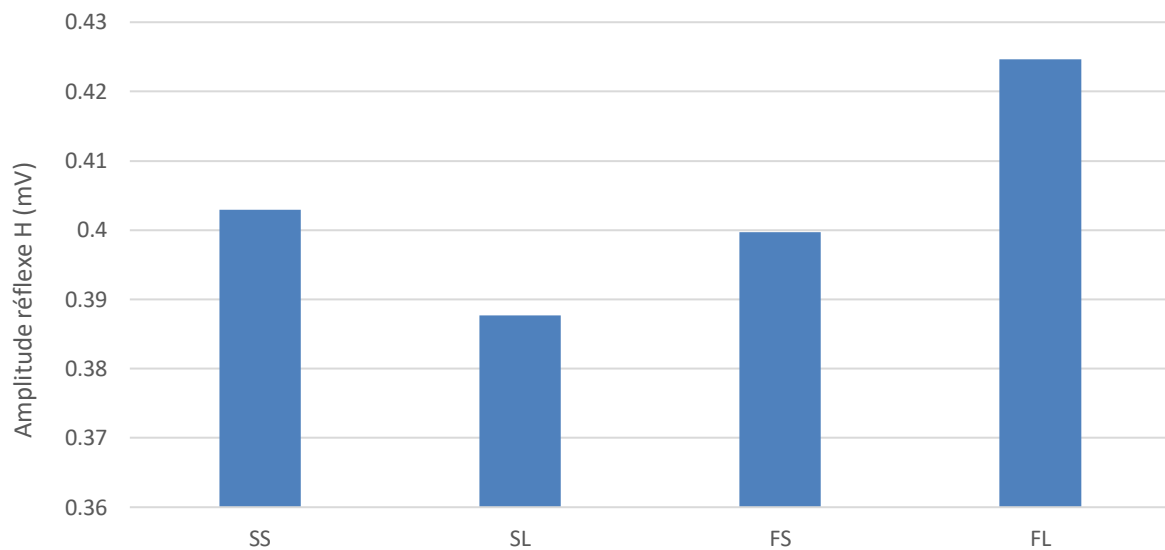


Figure 14. Moyennes de référence du réflexe H des différentes conditions. Aucune différence significative n'est à relever.

3.4.2 Rotation blocked. Deux ANOVA ont été effectuées pour les perturbations ROT blocked et TRA blocked, toutes deux aux timepoints avant et après et pour les 4 différentes conditions. En ce qui concerne ROT blocked, nous avons une différence très significative entre les deux timepoints ($F_{1, 24} = 31.63$, $p < 0.001$, $\eta^2_p = 0.569$), c'est-à-dire lorsque le stimuli intervient avant ou après la perturbation. Aucun autre facteur n'a de différence significative.

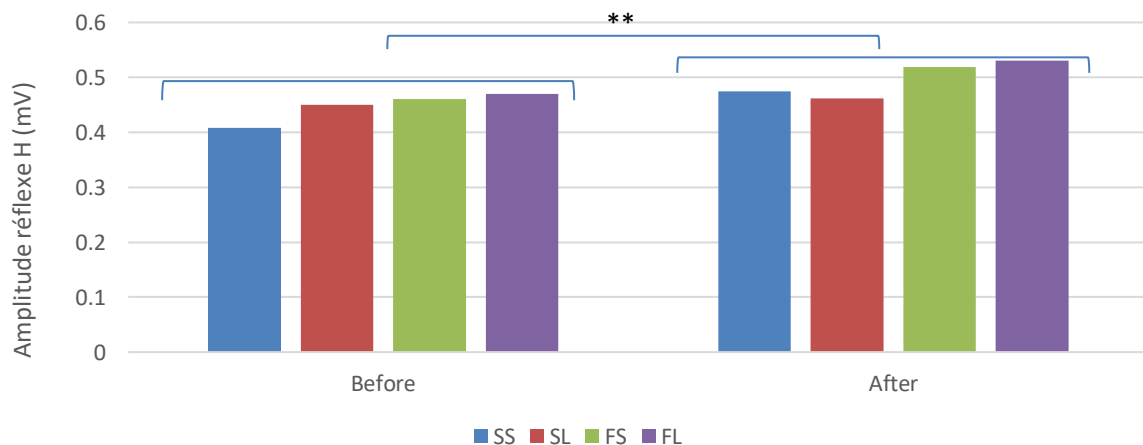


Figure 15. Moyennes du réflexe H de ROT bloqué des différentes conditions et à différents timepoints. Une différence significative ($p < 0.001$) entre les deux timepoints a été calculée.

3.4.3 Translation blocked Pour TRA blocked, aucune différence entre les différents facteurs n'a été trouvée, que ce soit pour les conditions ($F_{3, 72} = 0.5867$, $p = 0.626$, $\eta^2_p = 0.024$), pour

les timepoints ($F_{1, 24} = 0.0101$, $p = 0.921$, $\eta^2_p = 0.000$) ou pour la différence entre ces deux facteurs ($F_{3, 72} = 0.2842$, $p = 0.837$, $\eta^2_p = 0.012$).

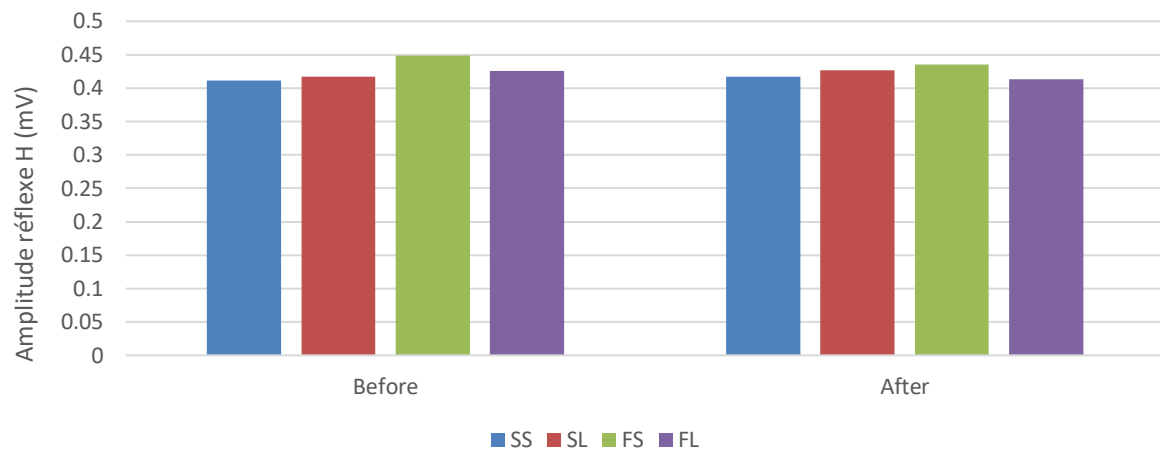


Figure 16. Moyennes du réflexe H de TRA blocked des différentes conditions et à différents timepoints. Aucune différence significative n'est à relever.

3.4.4 Random. Cette ANOVA calculait la différence entre les données des réflexes H avec la perturbation random avant et après la perturbation (ROT random après et TRA random après). Une différence significative ($F_{2, 48} = 3.997$, $p = 0.025$, $\eta^2_p = 0.143$) a été découverte au sein des perturbations. Un test post-hoc de Bonferroni nous a permis de constater une différence significative entre les perturbations random avant et ROT random après ($p = 0.022$).

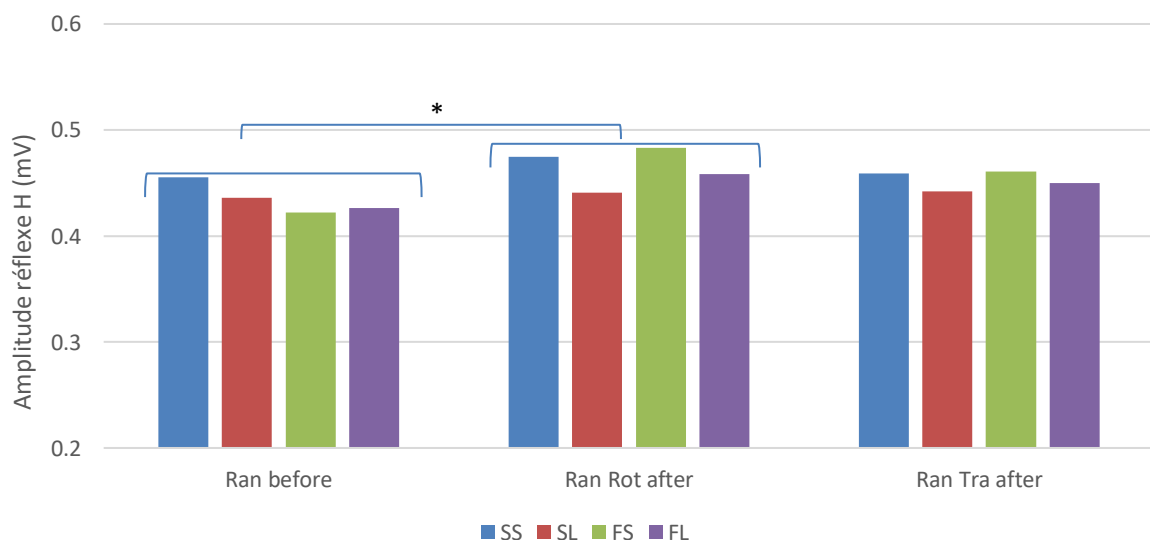


Figure 17. Moyennes du réflexe H durant les perturbations random. Une différence significative est présente entre random avant et ROT random après ($p = 0.022$)

3.4.5 Blocked avant et random avant. L'analyse du réflexe H avant toutes sortes de perturbations nous a permis de ressortir une différence significative entre les conditions et les perturbations ($F_{6, 144} = 2.317$, $p = 0.036$, $\eta^2_p = 0.088$). Cependant, cette différence étant trop faible, le test post hoc de Bonferroni ne nous a donné aucune différence au sein de ces deux groupes.

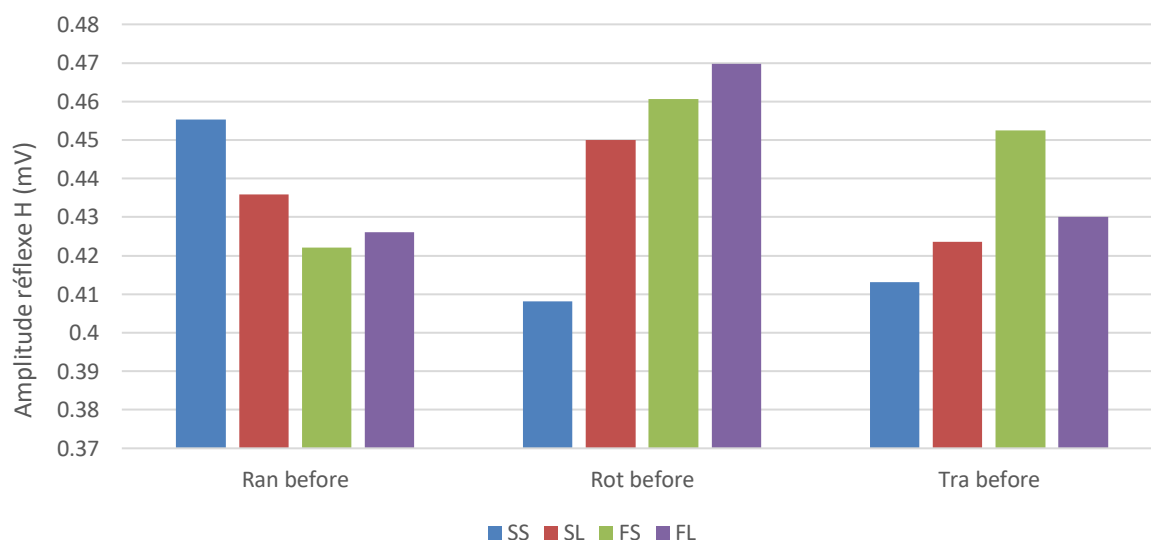


Figure 18. Moyennes des réflexes H avant les différents types de perturbations. Une différence entre les conditions et les perturbations ($p = 0.036$) est présente. Le test post hoc de Bonferroni n'a cependant donné aucune différence significative.

3.4.6 Rotation blocked après et rotation random après. Ces dernières ANOVA du réflexe H comparent les perturbations ROT blocked et random ainsi que TRA blocked et random, toutes ayant eu la stimulation du réflexe après la perturbation. L'ANOVA de la comparaison entre ROT blocked et random, nous a montré une différence significative au niveau de la préparation, c'est-à-dire entre blocked et random ($F_{1, 24} = 6.48$, $p = 0.018$, $\eta^2_p = 0.213$).

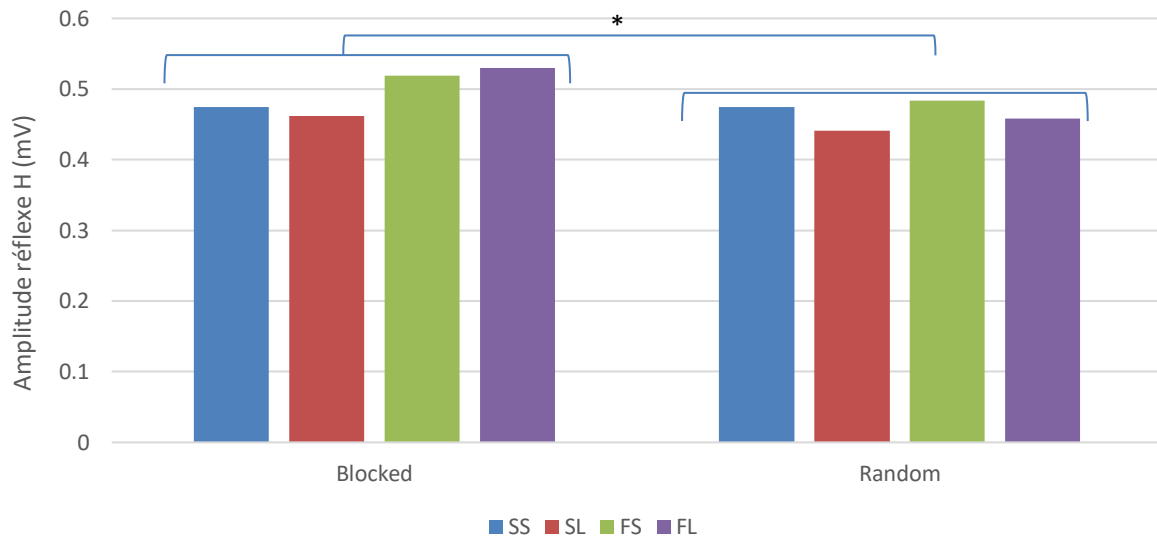


Figure 19. Moyennes des réflexes H de ROT après la perturbation. Une différence significative ($p = 0.018$) est présente entre blocked et random.

3.4.7 Translation blocked après et translation random après. La même différence significative a été notée entre blocked et random pour TRA ayant la stimulation après la perturbation ($F_{1,24} = 5.179$, $p = 0.032$, $\eta_p^2 = 0.177$).

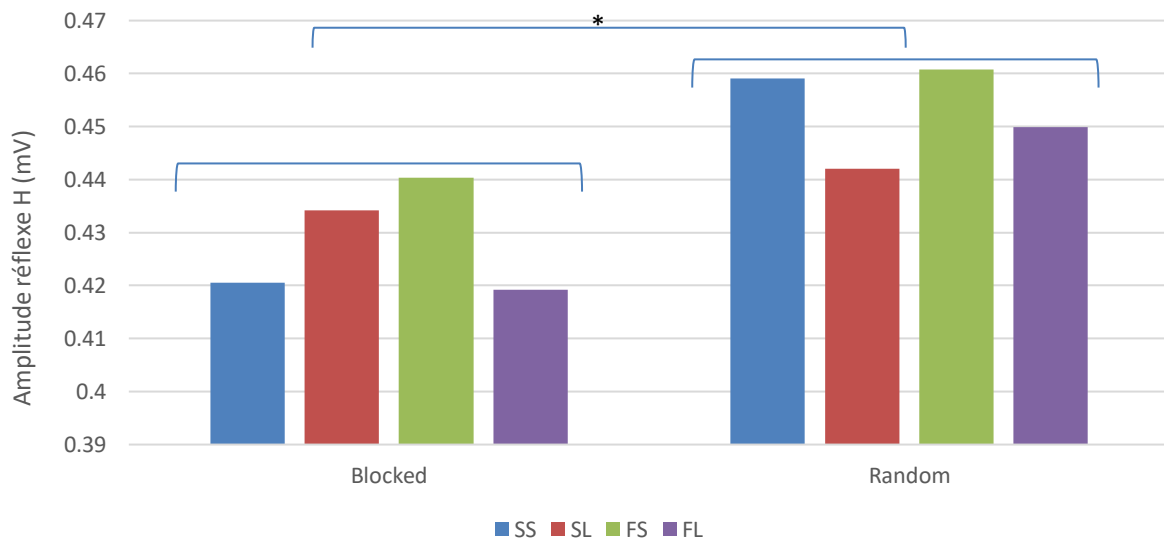


Figure 20. Moyennes des réflexes H de TRA après la perturbation. Une différence significative ($p = 0.032$) est présente entre blocked et random.

4 Discussion

Le but de ce travail était de mesurer l'amplitude du réflexe H et l'activité musculaire durant une tâche d'équilibre dont la perturbation était un mouvement de rotation ou un mouvement de translation, tous deux étant prédits ou non et contraints à différentes conditions. Nous nous attendions donc à ce qu'il y ait une différence notable entre les différents mouvements et les différentes conditions.

Les recherches dont nous avons discuté (Nashner, 1976; Wälchli et al., 2017), nous ont montré que l'amplitude du réflexe H est plus grande lors d'un mouvement de translation que lors d'un mouvement de rotation. De plus, la préparation au mouvement (anticipé ou non) joue un rôle dans l'amplitude de réflexe H et le cadre préparatoire affecte la transmission spinale par les afférents Ia. Les perturbations anticipées baissent donc la régulation du LLR pour les mouvements anticipés de rotation et l'augmente pour les mouvements de translation. Fujio et al. (2019) nous montraient que l'activité musculaire ainsi que l'excitabilité corticospinale étaient modulées grâce à l'amplitude et la direction du mouvement pour le TA lors des TRA. Le SOL, quant à lui, n'était pas modulé durant les TRA.

Selon nos résultats, très peu de différences ont été notées entre les conditions. La majorité des différences que nous avons relevées pour le réflexe H sont des différences entre les timepoints et la préparation au mouvement. Pour l'activité musculaire, nous avons remarqué que le SOL était modulé, en majeure partie, par l'amplitude de la perturbation.

4.1 Activité musculaire

L'activité musculaire durant les perturbations d'équilibre a été mesurée grâce à l'EMG (figure 6). Les résultats obtenus durant les rotations, les translations et les mouvements aléatoires nous montrent que l'activité musculaire est plus influencée par l'amplitude du mouvement (court ou long) que par sa vitesse (lente ou rapide). Fujio et al. (2019) nous démontraient que le TA était modulé selon la direction et la longueur du mouvement alors que le SOL ne présentait aucune modulation pour les mouvements de translation. Nous n'avons aucune indication pour les rotations dans leurs recherches. Cependant, si nous prenons nos résultats, comme nous venons de le constater, le muscle soléaire est modulé selon l'amplitude du mouvement, que ce soit pour les translations, les rotations ou les mouvements aléatoires, contrairement aux résultats de Fujio et al. (2019). Il ne s'agit là que de spéculation mais, étant donné que nous avons obtenu une différence très significative ($p = 0.004$) entre FS et FL alors que les deux autres différences ne sont que significatives (cf figure 6), nous pouvons alors penser que la

longueur de la perturbation a un rôle plus important dans l'activité musculaire que la vitesse ou la direction. Nos résultats rejoignent alors ce que disent Chen et Zhou (2011) sur le fait que l'amplitude du mouvement a un plus grand impact sur l'activité musculaire que la vitesse du déplacement. Cette différence entre nos résultats et ceux de Fujio et al. (2019) peut être due à la différence de distances et de vitesses entre nos perturbations. En effet, nos perturbations déplaçaient les sujets sur 6 et 12 cm alors que pour Fujio et al. (2019), ils se déplaçaient sur 3.5 et 7 cm. Pour la vitesse, nous avons 0.51 et 0.91 m/s tandis que Fujio et al. (2019) avaient 0.1 et 0.25 m/s. Ces écarts peuvent avoir un impact sur l'activité musculaire et donc entraîner des résultats différents entre nos deux recherches.

Les données de la réponse musculaire du SOL nous montrent que l'activité musculaire obtenue avec les données du RESP TRA (figure 8) sont, de manière générale, plus élevées que celles de RESP ROT (figure 7). Ceci est très certainement dû au fait que le muscle soléaire est un muscle extenseur de la cheville et est donc plus sensible aux translations qu'aux rotations. De plus, il est étonnant que les mouvements de rotation n'aient pas le même type de résultats que les mouvements de translation. En effet, nous pouvons constater que pour RESP ROT, la réponse musculaire de la condition SL est bien plus élevée que pour les autres conditions. Ceci rejoint les résultats que nous avons eus précédemment, c'est-à-dire que le SOL est modulé par rapport à l'amplitude du mouvement durant les ROT. Enfin, l'anticipation du mouvement semble jouer un rôle pour les RESP puisque les données de random sont toujours plus élevées que les données de blocked. Ceci est peut-être dû au fait que le sujet ne connaît pas le mouvement à venir et se prépare donc à subir une perturbation plus forte que prévue. De ce fait, l'activité musculaire est plus élevée pour un mouvement non prédit.

4.2 Angle des chevilles

Grâce à la capture de mouvements liée à l'OptiTrack, nous avons pu calculer les variations d'angle de la cheville gauche. La première mesure dont nous avons calculé l'ANOVA est la moyenne de l'angle de la cheville avant la perturbation (figure 9). Nous avons pu constater une différence significative ($p = 0.038$) entre les différentes perturbations. Cependant, le test post hoc de Bonferroni ne nous a donné aucune différence significative. Cela signifie donc que l'angle des chevilles diffère entre les perturbations mais cette différence est trop bénigne pour que le test post hoc soit significatif. Cette légère différence, bien qu'elle soit trop faible pour être significative avec un test post hoc, semble logique puisque les sujets ont tendance à anticiper le mouvement et donc à s'incliner légèrement, en avant ou en arrière, afin de gérer au mieux la perturbation à venir. Une seule différence significative a été relevée pour les con-

ditions et il s'agit d'une différence entre SL ROT et SL TRA. Ce que nous pouvons constater est que l'angle des chevilles est le plus élevé pour la condition SS. Etant donné qu'il s'agit de la condition dont la perturbation est la plus simple, les sujets étaient très certainement plus décontractés et donc moins sur leurs appuis. Ainsi, l'angle des chevilles se trouve augmenté pour la condition SS. En effet, plus le sujet se tient droit, plus l'angle des chevilles est élevé. Au contraire, si le sujet est penché en avant ou est sur ses appuis, l'angle est diminué. De manière général, la longueur du mouvement est ce qui influence le plus l'angle des chevilles puisque, à part pour SL TRA, les angles les plus petits sont ceux des conditions ayant une amplitude plus élevée.

Le changement d'angle maximal nous montre également que l'angle des chevilles est plus sensible aux changements de longueur qu'aux changements de vitesse. En effet, pour le mouvement de rotation (figure 10), les conditions SL et FL ont un changement d'angle maximal bien plus élevé que les conditions SS et FS. Mais ceci semble assez logique pour la rotation puisque que plus la longueur du mouvement est élevée, plus les chevilles vont fléchir. Étonnement, la condition ayant le changement d'angle le plus grand est la condition SL et non FL alors qu'avant le début de la perturbation, aucune différence d'angle n'était présente entre ces deux conditions. De plus, si nous prenons les différences entre SL ROT et FL ROT ainsi qu'entre SL ROT random et FL ROT random, les deux différences sont très significatives au test post hoc avec un $p < 0.001$. Nous aurions pu nous attendre à ce que la vitesse du mouvement entraîne une augmentation de l'angle des chevilles, mais ce n'est pas le cas. Il se peut donc que cette différence entre SL et FL nous vienne de l'impact à la fin du mouvement. En effet, FL étant un mouvement plus rapide, le sujet va, consciemment ou non, prendre de meilleurs appuis afin de subir le mouvement et donc avoir un changement d'angle maximal moindre. Pour SL, comme la vitesse est moins élevée que pour FL, le sujet peut être moins sur ses appuis et donc être moins prêt à subir la perturbation. Il se peut donc que le sujet perde plus facilement l'équilibre lors de la condition SL et entraîne de ce fait un changement d'angle maximal plus élevé que pour FL. Ceci change pour les translations (figure 11) puisqu'il s'agit de la condition FL qui a un changement d'angle plus élevé que SL. Mais nous pouvons également constater que la longueur du mouvement affecte plus les angles des chevilles que la vitesse de la perturbation. Une différence très significative est à signaler entre blocked et random pour les mouvements de translation, ce qui nous montre qu'un mouvement non anticipé déstabilise plus le sujet puisque la variation d'angle augmente.

Le temps entre le début de la perturbation et l'angle maximal des chevilles (figures 12 et 13) contient des différences significatives au niveau des conditions puisque celles-ci varient en

vitesse et en longueur. Il y a également une différence très significative pour TRA entre blocked et random. Nous ne savons cependant pas pourquoi cette différence est présente puisque la vitesse et la longueur des perturbations ne changent pas entre blocked et random. Etant donné que l'angle maximal est plus grand avec les mouvements random, il se peut que cela prenne donc un peu plus de temps bien que la vitesse soit la même que pour les mouvements blocked. De plus, avec les perturbations random, il n'est pas possible de définir une anticipation correcte puisque le sujet ne connaît pas le mouvement à l'avance. De ce fait, il se peut que le sujet anticipe le faux mouvement et donc cela prend plus de temps pour corriger sa position.

4.3 Amplitude du réflexe H selon les différentes conditions

L'amplitude du réflexe H est la principale recherche de ce travail. Nous l'avons étudié sous différentes conditions, timepoints, préparations et perturbations. Nous avons vu précédemment (Fujio et al., 2019; Miranda et al., 2019; Wälchli et al., 2017) que le réflexe H est plus ample lors d'une préparation à une translation ainsi que lors de son exécution et est plus petit lors d'une rotation et de sa préparation. De plus, selon Chen et Zhou (2011), l'amplitude du réflexe H peut être influencée par l'amplitude du mouvement perturbateur ce qui n'est pas forcément le cas dans nos résultats.

Très peu de résultats nous montrent une différence significative entre les différentes conditions et donc une variation du réflexe H selon la longueur, la vitesse ou l'amplitude de la perturbation. La preuve en est avec l'ANOVA des réflexes H de référence (figure 14) qui compare le réflexe H avant chaque condition. En effet, cette dernière n'a aucune différence significative et prouve que les réflexes H des différents participants étaient de la même taille avant les différentes conditions et quel que soit la condition à venir.

Comme nous l'avions prévu, la seule différence pour les ROT blocked (figure 15) se trouve être la différence des timepoints. Contrairement à cela, nous pouvons suspecter que les TRA blocked (figure 16) n'ont aucune différence car la SLR n'est pas activée, ce qui n'active pas les fuseaux neuromusculaires et n'entraîne donc aucune différence, même au niveau des timepoints. Chez les TRA, les réflexes H ne sont pas différents, que ce soit avant ou après la perturbation car la translation n'a pas d'influence directe sur le réflexe H.

Au niveau des perturbations aléatoires (figure 17), nous pouvons noter une différence entre Random avant la perturbation et ROT random après la perturbation. Cette différence semble assez logique puisque pour ROT random après, le réflexe H arrive en même temps que la SLR, c'est pourquoi le réflexe H est plus grand, bien qu'une contraction musculaire du SOL

soit négative lors des ROT. Cependant, TRA random après n'est pas différent des deux autres mesures, malgré le fait que les sujets aient besoin du muscle agoniste pour se rétablir de cette perturbation. Nous pouvons alors constater que le réflexe H des TRA ne change pas avant et après la perturbation, que ce soit pour les mouvements random ou blocked, alors que pour le réflexe H des ROT, ce dernier est toujours plus grand après la perturbation en raison de la SLR.

L'ANOVA des réflexes H avant la perturbation (figure 18) nous a montré une différence entre les conditions et les perturbations. Le test post hoc de Bonferroni ne nous montre aucune différence ce qui prouve que la différence entre les conditions et les perturbations est très faible. Ce que nous pouvons directement voir est que la perturbation ROT est totalement l'inverse de RAN. Nous pouvons remarquer que la condition SS est vraiment différente des autres conditions. Pour toutes les perturbations RAN ROT, les fuseaux neuromusculaires sont toujours activés et provoquent un réflexe H de bonne amplitude. Cependant, nous pouvons spéculer que pour la condition SS, le stimulus n'était pas assez fort pour provoquer une SLR de bonne amplitude ou que les fuseaux neuromusculaires n'étaient pas entièrement activés. Nos résultats sont différents de ceux de Wälchli et al. (2017) qui ont mesuré l'amplitude du réflexe H 70ms avant la perturbation. Leurs résultats montraient une différence entre les rotations et les translations, contrairement aux nôtres, qui n'ont aucune différence alors que nous les avons mesurés également à 70ms avant la perturbation.

Les dernières comparaisons du réflexe H prennent en compte ROT blocked comparé à ROT random (figure 19) et TRA blocked comparé à TRA random (figure 20). Aucune condition n'a de différence entre elles. Cependant, la préparation au mouvement est significativement différente pour les deux types de perturbation, c'est-à-dire que pour les deux ANOVA, il y a une différence entre blocked et random. Wälchli et al. (2017) en avaient parlé dans leurs résultats, à savoir que l'amplitude du réflexe H est la plus élevée lors d'une translation anticipée, la plus faible lors d'une rotation anticipée et se trouve entre deux pour les mouvements non anticipés. Ils n'avaient cependant trouvé aucune différence d'anticipation entre les ROT et les TRA durant la SLR. Nos résultats sont donc en partie comparables aux leurs, puisque nous avons une différence entre les mouvements aléatoires et prédits, qu'ils soient des ROT ou des TRA, bien que nos résultats aient été mesurés après la perturbation. Cependant, dans les résultats de Wälchli et al. (2017), les données de TRA étaient toujours plus grandes que celles de ROT. Dans notre cas, il n'y a statistiquement aucune différence entre TRA et ROT, mais nous pouvons constater que, pour les données récoltées avant la perturbation (figure 18), les résultats de ROT sont plus grands que ceux de TRA. Nous pouvons suspecter que les don-

nées de ROT sont plus grandes car les sujets avaient tendance à se préparer à la perturbation en se penchant en avant afin de compenser la perte d'équilibre en arrière. De ce fait, ils contractaient les muscles agonistes, c'est-à-dire le SOL et le GM, rendant ainsi l'amplitude du réflexe H plus élevée. Il a été indiqué par Fujio et al. (2019) que, si le mouvement est connu à l'avance, en particulier son amplitude, la LLR va s'adapter à la taille appropriée à la perturbation. Cependant, s'il ne connaît pas les particularités de la perturbation, les réponses, qu'elles soient musculaires ou réflexe, ont tendance à être plus élevées.

Contrairement à ce que nous avons vu avec Chen et Zhou (2011) pour l'activité musculaire, l'amplitude de la perturbation ne joue par un grand rôle dans la modulation du réflexe H, selon nos résultats, puisqu'il n'y a que très peu de différence entre les conditions. La préparation au mouvement a alors un plus grand impact, puisque le réflexe H était en général plus ample lors des mouvements aléatoires. Il s'agit cependant du contraire pour les mouvements ROT, puisque les perturbations blocked ont un réflexe H légèrement plus ample que les perturbations random. Miranda et al. (2019) l'avaient constaté dans leurs résultats ; lors des rotations, l'amplitude du réflexe H augmente jusqu'à 50ms après le début de la perturbation puis diminue. L'augmentation du réflexe H durant la SLR peut s'expliquer par l'activation du réflexe d'étirement monosynaptique durant lequel les afférents Ia peuvent augmenter ou diminuer l'activation des motoneurones du muscle soléaire. Nous pouvons donc spéculer que la préparation au mouvement joue également un rôle, puisque pour les mouvements blocked, le sujet connaît exactement la perturbation à venir et se prépare donc en conséquence, d'où un réflexe H plus ample que pour les mouvements random.

5 Conclusion

Ce travail, ainsi que les tests effectués, avaient pour objectif de déterminer l'activité du réflexe H et l'activité musculaire lors de différentes perturbations d'équilibre. Ces tâches étaient soumises à différentes conditions d'amplitude, de vitesse, de direction et d'anticipation. De manière générale, il n'y a eu aucune différence entre les différentes conditions pour le réflexe H. Cependant, si nous regardons attentivement les graphiques, nous pouvons constater que le réflexe H des ROT est légèrement plus amples que celui des TRA et ceci surtout pour les mouvements anticipés, bien que cette différence ne soit pas significative. Ces résultats ne peuvent donc pas nous montrer de véritable différence entre TRA et ROT. Nos deux hypothèses sont donc nullifiées puisqu'aucune des deux perturbations n'est différente de l'autre, contrairement aux résultats obtenus par Wälchli et al. (2017). Nous pouvons cependant mentionner l'amplitude du réflexe H récolté avant la perturbation puisque, pour les mouvements random, l'amplitude devient de plus en plus petite de SS à FL, l'inverse pour ROT et reste plus ou moins la même pour TRA.

Notre seconde hypothèse énonçait que l'activité musculaire et le réflexe H seraient plus élevés lors de mouvements prédits ou, au contraire, lors de mouvements non prédits. En ce qui concerne l'activité musculaire, notre première hypothèse est fausse puisque les muscles sont plus actifs lors des mouvements non prédits, que ce soit pour des TRA ou des ROT. Cependant, pour le réflexe H, les résultats sont assez partagés puisque pour les ROT, les perturbations prédites ont une amplitude plus élevée que les perturbations non prédites et il s'agit de l'inverse. Ceci nous montre que lorsque le sujet connaît le mouvement à venir, la LLR prend une taille appropriée pour répondre à la perturbation en question (Fujio et al., 2019). Cependant, la SLR ne peut pas s'adapter convenablement lors d'un mouvement aléatoire et la contraction musculaire ou l'amplitude du réflexe H est alors plus grande.

A travers ce travail, nous avons donc pu voir que le réflexe H n'est influencé ni par l'amplitude, ni par la vitesse. Cependant, la direction influence un minimum l'amplitude du réflexe H. L'activité musculaire, quant à elle, est influencée par l'amplitude du mouvement et augmente lorsque le mouvement est plus grand. L'anticipation du mouvement, que ce soit pour le réflexe H ou pour l'activité musculaire, engendre une amplitude plus petite que lorsque le mouvement n'est pas connu à l'avance. Un mouvement aléatoire entraîne donc une augmentation de la tension musculaire et de l'amplitude du réflexe H.

Actuellement, les connaissances scientifiques sur ce sujet nous montraient une différence d'amplitude au niveau musculaire et du réflexe H entre les TRA et les ROT ainsi que les

mouvements anticipés ou non (Fujio et al., 2019; Miranda et al., 2019; Wälchli et al., 2017). Ces différences n'ont pas pu être démontrées pour les TRA et les ROT, malgré les différentes conditions, puisque nous n'avons aucune véritable différence. Cependant, nous avons pu constater que les mouvements non anticipés augmentaient l'activité musculaire et en partie l'amplitude du réflexe H. Ceci montre que les sujets compensaient le manque d'information lié à la perturbation par une activité musculaire accrue.

Bibliographie

- Azzi, N. M., Coelho, D. B., & Teixeira, L. A. (2017). Automatic postural responses are generated according to feet orientation and perturbation magnitude. *Gait and Posture*, 57(June), 172–176. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.003>
- Blecher, R., Heinemann-Yerushalmi, L., Assaraf, E., Konstantin, N., Chapman, J. R., Cope, T. C., Bewick, G. S., Banks, R. W., & Zelzer, E. (2018). New functions for the proprioceptive system in skeletal biology. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 373(1759). <https://doi.org/10.1098/rstb.2017.0327>
- Chen, Y. S., & Zhou, S. (2011). Soleus H-reflex and its relation to static postural control. *Gait and Posture*, 33(2), 169–178. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.008>
- Dieterich, M., & Brandt, T. (2015). The bilateral central vestibular system: Its pathways, functions, and disorders. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1343(1), 10–26. <https://doi.org/10.1111/nyas.12585>
- Du, J., Shen, L., Zhang, P., Tan, Z., Cheng, X., Luo, J., Zhao, X., Yang, Q., Gu, H., Jiang, A., Ma, J., Tang, Q., Jin, L., Shuai, S., Li, M., Jiang, Y., Tang, G., Bai, L., Li, X., ... Zhu, L. (2018). The regulation of skeletal muscle fiber-type composition by betaine is associated with NFATc1/MyoD. *Journal of Molecular Medicine*, 96(7), 685–700. <https://doi.org/10.1007/s00109-018-1657-2>
- Fujio, K., Obata, H., Kawashima, N., & Nakazawa, K. (2019). Presetting of the corticospinal excitability in the tibialis anterior muscle in relation to prediction of the magnitude and direction of postural perturbations. *Frontiers in Human Neuroscience*, 13(January), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00004>
- Haith, A. M., Pakpoor, J., & Krakauer, J. W. (2016). Independence of movement preparation and movement initiation. *Journal of Neuroscience*, 36(10), 3007–3015. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3245-15.2016>
- Hawasli, A. H., Hullar, T. E., & Dorward, I. G. (2014). Idiopathic scoliosis and the vestibular system. *European Spine Journal*, 24(2), 227–233. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3701-4>
- Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human postural control. *Frontiers in Neuroscience*, 12(MAR), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>
- Klont, R. E., Brocks, L., & Eikelenboom, G. (1998). Muscle fibre type and meat quality. *Meat Science*, 49(SUPPL. 1). [https://doi.org/10.1016/S0309-1740\(98\)90050-X](https://doi.org/10.1016/S0309-1740(98)90050-X)

- Knikou, M. (2008). The H-reflex as a probe: Pathways and pitfalls. *Journal of Neuroscience Methods*, 171(1), 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.02.012>
- Lu, T. W., & Chang, C. F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28(2 SUPPL.). <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2011.08.004>
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465–472. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00031-6](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00031-6)
- Miranda, Z., Pham, A., Elgbeili, G., & Barthélemy, D. (2019). H-reflex modulation preceding changes in soleus EMG activity during balance perturbation. *Experimental Brain Research*, 237(3), 777–791. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5459-0>
- Monod, H., Flandrois, R., & Vandewalle, H. (2007). Constitution et Propriétés des Fibres Musculaires Striées Squelettiques. *Physiologie Du Sport*, 64–88. <https://doi.org/10.1016/b978-2-294-70248-8.50003-7>
- Morgan, J., & Partridge, T. (2020). Skeletal muscle in health and disease. *DMM Disease Models and Mechanisms*, 13(2). <https://doi.org/10.1242/dmm.042192>
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26(1), 59–72. <https://doi.org/10.1007/BF00235249>
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., & Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann reflex: Methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268–277.
- Patikas, D. A., Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Marzilger, R., & Arampatzis, A. (2016). Soleus H-reflex modulation during balance recovery after forward falling. *Muscle and Nerve*, 54(5), 952–958. <https://doi.org/10.1002/mus.25142>
- Rowe, J. B., & Siebner, H. R. (2012). The motor system and its disorders. *NeuroImage*, 61(2), 464–477. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.12.042>
- Thomas, N. M., Bampouras, T. M., Donovan, T., & Dewhurst, S. (2016). Eye movements affect postural control in young and older females. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 8(SEP), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2016.00216>
- Wälchli, M., Tokuno, C. D., Ruffieux, J., Keller, M., & Taube, W. (2017). Preparatory cortical and spinal settings to counteract anticipated and non-anticipated perturbations. *Neuroscience*, 365, 12–22. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2017.09.032>
- Yang, W., & Hu, P. (2018). Skeletal muscle regeneration is modulated by inflammation. *Journal of Orthopaedic Translation*, 13, 25–32. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.01.002>

Remerciements

Dans un premier temps, je tiens à remercier M. Michael Wälchli pour sa présence et ses conseils tout au long de ce travail qui m'ont permis d'avancer le plus sereinement possible

Je remercie, ensuite, tous mes amis et sujets pour leur participation et leur précieuse aide.

Enfin, un grand merci à Ariane Helfer pour la relecture de mon travail et pour son soutien durant ces 6 mois.