

Faculté des sciences de la motricité

Contrôle postural anticipatoire lors de mouvements de *reaching* : Influence de la vitesse d'exécution et de l'asymétrie de mise en charge

Étude expérimentale

Auteur : Durbuis Zoé

Promoteur : Arthur Dewolf

Lecteur-rices :

Année académique 2023-2024

Master en kinésithérapie et réadaptation (60.0) – KINE2M

REMERCIEMENTS :

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire.

Tout d'abord, je remercie chaleureusement mon directeur de recherche, Arthur Dewolf, pour son encadrement, ses conseils avisés, et son soutien tout au long de cette étude expérimentale.

« I would also like to thank The Phan Nguyen for his invaluable help during the experiments, as well as his advice and knowledge sharing. » Traduction : Je tiens également à remercier The Phan Nguyen pour son aide précieuse lors de la réalisation des expériences, ainsi que pour ses conseils avisés et ses partages de connaissances.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance envers les participants de cette étude expérimentale pour leur disponibilité et leur coopération. Sans eux, cette recherche n'aurait pas pu être menée à bien.

Je tiens également à remercier toutes les personnes du laboratoire de Biomécanique et Physiologie de la locomotion humaine pour leur aide technique durant le déroulement et l'analyse des données de l'expérience.

Un grand merci à mes collègues, mes amis et ma famille pour leur soutien moral et leurs encouragements tout au long de cette période et de mes années d'étude.

Enfin, je remercie les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail et pour leurs remarques constructives qui permettront d'enrichir ce mémoire.

Merci à tous.

TABLES DES MATIÈRES :

1	ABRÉVIATIONS :	6
2	INTRODUCTION :	7
3	MATÉRIELS ET MÉTHODES :	10
3.1	SUJETS :.....	10
3.2	PROTOCOLE :.....	10
3.3	EXPÉRIENCE :.....	12
3.4	OUTILS DE MESURE :.....	13
3.5	ANALYSES STATISTIQUES :	16
4	RÉSULTATS :	17
4.1	CARACTÉRISTIQUES DE L'ÉCHANTILLON :	17
4.2	VALIDATION DE L'EXÉCUTION DES TÂCHES :.....	18
4.3	ACTIVITÉ EMG	19
4.4	DÉPLACEMENT DU CENTRE DE PRESSION	23
5	DISCUSSION :	25
5.1	LIMITES	29
6	CONCLUSION :	30
7	ANNEXES :	31
7.1	ANNEXE A : AVIS DU COMITÉ D'ÉTHIQUE HOSPITALO-FACULTAIRE	31
7.2	ANNEXE B : CHECKLIST GUIDELINES STROBE (2014).....	32
7.3	ANNEXE C : CRITÈRES DE SÉLECTION DES PARTICIPANTS.....	34
7.4	ANNEXE D : DESCRIPTION DES SUJETS	34
7.5	ANNEXE E : RÉSULTATS DES DIFFÉRENCES NON-SIGNIFICATIVES DES RMS	34
7.6	ANNEXE F : ANALYSES STATISTIQUES AVEC PRISE EN COMPTE DES SUJETS COMME FACTEUR ALÉATOIRE	36
8	BIBLIOGRAPHIE :	37

1 ABRÉVIATIONS :

- APA = Ajustement Postural Anticipatoire
- AVC = Accident Vasculaire Cérébral
- CdM = Centre de Masse
- CdP = Centre de Pression
- EMG = Électromyographie
- MEC = Mise En Charge
- RMS = Root Mean Square
- SD = Déviation Standard
- UCL = Université Catholique de Louvain-La-Neuve
- UMP = Univeristy of Medicine and Pharmacy

2 INTRODUCTION :

Nous prenons rarement le temps d'y réfléchir, mais même des tâches ou des activités quotidiennes apparemment simples, comme se lever de sa chaise, puis se précipiter dans la cuisine pour attraper une tasse sur l'étagère du haut en s'appuyant principalement sur la jambe droite impliquent une séquence extrêmement complexe et une intégration continue de planification, de perception, de contrôle et de l'(ré)action de notre système moteur. Nos actions doivent être ajustées de manière anticipée (de manière inconsciente) afin de ne pas perdre l'équilibre, en fonction de l'interprétation de nos observations : quelle est la masse de la tasse de café ? À quelle distance se trouve-t-elle de moi ?

Le scénario ci-dessus n'est pas choisi au hasard. Il anticipe le sujet de recherche de ce travail : les ajustements posturaux anticipatoires lors d'un mouvement de *reaching* du membre supérieur. Le *reaching* est un mouvement du membre supérieur visant à atteindre un objet cible (Kalaska & Crammond, 1992). Pour maintenir l'équilibre durant un mouvement de *reaching*, il est essentiel de contrôler, en amont du mouvement, la position et la vitesse du centre de masse du corps (CdM) par rapport au centre de la base de soutien, aussi appelé centre de pression (CdP). Le mouvement d'un membre supérieur vers une tasse de café impliquera obligatoirement un déplacement vers l'avant du CdM. Théoriquement, ce mouvement peut être compensé soit en contrôlant les déplacements du CdP sous les pieds, soit en contrôlant le mouvement du CdM (en modifiant la configuration des segments corporels les uns par rapport aux autres afin de maintenir la position du CdM à peu près constante). Ces ajustements posturaux représentent les modifications proactives de la posture effectuées par le corps en préparation d'un mouvement volontaire. Ces ajustements posturaux anticipatoires (APA) sont essentiels pour maintenir l'équilibre et la stabilité lors de l'exécution d'une tâche motrice.

Les APA se manifestent par une activation musculaire précoce, c'est-à-dire qui précède le mouvement principal, permettant de contrer les perturbations posturales prévisibles (Massion, 1992). Par exemple, lors du lever d'un bras, les muscles du tronc et des jambes sont activés avant ceux du bras pour stabiliser le centre de gravité (Friedli et al., 1984). Les APA témoignent de la sophistication du contrôle

postural chez les individus en bonne santé, illustrant une coordination complexe entre anticipation, préparation et exécution du mouvement (Bouisset & Zattara, 1981).

Pour y parvenir, nous devons donc compter sur l'extéroception : vision, son, chimio-sens, perception tactile et haptique (cette dernière étant la capacité de reconnaître des objets et leurs propriétés, telles que la forme, la texture, la température, et le poids, par le toucher). Il faut, cependant, aussi être conscient de la dynamique instantanée et de l'orientation du corps par rapport à l'environnement et enfin, il faut être conscient de l'état dynamique et de l'orientation des segments corporels les uns par rapport aux autres (c'est-à-dire dans des cadres de référence segmentaires en mouvement). La présence d'un trouble neurologique ou musculosquelettique peut induire un déficit d'un des systèmes et générer des difficultés d'équilibre postural. Par exemple, les accidents vasculaires cérébraux (AVC) influencent considérablement l'équilibre. Les dommages cérébraux causés par un AVC peuvent perturber les voies neuronales responsables de la coordination et l'intégration sensorimotrice. En effet, ces déficits sont particulièrement marqués du côté atteint par l'AVC, affectant notamment la force musculaire (Aruin et al., 2000) et la coordination interarticulaire (Levin, 1996). En conséquence, les patients post-AVC présentent souvent une capacité réduite à anticiper et à compenser les perturbations posturales lors de mouvements volontaires (Tasseel-Ponche et al., 2015).

Cependant, les AVC sont également associés à une inégalité de mise en charge (MEC) entre les membres inférieurs. En effet, les patients ayant subi un AVC présentent souvent une MEC plus importante de la jambe non parétique durant la posture (Aruin et al., 2000), qui a été associée indirectement à une augmentation de l'oscillation posturale spontanée (Bohannon & Larkin, 1985; de Kam et al., 2017; Mansfield et al., 2012; Rode et al., 1997). L'asymétrie de la répartition du poids peut influencer le contrôle de l'équilibre dynamique (de Kam et al., 2017). Il est dès lors difficile de savoir si l'asymétrie de répartition du poids ou bien la pathologie en elle-même influence le contrôle de l'équilibre dynamique. De plus, est-ce que et comment l'asymétrie de MEC peut influencer le contrôle anticipatoire d'un mouvement de *reaching*, n'a jamais été analysé. Cette étude vise donc à examiner l'influence de la MEC asymétrique lors de mouvement de *reaching* chez des sujets sains. Les activations musculaires de quatre muscles impliqués dans le contrôle

postural et les déplacements du CdP ont été analysés, afin de déterminer les APA en amont du mouvement de *reaching* du membre supérieur.

3 MATÉRIELS ET MÉTHODES :

Cette étude a été approuvée par le Comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire Saint-Luc – UCL (N° B4032022000136). Une première partie des expériences a été réalisée en décembre 2023 en Belgique et la deuxième partie en mars 2024 au Vietnam (avec un comité d'éthique local).

3.1 *Sujets :*

Le recrutement des sujets volontaires a été réalisé par bouche à oreille. Avant de réaliser l'expérience, le but et la nature de l'étude ont été expliqués aux sujets. Ensuite tous les sujets ont donné leur consentement éclairé par écrit.

Au total 28 sujets ont réalisé l'expérience : 5 sujets ont été enregistrés en Belgique à l'Université Catholique de Louvain-La-Neuve (UCL), et 23 sujets ont été enregistrés au Vietnam à Ho Chi Minh à *University of Medicine and Pharmacy* (UMP). Dans le cadre de ce mémoire, au vu du temps nécessaire pour sélectionner les tracés électromyographiques (EMG) sans artéfact ou bruits, un échantillon de 8 sujets a été analysé. Les informations concernant ces 8 sujets se trouvent dans la rubrique « Annexes ».

Les participants étaient inclus à condition d'avoir la capacité cognitive de comprendre et de suivre une instruction verbale, ainsi que de donner leur consentement éclairé. Les participants ont été exclus s'ils avaient des antécédents d'AVC ou toute autre pathologie neurologique ou musculosquelettique. (Voir « Annexe C »)

3.2 *Protocole :*

Les sujets ont été invités à venir au laboratoire (de l'UCL ou de l'UMP) avec des vêtements courts (short, t-shirt). A l'arrivée au laboratoire, les étapes suivantes ont été réalisées : explication de la procédure, signature de la lettre de consentement, prise des mesures anthropométriques (poids, âge, taille), préparation du participant : dessin des pieds sur les plateformes de force, placement de la cible de *reaching* et des électrodes EMG. Ensuite les différentes tâches de l'expérience ont été exécutées.

Les sujets se tenaient debout devant une cible circulaire de 5 centimètres de diamètre. La longueur du membre supérieur du sujet a été mesurée à l'aide d'un mètre ruban, du bord antérieur de l'acromion jusqu'à l'extrémité distale du majeur. La cible a ensuite été positionnée à une distance équivalente à 130% de la longueur du membre supérieur. Cette distance a été choisie car elle provoque des APA sans provoquer de déséquilibre chez les adultes en bonne santé (Stamenkovic et al., 2021). La hauteur du point cible a été fixée à hauteur de leur acromion.

Après ça, chaque pied a été positionné sur une plateforme de force. La distance entre les deux plateformes était de 4 centimètres. Un repère a été dessiné au centre de la partie postérieure du talon. Celui-ci se trouvait à 15 centimètres du bord interne de la plateforme. Les deux pieds ont été positionnés parallèlement. Une fois ces critères respectés, les contours des pieds ont été dessinés sur les plateformes de force afin d'assurer un placement similaire des pieds pour chaque tâche.

Ensuite, un accéléromètre a été collé au niveau de chaque index avec du ruban adhésif médical. Dix électrodes ont été positionnées bilatéralement sur les muscles concernés : deltoïdes antérieurs, à une largeur de doigt distale et antérieure de l'acromion ; érecteurs spinaux, à deux largeurs de doigt latéralement par rapport au processus épineux de la première vertèbre lombaire ; biceps fémoraux, à mi-distance entre la tubérosité ischiatique et le condyle latéral du tibia ; tibiaux antérieurs, en antérieur et au tiers proximal de la distance entre la tête de la fibula et l'extrémité distale de la malléole interne ; et gastrocnémiens médiaux, au centre de la partie médiale la plus proéminente du muscle.

Un test d'enregistrement des EMG a été réalisé pour vérifier le bon positionnement des électrodes, en s'assurant que le signal EMG reflète fidèlement l'activité musculaire. Pour ce faire, chaque muscle a été soumis à une contraction isolée suivie d'un relâchement de cette contraction, et cet enchaînement a ensuite été comparé au signal EMG résultant. En fonction de la cohérence de cet enregistrement, les électrodes ont été repositionnées si nécessaire. Les contractions ont été provoquées par les mouvements suivants : pour le deltoïde, une flexion antérieure de l'épaule ; pour les érecteurs spinaux, une extension lombaire ; pour le biceps fémoral, une flexion du genou ; pour le tibial antérieur, une flexion dorsale de la cheville ; et pour les gastrocnémiens, une flexion plantaire de la cheville.

3.3 *Expérience :*

Les expériences ont été encadrées par deux personnes afin d'en assurer un déroulement optimal. Au total, l'expérience dure une soixantaine de minutes.

Au cours de l'expérience, en position debout, les bras pendant librement le long du corps et la paume de main tournée vers l'intérieur, les sujets devaient réaliser, lorsqu'ils en recevaient la commande vocale, une flexion antérieure unilatérale de l'épaule en direction de la cible (appelée *reaching*). Chaque sujet a réalisé sept tâches : une tâche de station debout statique (appelée *standing*) ; une tâche de *reaching* à un rythme lent, une tâche de *reaching* à un rythme rapide. L'utilisation de deux conditions de vitesse permet de mieux caractériser l'APA. Il a été constaté que la pente des relations linéaires entre l'APA et la vitesse du mouvement variait en fonction de la charge inertielle chez des participants sains (Bouisset et al., 2000). Ensuite, quatre tâches de *reaching* à rythme lent ont été réalisées à nouveau, tout en imposant une asymétrie dans la répartition du poids du corps. La première tâche consistait à répartir 40 % du poids du corps dans la jambe gauche et 60 % dans la droite, tandis que la deuxième inversait cette répartition. La troisième tâche imposait une répartition de 20 % du poids à gauche et 80 % à droite, et la quatrième inversait également cette répartition. Chaque sujet effectue les sept tâches de *reaching* en alternant entre le bras droit et le bras gauche. Cependant, seules les tâches réalisées avec le bras droit seront analysées dans ce travail.

Les tâches ont toujours été réalisées dans l'ordre précédemment mentionné. Chaque tâche était constituée de dix mouvements de *reaching* avec une pause de 5 secondes entre chaque mouvement afin que le CdP soit stabilisé. Aucun temps de repos n'a été prévu pour les sujets entre les tâches. Cependant, un intervalle d'une à deux minutes entre chaque tâche était requis pour la sauvegarde des données, la préparation et le rappel de la tâche suivante au sujet.

Seuls les essais où le participant touchait la cible ont été retenus pour l'analyse.

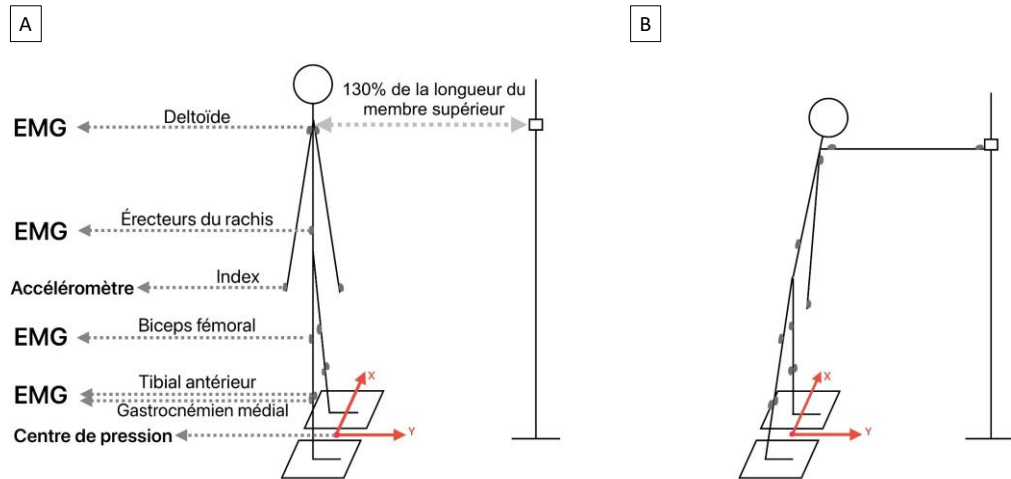


Figure 1. Illustration du mouvement de *reaching*. (A) Position standardisée de départ et de fin du mouvement : Un pied sur chaque plateforme de force, les bras le long du corps et la cible positionnée à hauteur de l'acromion. En rouge, les axes X et Y du déplacement du CdP captés par les plateformes de force (expliqué dans la rubrique « Outils de mesure »). (B) Position de fin du mouvement de *reaching* : Le sujet se penche pour toucher la cible avec son index.

3.4 Outils de mesure :

Les forces sous chaque pied ont été mesurées à l'aide de deux plateformes de force (30cm × 40cm (Arsalis®, Belgium)). Les forces verticales ont été enregistrées à 1000 Hz. À l'aide du *TwinPlates software*, la position du centre de pression et son déplacement sur les axes antéro-postérieur (Y) et médio-latéral (X) ont été mesurés individuellement pour chaque pied ainsi qu'au total. Le CdP est utilisé dans cette étude comme un indicateur du contrôle postural. La répartition du poids du corps a été contrôlée avant le début de chaque mouvement de *reaching* en utilisant un feedback visuel en *real-time*. La répartition a ensuite été contrôlée en moyennant les forces mesurées par chaque plateforme durant l'acquisition.

Dans cette expérience, les activités musculaires ont été enregistrées à l'aide d'un système d'EMG sans fil Delsys-Trigno (Delsys Inc., Boston, MA, USA) à 2148Hz. Pour réduire l'impédance peau - électrode, les sites de fixation des capteurs ont été rasés si nécessaire et nettoyés à l'alcool au préalable. Les muscles enregistrés sont détaillés dans la section « Protocole ». L'activité musculaire a été filtrée afin d'obtenir l'enveloppe EMG : un filtre *highpass* (30 Hz Butterworth 4th order), suivi d'une rectification et d'un filtre *lowpass* (10 Hz Butterworth 4th order) ont été utilisés. Les capteurs contiennent également un accéléromètre triaxial. Un capteur a été fixé sur chaque index afin de déterminer le début de l'action de *reaching* à partir des accélérations de celui-ci.

Un *software* labview a été créé afin de (1) déterminer le début et la fin du mouvement de *reaching*, (2) mesurer les paramètres sur l'activité musculaire et (3) mesurer les paramètres sur le déplacement du CdP.

- (1) A partir des données d'accélération en 3D, la norme de l'accélération a été mesurée. Un seuil a été déterminé durant la position debout sans mouvement. Le début du mouvement a été déterminé comme l'augmentation de l'accélération au-dessus du seuil + 3 déviations standard (SD). La fin du mouvement a été déterminée grâce au pic d'accélération apparaissant lors du contact avec la cible.

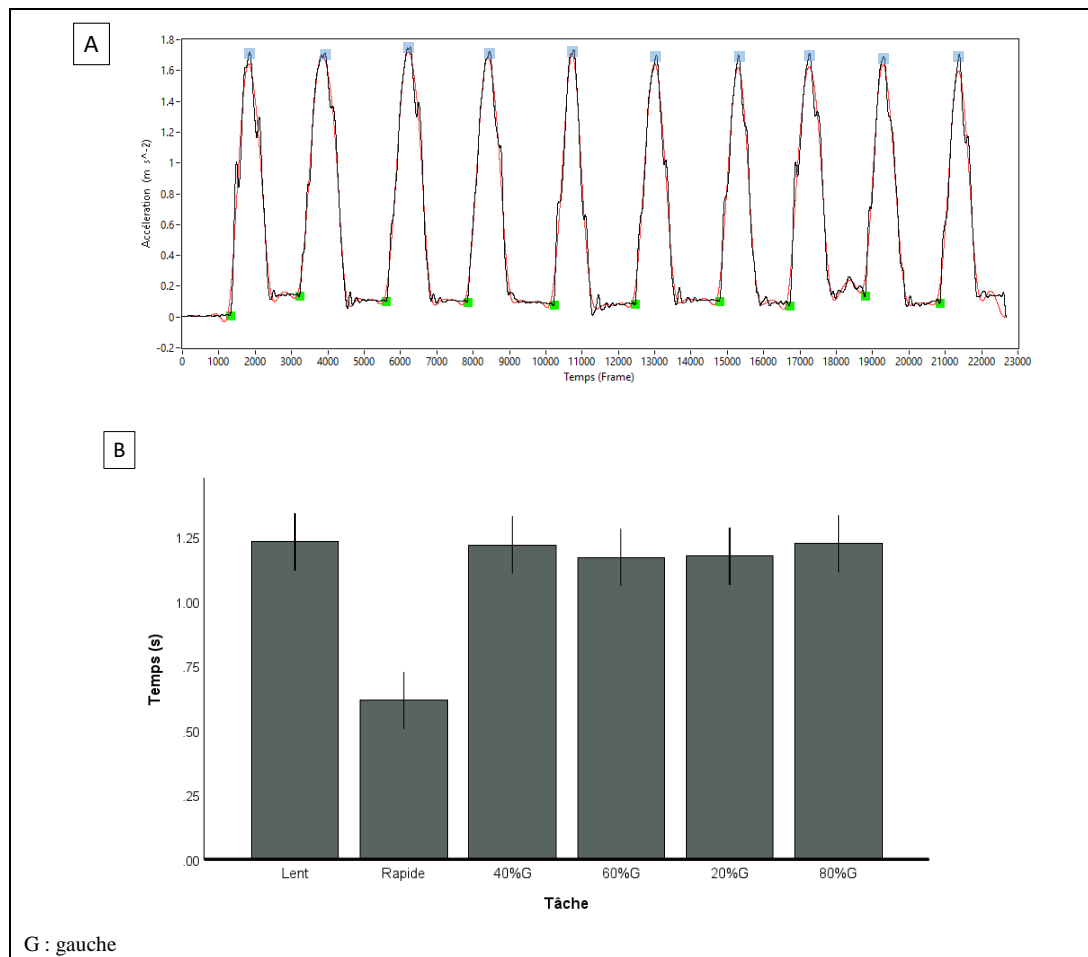


Figure 2. Durée des mouvements de reaching. (A) Détection du début et de fin du mouvement à partir de l'accélération de l'index : Le tracé noir représente l'accélération brute, tandis que le tracé rouge montre l'accélération filtrée (filtre Butterworth 4ème ordre *lowpass* avec une cut-off à 2 Hz). Les carrés verts indiquent la détection du début du mouvement et les carrés bleus la détection de la fin du mouvement (mesurés à partir d'un *custom-made software* sur Labview). (B) Moyenne des durées des 10 mouvement de *reaching* en fonction de la tâche. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. En abscisse, les 6 tâches de *reaching* sont représentées : **Lent** : mise en charge symétrique (50% du poids du corps à gauche et à droite) et vitesse lente. **Rapide** : MEC symétrique et vitesse rapide. **40%G** : asymétrie de MEC (40% à gauche et 60% à droite) et à vitesse lente. **60%G** : asymétrie de MEC (60% à gauche et 40% à droite) et à vitesse lente. **20%G** : asymétrie de MEC (20% à gauche et 80% à droite) et à vitesse lente. **80%G** : asymétrie de MEC (80% à gauche et 20% à droite) à vitesse lente.

(2) Les paramètres mesurés sur les EMG sont les suivants : le Root Mean Square (RMS), donnant une indication sur l'activité des dix muscles mesurés ; le *timing* d'activation musculaire, donnant une indication du moment auquel apparaît un *burst* d'activité. Le début de l'activation a été déterminé à partir d'un seuil, fixé en se basant sur l'activation moyenne du muscle durant le *standing* + 3SD. Si l'activité musculaire dépasse le seuil pour une durée supérieure à 50ms, cela était considéré comme une activation musculaire.

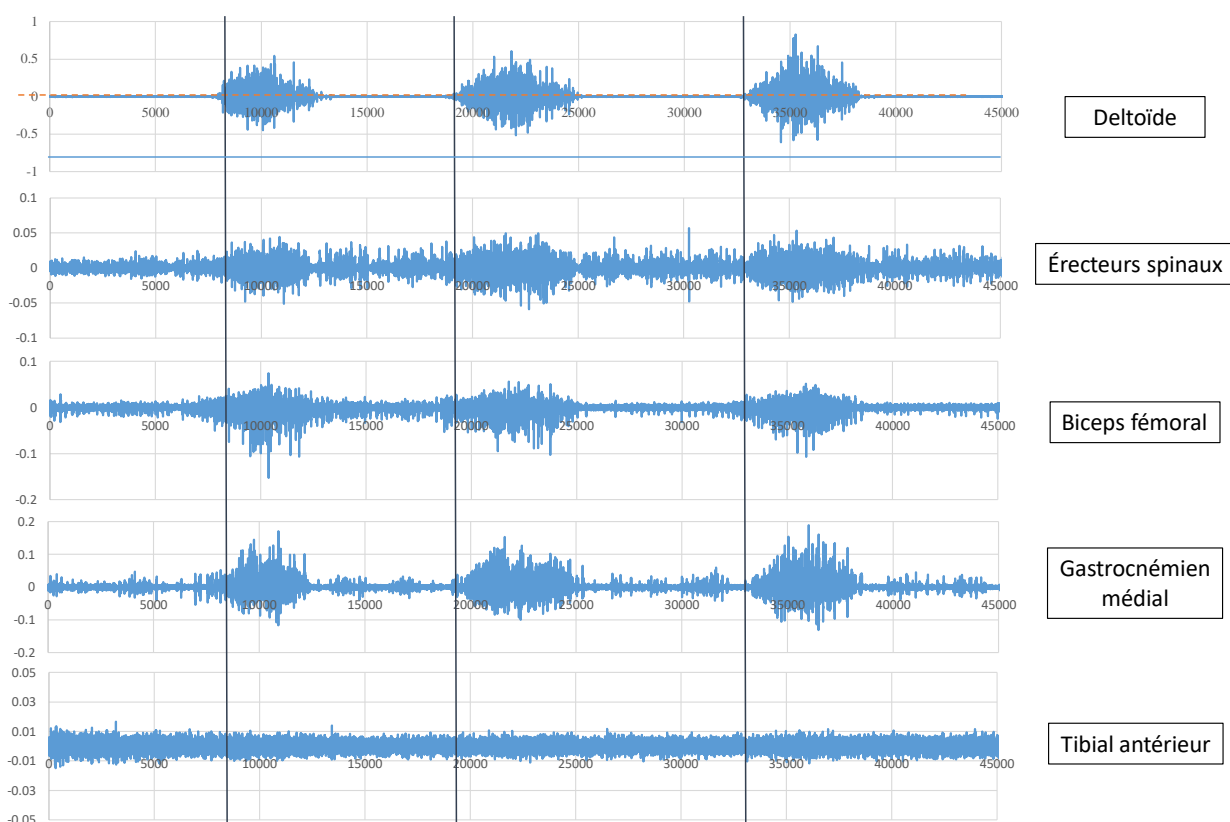


Figure 3. Tracé brut des EMG des différents muscles étudiés. Trois mouvements complets de *reaching* sont représentés sur cette figure durant la tâche lente. L'abscisse équivaut au temps en frame (fréquence d'acquisition = 2148Hz), l'ordonnée représente l'amplitude des *burst* des EMG en microvolt des muscles ipsilatéraux. La droite rouge pointillée montre le seuil d'activation musculaire (fixé comme étant la moyenne + 3SD de l'activation durant le *standing*, c'est à dire 0.00284883 mV pour le deltoïde par exemple). Les trois droites noires représentent le début des mouvements.

(3) Les déplacements du CdP ont été déterminés de la même manière : le déplacement moyen durant le *standing* + 3SD a été utilisé comme seuil afin de déterminer un déplacement plus important du CdP (McCombe Waller et al., 2016). Le *timing* auquel est apparu ce déplacement, ainsi que la valeur du déplacement ont été mesurés.

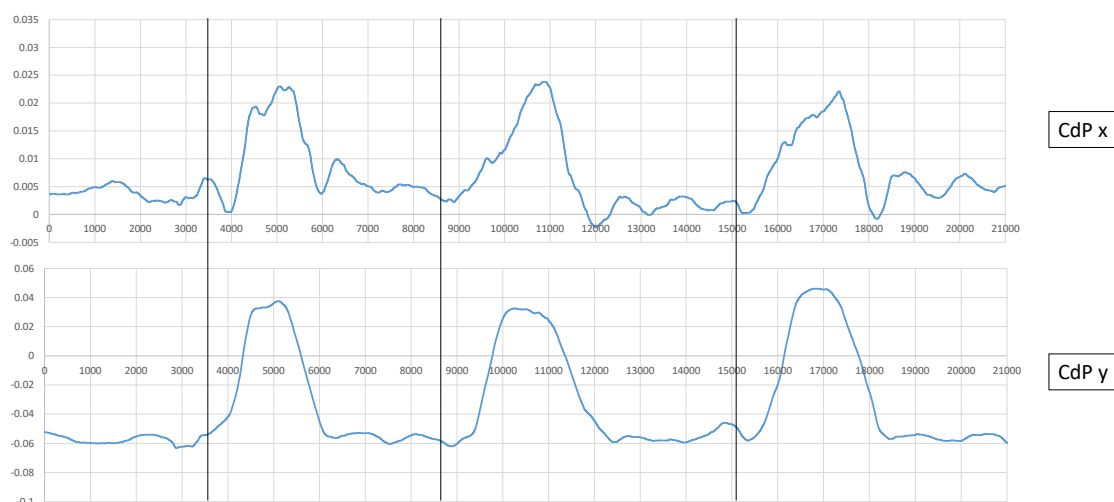


Figure 4. Tracé type des déplacements du CdP. Trois mouvements complets sont représentés sur cette figure. L'abscisse équivaut au temps en frame (fréquence d'acquisition = 1000Hz, l'ordonnée représente l'amplitude du déplacement du CdP mesuré en mètres. Les trois droites verticales noires représentent le début des mouvements.

3.5 Analyses statistiques :

Toutes les statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS version 29.0.2.0. Les variables indépendantes sont la vitesse de réalisation du mouvement focal (lent ou rapide) et la répartition du poids du corps (40% - 60% gauche - droite ; vice versa ; 20% - 80% gauche - droite ; vice versa). Les variables dépendantes sont l'amplitude de l'activité musculaire (RMS) et le *timing* d'activation musculaire avant le début du mouvement (APA) gauche et droite de chaque muscle étudié ainsi que l'amplitude des déplacements (médio-latéral et antéro-postérieur) du CdP durant le mouvement et le *timing* de ces déplacements avant le début du mouvement (APA).

La moyenne des dix mouvements de *reaching* pour chaque tâche et chaque sujet a été calculée via Excel. Ensuite une analyse de variance (ANOVA) a été utilisée dans un modèle linéaire simple pour analyser les variables dépendantes en fonction des différentes tâches (effet de la vitesse et effet de l'asymétrie de mise en charge).

4 RÉSULTATS :

4.1 Caractéristiques de l'échantillon :

Les statistiques descriptives du groupe étudié sont présentées dans le Tableau 1. Au total, 8 participants âgés de 20 à 34 ans ont été inclus, avec un âge moyen de 26,1 ans. En termes de genre, 2 participants (25%) étaient de sexe féminin et 6 (75 %) de sexe masculin. Concernant la préférence manuelle, la majorité des sujets étaient droitiers, comptant 7 sujets droitiers, pour 1 seul gaucher.

Tableau 1. Statistiques descriptives de l'échantillon :

Âge (années, mois)

Moyenne : 26,1

Minimum-Maximum : 20-34

Genre (n(%))

F : 2 (25%)

H : 6 (75%)

Dominance (n(%))

Droite : 8 (87,5%)

Gauche : 1 (12,5%)

F : Femme ; H : Homme ; n : nombre

4.2 Validation de l'exécution des tâches :

Cette section est consacrée à la vérification de l'exécution correcte des tâches demandées aux sujets, notamment en ce qui concerne la vitesse d'exécution et la mise en charge.

Tout d'abord, en comparant la durée de la tâche lente et de la tâche rapide, une réduction significative de la durée a été observée lors de la tâche rapide ($p = 0,009$), ce qui confirme une vitesse d'exécution plus élevée pour cette dernière « Fig. 2B ». De plus, il n'a pas été constaté de différence significative de vitesse entre la tâche lente (répartition symétrique) et les tâches avec répartition imposée ($p = 0,885$) « Fig. 2B ».

Enfin, pendant les tâches lentes et rapides, la répartition du poids était bien symétrique, avec une moyenne de 50.336% (± 2.212) du poids sous le pied gauche « Fig. 5 ». Lors des autres tâches, la répartition moyenne du poids sous le pied gauche était de 42.326% (± 1.057), 62.851% (± 2.139), 21.339% (± 2.477) et 77.533% (± 1.783), respectivement pour les tâches 40%G, 60%G, 20%G, et 80%G.

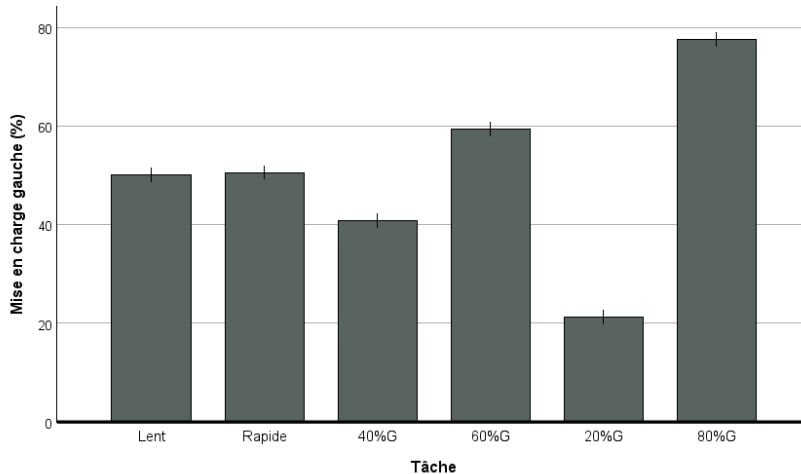


Figure 5. Comparaison du pourcentage du poids du corps à gauche en fonction des tâches. Sur l'axe des abscisses, les tâches correspondent à celles décrites dans la « Fig. 2B ». Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%.

4.3 Activité EMG

Pour rappel, les analyses des EMG portent sur le muscle deltoïde antérieur, responsable du mouvement de *reaching*, ainsi que sur quatre muscles impliqués dans le maintien de la posture : érecteurs du rachis, biceps fémoraux, gastrocnémiens médiaux et tibiaux antérieurs.

Effet de la vitesse

Ce point est dédié à la comparaison de (1) l'amplitude de l'activité musculaire durant le mouvement de *reaching* (RMS) et (2) de l'activation musculaire avant le début de ce mouvement de *reaching* (APA) entre la tâche à rythme lent et celle à rythme rapide. L'unité des RMS est en microvolt et celle des APA est en milliseconde.

Seuls les résultats montrant une différence significative du RMS seront montrés dans cette section. Les muscles qui ont montré une différence non-significative du RMS en fonction de la vitesse sont présentés dans la rubrique « Annexes ».

(1) RMS

La *Figure 6* illustre le seul muscle qui présente une différence d'activation musculaire significative en fonction de la vitesse de mouvement : une différence significative a été observée pour le muscle tibial antérieur ipsilatéral au mouvement de *reaching* ($p=0,04$), présentant une activité majorée lors des mouvements rapides.

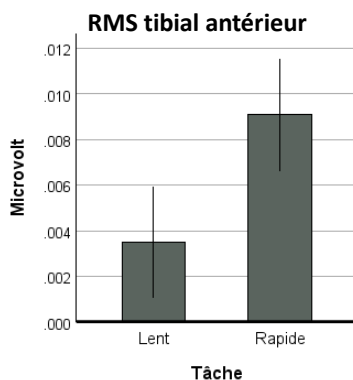


Figure 6. Comparaison des RMS en fonction de la vitesse de mouvement. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%.

(2)APA

La *Figure 7* représente les muscles qui montrent une activation musculaire avant le début du mouvement (APA). Veuillez noter que pour certains muscles, aucune activation anticipatoire n'a été détectée (érecteurs du rachis ipsilatéraux, tibial antérieur ipsilatéral et deltoïde controlatéral). Le muscle deltoïde ipsilatéral, les érecteurs du rachis controlatéraux, biceps fémoral controlatéral et gastrocnémien controlatéral montrent une activation anticipée par rapport au mouvement du bras pour les deux vitesses de mouvement. Le biceps fémoral ipsilatéral, gastrocnémien ipsilatéral et tibial antérieur controlatéral montrent un APA uniquement lors de la tâche rapide. Cependant, le seul présentant un effet significatif de la vitesse est le muscle tibial antérieur controlatéral, avec une contraction anticipée lors de la tâche rapide ($p=0,029$).

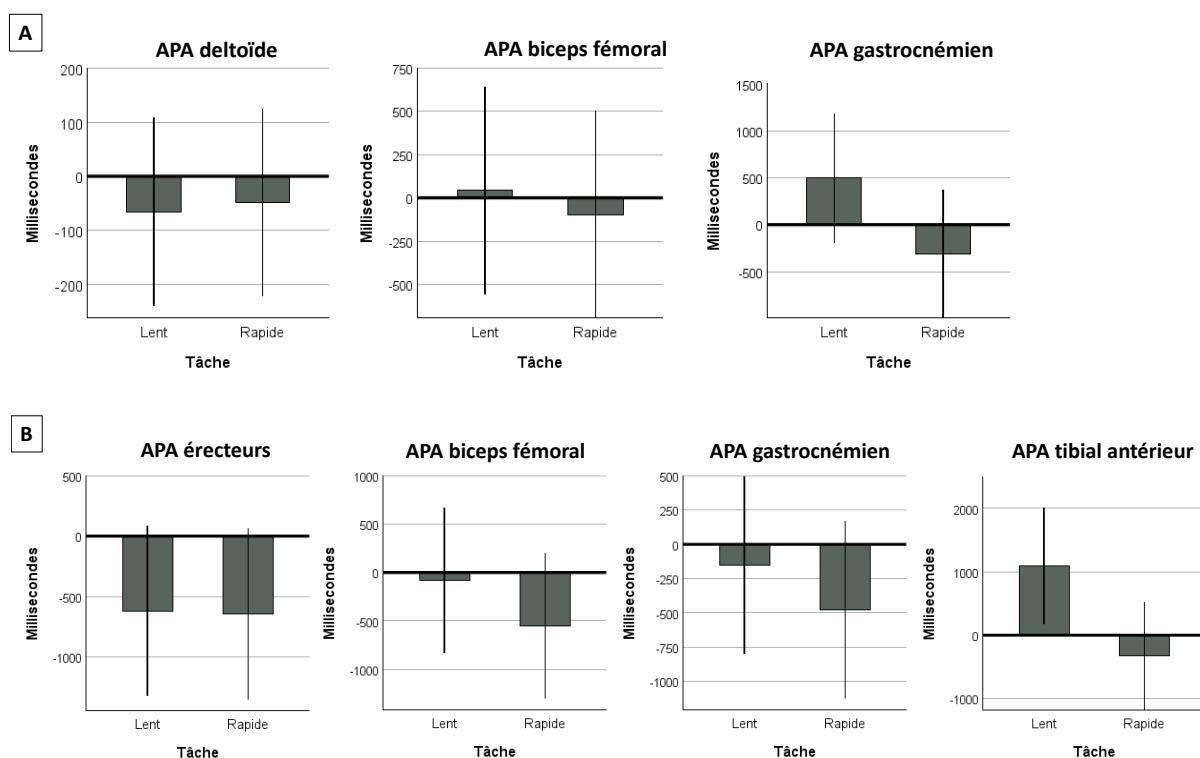


Figure 7. Comparaison du timing d'activation musculaire en fonction de la vitesse du mouvement. Le temps T0 marque le début du *reaching* ; les valeurs positives montrent une activation musculaire après le début du mouvement (pas d'anticipation) et les valeurs négatives indiquent la présence d'APA. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. (A) APA des muscles ipsilatéraux au mouvement de *reaching*. (B) APA des muscles controlatéraux au mouvement de *reaching*.

Effet de l'asymétrie de mise en charge

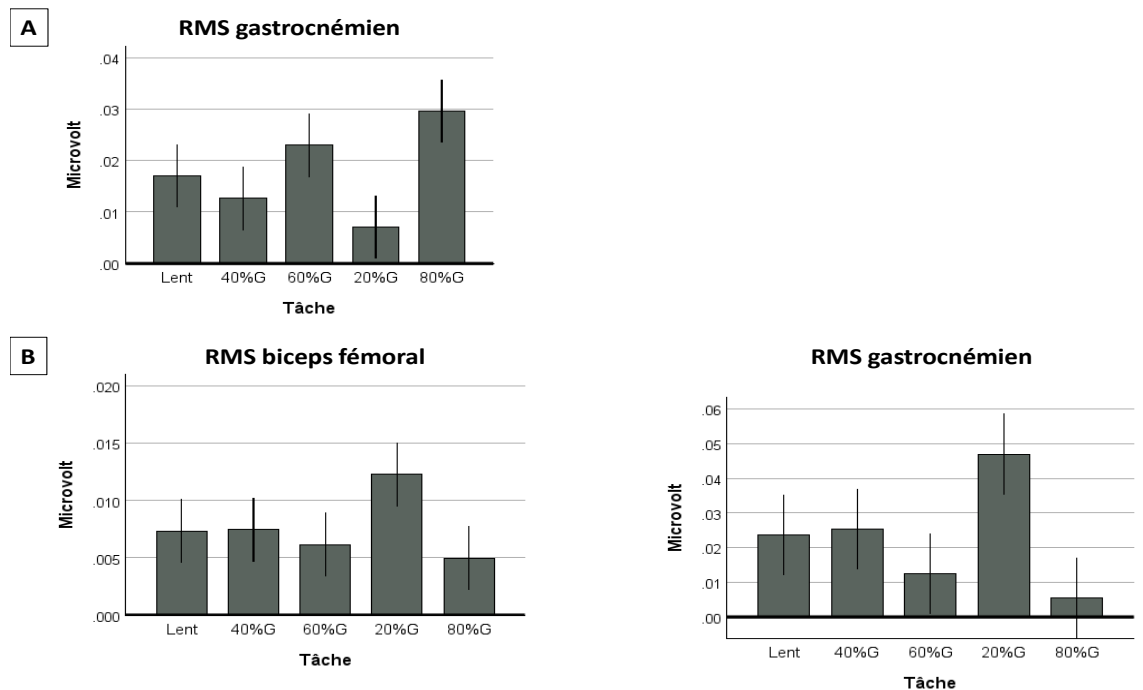
Ce point est dédié à la comparaison de (1) l'amplitude de l'activité musculaire durant le mouvement de *reaching* (RMS) et (2) l'activation musculaire avant le début de ce mouvement de *reaching* (APA) entre la tâche à rythme lent (avec mise en charge symétrique) et les tâches d'asymétrie de mise en charge. L'unité des RMS est en microvolt et celle des APA est en milliseconde.

Les muscles qui ont montré une différence non-significative du RMS en fonction de l'asymétrie de mise en charge sont présentés dans la rubrique « Annexes ».

(1) RMS

Une différence significative est observée pour le muscle gastrocnémien ipsilatéral au mouvement de *reaching* ($p < 0,01$) « Fig. 8A » : au plus le membre est mis en charge, au moins son activation est importante.

Les muscles controlatéraux qui ont également démontré une différence significative sont le muscles biceps fémoral ($p = 0,09$) et le muscle gastrocnémien médial ($p < 0,01$) « Fig. 8B », avec une moins grande activité lorsque le membre controlatéral est plus mis en charge.



*Figure 8. Comparaison des RMS en fonction de la mise en charge. Sur l'axe des abscisses, les tâches correspondent à celles décrites dans la « Fig. 2B ». Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. (A) RMS des muscles ipsilatéraux au mouvement de *reaching* (B) RMS des muscles controlatéraux au mouvement de *reaching*.*

(2) APA

La *Figure 9* représente les muscles qui montrent une activation musculaire avant le début du mouvement (APA) pour au moins une tâche. Les muscles non représentés ne présentent pas d'activation avant le mouvement du bras (tibial antérieur ipsilatéral et deltoïde controlatéral). Le muscle deltoïde ipsilatéral montre un APA pour toutes les tâches. Les muscles cités juste après, sont les muscles ipsilatéraux qui présentent un APA uniquement pour certaines mises en charge : érecteurs du rachis (tâche 40%G et 20%G), biceps fémoral (40%G), gastrocnémien (60%G et 80%G). Les muscles controlatéraux qui présentent également un APA pour certaines tâches de mise en charge sont : les érecteurs du rachis (Lent, 40%G, 60%G, 80%G), biceps fémoral (toutes les tâches sauf 40%G), gastrocnémien (Lent, 40%G, 20%G) et tibial antérieur (20%G).

Des différences statistiquement significatives au niveau du *timing* d'activation musculaire en fonction des différentes mises en charge sont à constater pour les muscles érecteurs du rachis ($p < 0,01$) et le gastrocnémien ($p = 0,04$) ipsilatéraux. De manière assez intéressante, l'effet de la mise en charge est inversé : la pré-activation est plus importante lors de la mise en charge du côté droit pour les érecteurs droits, alors que pour le gastrocnémien droit, la pré-activation est moins importante lors de la plus grande mise en charge du côté droit. De plus, les érecteurs du rachis ($p = 0,010$) et gastrocnémiens ($p < 0,01$) controlatéraux présentent un effet de mise en charge, consistant avec l'effet observé en ipsilatéral.

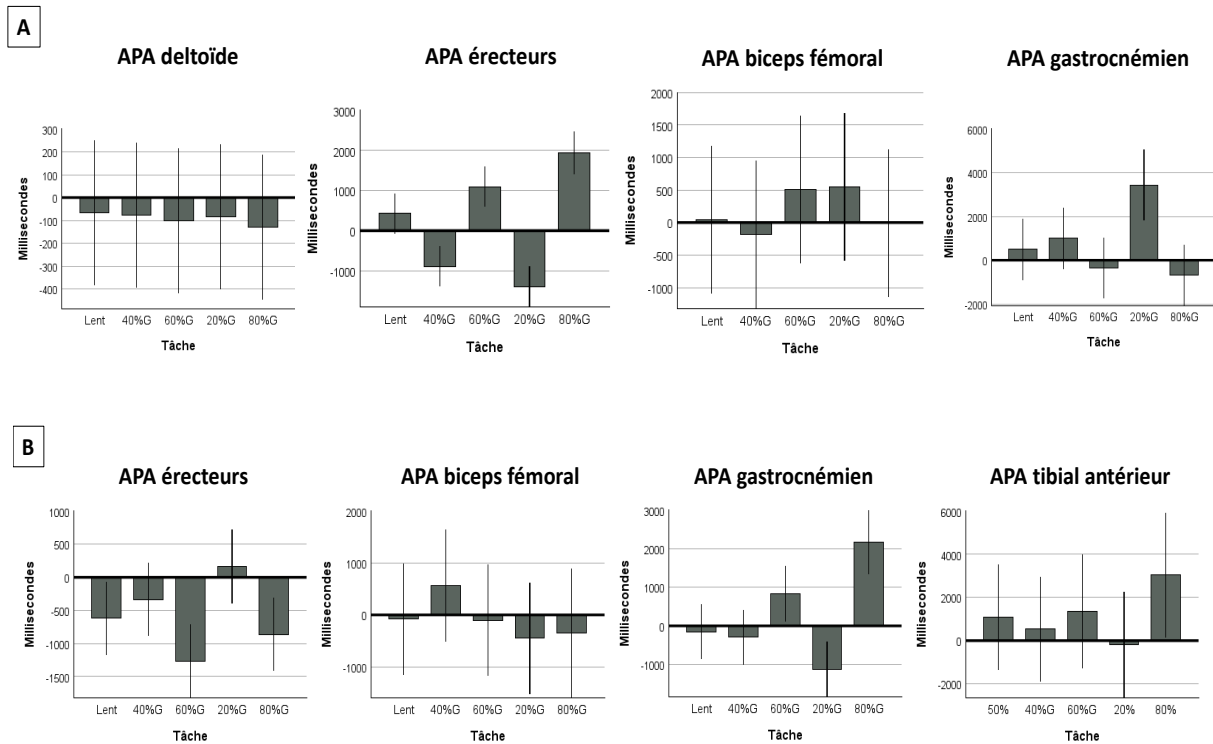


Figure 9. Comparaison du timing d'activation musculaire en fonction de la mise en charge. Le temps T0 marque le début du *reaching* ; les valeurs positives montrent une activation musculaire après le début du mouvement (pas d'anticipation) et les valeurs négatives indiquent la présence d'APA. Sur l'axe des abscisses, les tâches correspondent à celles décrites dans la « Fig. 2B ». Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. (A) Muscles ipsilatéraux au mouvement de *reaching*. (B) Muscles controlatéraux au mouvement de *reaching*.

4.4 Déplacement du centre de pression

Ce point est consacré à la comparaison du déplacement du CdP sur l'axe des X (déplacement médio-latéral) et l'axe des Y (déplacement antéro-postérieur) en fonction de la vitesse de *reaching* « Fig. 10A » et en fonction de la mise en charge « Fig. 10B ». Les composantes du déplacement du CdP, analysées dans la Figure 10, sont l'amplitude du déplacement durant la durée totale du mouvement de *reaching* ainsi que le *timing* de déplacement du CdP par rapport au début du mouvement de *reaching*.

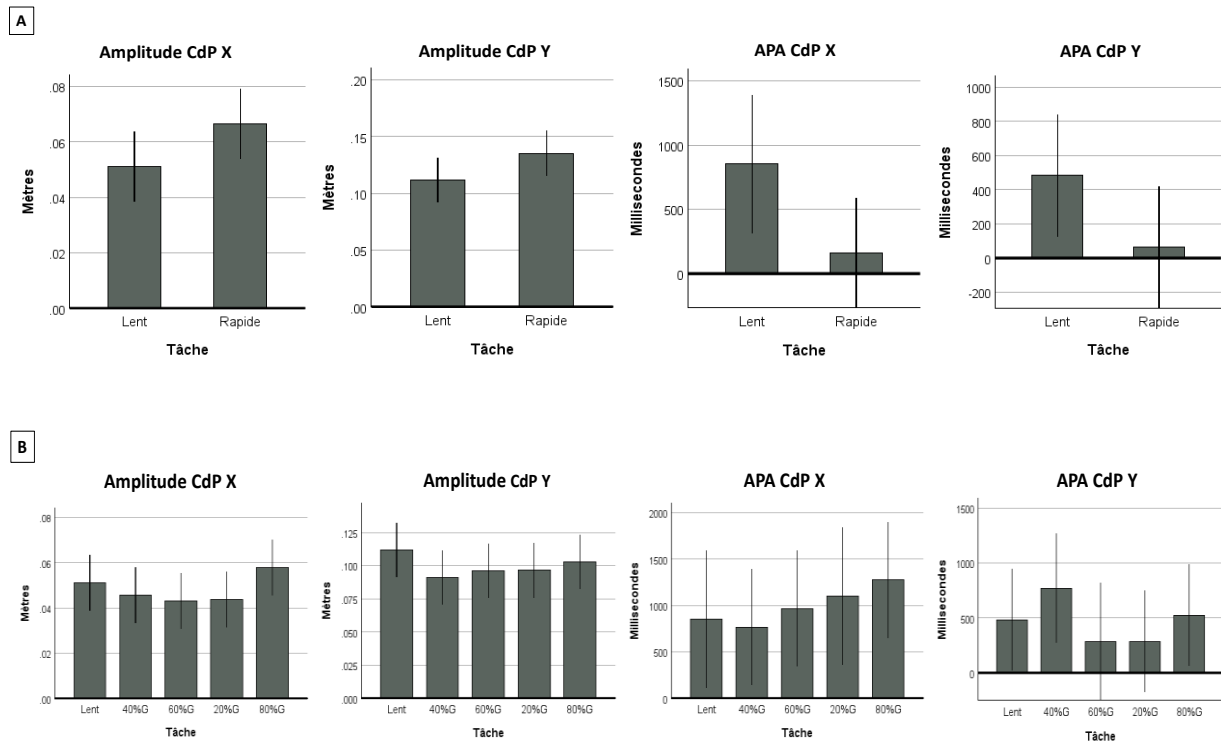


Figure 10. Comparaison du déplacement et des APA du centre de pression. Sur l'axe des abscisses, les tâches correspondent à celles décrites dans la « Fig. 2B ». Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. Pour les graphes représentant les APA, le temps T0 marque le début du *reaching* ; les valeurs positives montrent une activation musculaire après le début du mouvement (pas d'anticipation) et les valeurs négatives indiquent la présence d'APA. (A) Comparaison du déplacement et du *timing* de déplacement du CdP en fonction de la vitesse de mouvement. (B) Comparaison du déplacement et du *timing* de déplacement du CdP en fonction de la mise en charge.

L'amplitude du déplacement du centre de pression tend à augmenter avec la vitesse. Cependant, les résultats ne révèlent pas d'anticipation du mouvement du bras (absence d'APA), bien que le déplacement du CdP se manifeste plus tôt dans les conditions de vitesse rapide. Une différence significative du *timing* de déplacement latéral du CdP (CdP X) en fonction de la vitesse de mouvement de *reaching* est observée ($p=0,049$). Les variations de mise en charge ne montrent pas d'effet sur l'amplitude de déplacement du CdP. En revanche, le déplacement de CdP X se produit plus tard lorsque la mise en charge est plus asymétrique.

5 DISCUSSION :

L'objectif de ce travail était d'examiner l'influence de la vitesse et de la mise en charge asymétrique sur l'activation musculaire et les ajustements posturaux anticipatoires (APA) lors d'un mouvement de *reaching* du membre supérieur chez des sujets sains. Plus précisément, cette étude analyse comment la vitesse de réalisation du mouvement (lent ou rapide) et l'asymétrie de répartition du poids du corps sous les pieds affectent l'activation musculaire et les APA du deltoïde antérieur, permettant le mouvement de *reaching* ainsi que de quatre autres muscles impliqués dans le contrôle postural : érecteurs du rachis, biceps fémoral, gastrocnémien médial et tibial antérieur. De plus, cette étude analyse également l'amplitude des déplacements du CdP et le *timing* de ces déplacements par rapport au début du mouvement du membre supérieur.

L'objectif premier de cette recherche était d'isoler l'effet d'une mise en charge asymétrique sur le contrôle postural anticipatoire (lors d'une tâche dynamique). En effet, la suite du projet consistera à évaluer l'impact d'un AVC (pathologie provoquant fréquemment une asymétrie de MEC entre le membre sain et le membre parétique (Aruin et al., 2000)) sur le contrôle postural. Les présentes données serviront donc de base pour la comparaison avec les sujets sains.

La première étape était l'évaluation des critères d'exécutions des différentes tâches demandées au participants. Les résultats confirment que les sujets ont bien respecté les consignes concernant la vitesse d'exécution du mouvement de *reaching* et les différentes répartitions de mise en charge sous chaque pied tout au long du mouvement. La diminution significative du temps d'exécution du mouvement lors de la tâche rapide comparée à la tâche lente confirme une vitesse d'exécution plus grande pour la tâche rapide. De plus, l'absence de différence significative entre les vitesses d'exécution de la tâche lente par rapport aux tâches avec asymétrie de la répartition de MEC montre que ces tâches sont similaires au niveau de leur vitesse d'exécution. En outre, la répartition de mise en charge a été respectée, avec une distribution du poids symétrique pour les tâches lente et rapide (environ 50% sous chaque pied), et les différentes conditions d'asymétrie (40%G, 60%G, 20%G, 80%G) étaient semblables aux consignes, ce qui démontre la réalisation correcte des tâches avec asymétrie.

La seconde étape de l'étude était de comparer l'impact de la vitesse sur nos données. En effet, les sujets ayant subi un AVC réalisent généralement le mouvement de *reaching* plus lentement que les sujets sains (Cirstea & Levin, 2000), et il est dès lors important de contrôler également ce facteur afin de pouvoir isoler l'effet de la pathologie. L'analyse EMG a indiqué que la vitesse du mouvement influence l'activité musculaire et les APA. En particulier, le muscle tibial antérieur ipsilatéral a révélé une augmentation significative de l'activation musculaire lors des mouvements rapides, suggérant une sollicitation plus intense de ce muscle afin de stabiliser le corps à vitesse plus élevée. Des études antérieures ont montré que les APA sont modulés par la vitesse du mouvement, avec des muscles clés comme le tibial antérieur jouant un rôle important dans la stabilisation posturale lors de mouvements rapides. Par exemple, (Aruin & Latash, 1995) ont observé que l'activation anticipatoire des muscles augmente avec la vitesse, ce qui permet une stabilisation posturale plus efficace.

Concernant les APA, certains muscles ont montré un APA uniquement pour la tâche rapide comme le tibial antérieur controlatéral qui a présenté une activation anticipée significative avant le début du mouvement dans la tâche rapide, ce qui pourrait indiquer une préparation musculaire plus importante en réponse à des mouvements rapides. La littérature souligne également que des vitesses plus élevées nécessitent une activation musculaire plus rapide et plus intense pour maintenir l'équilibre (Massion, 1992). Il est donc important de noter que l'activation du tibial antérieur (si bien l'amplitude que le *timing*) semble influencée par la vitesse du mouvement.

De plus, les déplacements du centre de pression sont également influencés par la vitesse du mouvement : ils apparaissent plus tôt lors de mouvement rapide. En outre, l'amplitude de son déplacement a tendance à augmenter avec la vitesse de mouvement, suggérant que des adaptations posturales plus importantes sont nécessaires afin de maintenir l'équilibre à vitesse plus élevée. Il est bien établi que des mouvements plus rapides entraînent des déplacements plus importants du CdP, nécessitant des ajustements posturaux plus dynamiques pour maintenir l'équilibre (Winter et al., 1998). De nouveau, cela suggère que la vitesse du mouvement devra être considérée ou bien fixée lors de la comparaison entre sujets sains et sujets ayant subis un AVC.

Enfin, la dernière partie de ce travail s'intéressait à l'effet de la répartition asymétrique du poids du corps sous chaque pied. Nous avons observé une influence sur l'activation musculaire et sur les APA. Les résultats ont démontré que les muscles gastrocnémien ipsilatéral, biceps fémoral controlatéral et le gastrocnémien controlatéral, s'activaient de manière significativement plus importante lorsque la MEC était moins importante de leur côté. Ce phénomène pourrait être expliqué par des ajustements compensatoires ; lorsqu'un membre inférieur est moins en appui, il pourrait compenser cette réduction de la charge en augmentant l'activité musculaire de son côté afin de maintenir la stabilité et l'équilibre. En d'autres termes, lorsque le membre est moins chargé, certains muscles tel que le gastrocnémien et le biceps fémoral, augmenteraient leur activité afin de stabiliser l'articulation et de compenser le manque de support externe.

De plus, les APA étaient également influencés par la mise en charge asymétrique, avec des pré-activations plus marquées des érecteurs du rachis à mesure que la mise en charge augmentait, tandis que les gastrocnémiens montraient l'effet inverse indiquant une absence d'APA du côté plus mis en charge. Des recherches antérieures ont montré que les ajustements posturaux deviennent plus complexes sous des conditions asymétriques de posture statique, avec une activation accrue des muscles stabilisateurs pour compenser les déséquilibres (Horak & Nashner, 1986). La littérature indique également que le corps utilise une combinaison de stratégies de stabilisation, souvent reliant les muscles proximaux (comme les érecteurs du rachis) pour gérer les déséquilibres créés par une répartition de poids inégale (Park et al., 2004). Cependant, il est à noter que certaines de ces études ont été réalisées en statique et que certaines d'entre elles ont rapporté que l'efficacité de ces ajustements peut varier en fonction de l'ampleur de l'asymétrie, ce qui pourrait expliquer les effets inversés observés dans cette étude pour certains muscles comme le gastrocnémien.

Au niveau du centre de pression durant la mise en charge asymétrique, les variations de cette dernière n'ont pas montré d'effet significatif sur l'amplitude du déplacement du CdP. Cela suggère donc que le CdP pourrait être comparé entre des sujets sains et ayant subi un AVC sans devoir prendre en compte la mise en charge respective de ceux-ci. Toutefois, un déplacement plus tardif du centre de pression a été observé dans des conditions de MEC plus asymétriques, révélant que l'asymétrie pourrait

ralentir la réponse posturale lors du mouvement de *reaching*. La littérature indique également que des réponses posturales plus lentes peuvent survenir en raison de la nécessité de réajustements plus complexes du CdP pour maintenir l'équilibre sous des conditions asymétriques (Gatev et al., 1999). Cependant, certaines études ont rapporté que des asymétries prononcées pourraient entraîner une anticipation plus marquée du CdP dans certaines circonstances, ce qui n'a pas été observé dans cette étude, suggérant des différences potentielles dans les conditions expérimentales ou les populations étudiées.

Cependant, il est à noter que le CdP n'a montré aucun déplacement d'anticipation du mouvement du bras (absence d'APA). L'absence d'une anticipation marquée du CdP pourrait être expliquée par la simplicité des tâches ou par le fait que d'autres mécanismes de stabilisation posturale prennent le relais (Alexandrov et al., 2005). Dans de futures études, il serait intéressant d'augmenter la charge à déplacer (et donc augmenter le déplacement du centre de masse durant la tâche de *reaching*) en augmentant la masse du membre supérieure par l'ajout d'un poids au poignet.

Les observations faites dans cette étude mettent en lumière la complexité des interactions entre la vitesse de mouvement, la répartition du poids et les ajustements posturaux nécessaires pour maintenir l'équilibre pendant des tâches de *reaching*. Elles sont cruciales pour comprendre les mécanismes sous-jacents aux ajustements posturaux et pourraient avoir des applications dans le développement de stratégies de réhabilitation pour améliorer la stabilité posturale dans diverses populations. Il apparaît clairement que la vitesse du mouvement doit être considérée lors de la comparaison entre sujets. Au niveau de la répartition du poids entre la gauche et la droite, si celle-ci n'est pas importante (au-delà de 60% sur une jambe), il ne semble pas impératif de la prendre en considération lors de la comparaison des activités musculaires et des déplacements du centre de pression. Si l'asymétrie est trop importante, il pourrait être judicieux d'adapter le seuil de détection chez les sujets sains : dans le cadre de ce travail, le seuil a été déterminé sur le *standing*, toujours réalisé sans contrainte (c'est-à-dire avec une répartition symétrique entre la gauche et la droite).

5.1 Limites

Malgré la bonne réplicabilité grâce à sa méthodologie bien définie ainsi que sa précision des mesures, cette étude présente également certaines limites qui méritent d'être mentionnées.

Premièrement, le faible nombre de sujets constitue une limite non-négligeable. L'échantillon de petite taille rend la généralisation des données à une population plus large limitée et les variabilités interindividuelles pourraient ne pas être suffisamment prises en compte. Cependant, il est à noter que les tests statistiques, en considérant les sujets comme facteur aléatoire, n'ont pas altéré la signification des données, celles-ci restant significatives malgré cette approche. (Voir « Annexe F »)

De plus, l'analyse du mouvement de *reaching* s'est concentrée uniquement sur le bras droit, alors que 7 participants sur 8 (87,5%) étaient droitiers. Cette focalisation soulève la question de l'influence potentielle de la latéralité sur les activations musculaires observées. En effet, la dominance manuelle pourrait entraîner une plus grande stabilité et précision dans le bras dominant, ce qui pourrait ne pas refléter les mêmes activations musculaires et APA si le *reaching* avait été réalisé avec la main non-dominante.

Des investigations futures, incluant un plus grand échantillon et une analyse du *reaching* avec le bras gauche, seraient nécessaires pour confirmer les tendances observées et mieux comprendre les mécanismes sous-jacents des APA.

6 CONCLUSION :

L'expérience reposait sur l'analyse des activités EMG de cinq muscles dont quatre impliqués dans la posture, ainsi que l'analyse du déplacement du centre de pression lors d'un mouvement de *reaching* du membre supérieur chez des sujets sains. Il a été mis en évidence que la vitesse du mouvement de *reaching* augmente l'activation musculaire du tibial antérieur du même côté du mouvement focal et rend les ajustements posturaux plus précoces et marqués. De plus l'augmentation de la vitesse provoque un déplacement latéral du CdP plus précoce. D'autre part, la répartition asymétrique du poids a un impact sur l'activation musculaire, notamment avec une augmentation de l'activité des muscles du membre moins chargé pour compenser l'instabilité. Cependant, celle-ci n'a pas d'effet significatif sur l'amplitude du déplacement du CdP, bien que le *timing* de ce déplacement soit retardé dans des conditions de forte asymétrie. Ces résultats soulignent l'importance de prendre en compte la vitesse du mouvement dans les études futures, en particulier lors de comparaisons avec des populations pathologiques, telles que les patients ayant subi un AVC. De plus, bien que l'asymétrie de MEC ait des effets limités sur certains paramètres, elle pourrait nécessiter des ajustements spécifiques dans des conditions d'asymétrie prononcée. Ces résultats fournissent une base utile pour comparer les ajustements posturaux entre sujets sains et ceux ayant subi un AVC.

7 ANNEXES :

7.1 Annexe A : Avis du comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire



Université Catholique de Louvain
Faculté de médecine



Comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire

Bruxelles, ce 17 janvier 2023

A l'investigateur responsable:
Prof. Arthur DEWOLF
FSM
Place Pierre de Coubertin 1/LR.10.01
1348 Louvain-la-Neuve

AVIS FAVORABLE DEFINITIF

Concerné : 2022/22NOV/439 - N° Enregistrement Belge : B403202000136

N° Protocole : NEUROMECHAGING

Acronyme : n/a

Intitulé : Learn from our elders understanding and counteracting the impairment of neuromuscular control with ageing

Cher Collègue,

Le Comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire Saint-Luc - UCL a pris connaissance de l'étude susmentionnée. Nous avons examiné l'ensemble des documents concernant cette étude, y compris les documents modifiés suite aux remarques :

- Document 1, reçu le 16/12/2022
- Protocole expérimental, version 2 daté du 15/12/2022
- Résumé en FR, reçu le 16/12/2022
- Document d'information et de consentement participant, version 2, datée du 15/12/2022
- Annexe - Mini-Mental State Examination, reçu le 16/12/2022
- Annexe - SPPB Test, reçu le 16/12/2022
- Certificat d'assurance Ethias daté du 07 novembre 2022
- CVs datés et signés du PI + co-PI, reçus le 16/12/2022
- Questionnaire Initial RGCP, reçu le 16/12/2022
- Document de réponse aux remarques du CEHF, reçu le 16/12/2022

En tant que comité d'éthique principal désigné par le promoteur (unique en Belgique), selon les directives de la loi du 07 mai 2004, nous donnons un avis favorable définitif à ce projet.

Nous rappelons à l'investigateur qu'il est personnellement responsable de cette étude et au promoteur qu'il est responsable de la conformité linguistique des formulaires d'information et de consentement.

Aucun participant ne peut être admis dans une expérimentation ou un essai clinique avant que le comité d'éthique (IRB/IEC) n'ait donné un avis écrit favorable au projet.

Aucune modification ni changement au protocole ne peut être mis en route sans l'approbation préalable écrite du comité d'éthique à l'amendement approprié excepté les situations prévues dans les bonnes pratiques cliniques (BPC/GCP).

Promenade de l'Alma 51 bis B1.43.03 - 1200 Bruxelles
Tél. : 02/764.55.14 E-mail : commission.ethique-saintluc@uclouvain.be

Page 1 sur 2



Université Catholique de Louvain
Faculté de médecine



Comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire

Le comité d'éthique principal déclare qu'il procède selon les directives ICH/GCP, les lois et règlements applicables, et ses propres procédures écrites.

Le comité d'éthique principal déclare qu'aucun de ses membres ayant une affiliation avec l'étude ou le sponsor n'a voté pour cette étude.

Une liste des membres actuels est jointe en annexe.

Le comité d'éthique principal sera continuellement informé de tous les SUSAR et déviations liés à ce protocole et qui se sont produits en Belgique.

Le comité d'éthique sera également informé du statut de l'étude sur base continue (comme requis par les directives ICH-GCP 4.10.1).

Nous vous prions d'agréer, cher Collègue, l'expression de nos sentiments les meilleurs.

I. de Hemptinne

Mme I. de HEMPTINNE
Membre CEHF

J.-M. Maloteaux
Prof. J.-M. MALOTEAUX
Président

Promenade de l'Alma 51 bis B1.43.03 - 1200 Bruxelles
Tél. : 02/764.55.14 E-mail : commission.ethique-saintluc@uclouvain.be

Page 2 sur 2
CEHF-439/2022/12

7.2 Annexe B : Checklist guidelines STROBE (2014)

Extrait de (Gedda, 2015).

Section	Item	Recommandation	Numéro de page
TITRE & RESUME			
	1	(a) Indiquer dans le titre ou dans le résumé le type d'étude réalisée en termes couramment utilisés. (b) Fournir dans le résumé une information synthétique et objective sur ce qui a été fait et ce qui a été trouvé.	Titre Résumé
INTRODUCTION			
Contexte/justification	2	Expliquer le contexte scientifique et la légitimité de l'étude en question.	1-2-3-4
Objectifs	3	Citer les objectifs spécifiques, y compris toutes les hypothèses a priori.	5
METHODES			
Conception de l'étude	4	Présenter les éléments clés de la conception de l'étude en tout début de document.	6-7
Contexte	5	Décrire le contexte, les lieux et les dates pertinentes, y compris les périodes de recrutement, d'exposition, de suivi et de recueil de données.	6-7
Population	6	(a) Étude de cohorte – Indiquer les critères d'éligibilité, et les sources et méthodes de sélection des sujets. Décrire les méthodes de suivi. (b) Étude de cohorte – Pour les études appariées, indiquer les critères d'appariement et le nombre de sujets exposés et non exposés.	6-7
Variables	7	Définir clairement tous les critères de résultats, les expositions, les facteurs de prédiction, les facteurs de confusion potentiels, et les facteurs d'influence. Indiquer les critères diagnostiques, le cas échéant.	8-9
Source de données/mesures	8	Pour chaque variable d'intérêt, indiquer les sources de données et les détails des méthodes d'évaluation (mesures). Décrire la comparabilité des méthodes d'évaluation s'il y a plus d'un groupe.	8-9
Biais	9	Décrire toutes les mesures prises pour éviter les sources potentielles de biais.	8-9
Taille de l'étude	10	Expliquer comment a été déterminé le nombre de sujets à inclure.	6
Variables quantitatives	11	Expliquer comment les variables quantitatives ont été traitées dans les analyses. Le cas échéant, décrire quels regroupements ont été effectués et pourquoi.	6-7-8
Analyse statistiques	12	(a) Décrire toutes les analyses statistiques, y compris celles utilisées pour contrôler les facteurs de confusion. (b) Décrire toutes les méthodes utilisées pour examiner les sous-groupes et les interactions. (c) Expliquer comment les données manquantes ont été traitées. (d) Étude de cohorte – Le cas échéant, expliquer comment les perdus de vue ont été traités. (e) Décrire toutes les analyses de sensibilité.	9-10

Section	Item	Recommandation	Numéro de page
RESULTATS			
Populations	13	(a) Rapporter le nombre d'individus à chaque étape de l'étude – par exemple : potentiellement éligibles, examinés pour l'éligibilité, confirmés éligibles, inclus dans l'étude, complètement suivis, et analysés. (b) Indiquer les raisons de non-participation à chaque étape. (c) Envisager l'utilisation d'un diagramme de flux.	11
Données descriptives	14	(a) Indiquer les caractéristiques de la population étudiée (par exemple : démographiques, cliniques, sociales) et les informations sur les expositions et les facteurs de confusion potentiels. (b) Indiquer le nombre de sujets inclus avec des données manquantes pour chaque variable d'intérêt. (c) Étude de cohorte – Résumer la période de suivi (par exemple : nombre moyen et total).	11
Données obtenues	15	Étude de cohorte – Rapporter le nombre d'événements survenus ou les indicateurs mesurés au cours du temps	
Principaux résultats	16	(a) Indiquer les estimations non ajustées et, le cas échéant, les estimations après ajustement sur les facteurs de confusion avec leur précision (par exemple : intervalle de confiance de 95 %). Expliciter quels facteurs de confusion ont été pris en compte et pourquoi ils ont été inclus. (b) Indiquer les valeurs bornes des intervalles lorsque les variables continues ont été catégorisées. (c) Selon les situations, traduire les estimations de risque relatif en risque absolu sur une période de temps (cliniquement) interprétable.	11-12-13-14-15-16-31-32-33
Autres analyses	17	Mentionner les autres analyses réalisées – par exemple : analyses de sous-groupes, recherche d'interactions, et analyses de sensibilité.	11-12-13-14-15-16-31-32-33
DISCUSSION			
Résultats clés	18	Résumer les principaux résultats en se référant aux objectifs de l'étude.	17-18-24
Limitations	19	Discuter les limites de l'étude, en tenant compte des sources de biais potentiels ou d'imprécisions. Discuter du sens et de l'importance de tout biais potentiel.	22-23
Interprétation	20	Donner une interprétation générale prudente des résultats compte tenu des objectifs, des limites de l'étude, de la multiplicité des analyses, des résultats d'études similaires, et de tout autre élément pertinent.	17-18-19-20-21-22
« Généralisabilité »	21	Discuter la « généralisabilité » (validité externe) des résultats de l'étude.	22-23-24
AUTRE INFORMATION			
Financement	22	Présenter les éléments clés de la conception de l'étude en tout début de document.	

7.3 Annexe C : Critères de sélection des participants

CRITÈRE DE SÉLECTION

CRITÈRES D'INCLUSION	<ul style="list-style-type: none"> √ Capacité cognitive de suivre et de comprendre une instruction verbale √ Capacité de signer un consentement éclairé √ Capacité de réaliser une flexion antérieure du bras vers l'avant √ Capacité de rester debout pendant 1 heure
CRITÈRES D'EXCLUSION	<ul style="list-style-type: none"> × Antécédent d'AVC ou tout autre pathologie neurologique ou musculosquelettique

7.4 Annexe D : Description des sujets

Sujet	Sexe	Âge (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	Dominance
1	M	28	51,7	172	D
2	M	28	67,1	171	D
3	M	34	74,5	169	D
4	M	20	55,4	168	D
5	F	24	43,3	150	G
6	F	31	61,7	156	D
7	M	21	60,5	167	D
8	M	23	88,7	180	D
Moyennes	2 F ; 6 M	26,125	62,863	166,625	7 D ; 1 G

F : Féminin ; M : Masculin

D : Droitier ; G : Gaucher

7.5 Annexe E : Résultats des différences non-significatives des RMS

Cette annexe est consacrée aux muscles qui ont montré une différence non-significative de l'activation musculaire moyenne durant le mouvement (RMS) en fonction de la vitesse « Fig. 11 » et en fonction de l'asymétrie de MEC « Fig. 12 ».

Effet de la vitesse : RMS

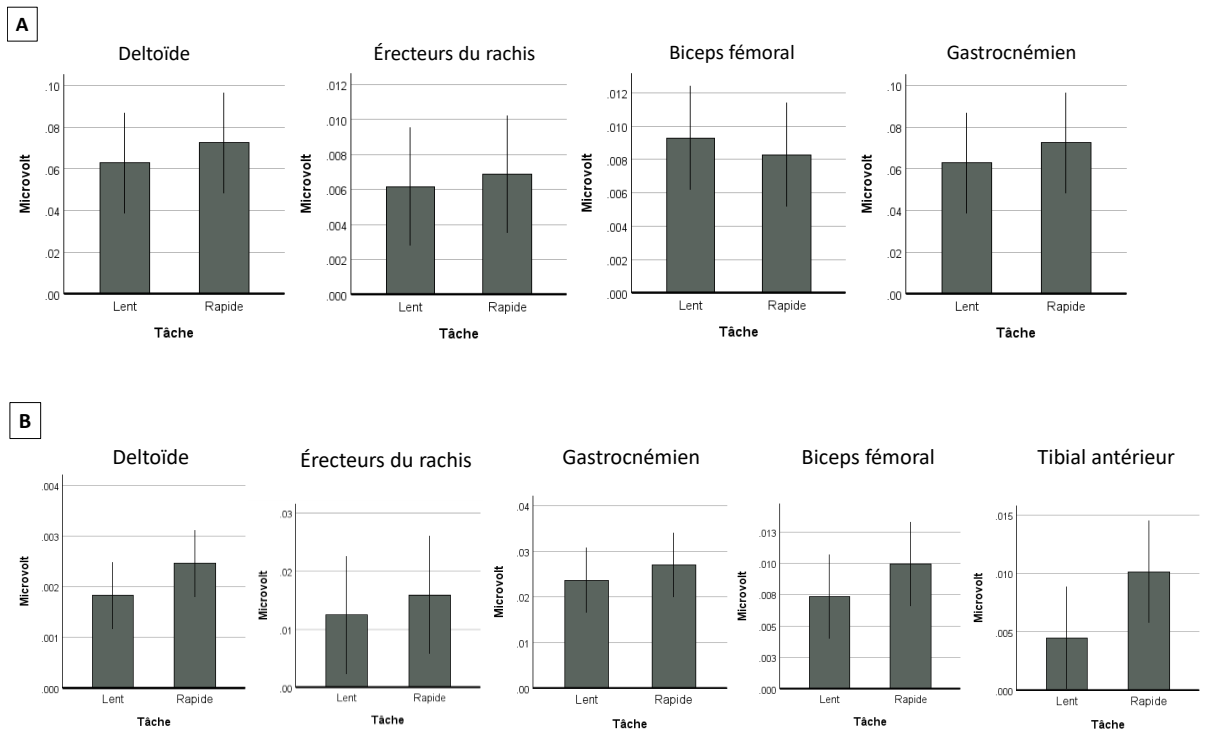


Figure 11. Comparaison des RMS en fonction de la vitesse. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. (A) RMS des muscles ipsilatéraux au mouvement de reaching. (B) RMS des muscles controlatéraux au mouvement de reaching.

Effet de l'asymétrie de mise en charge : RMS

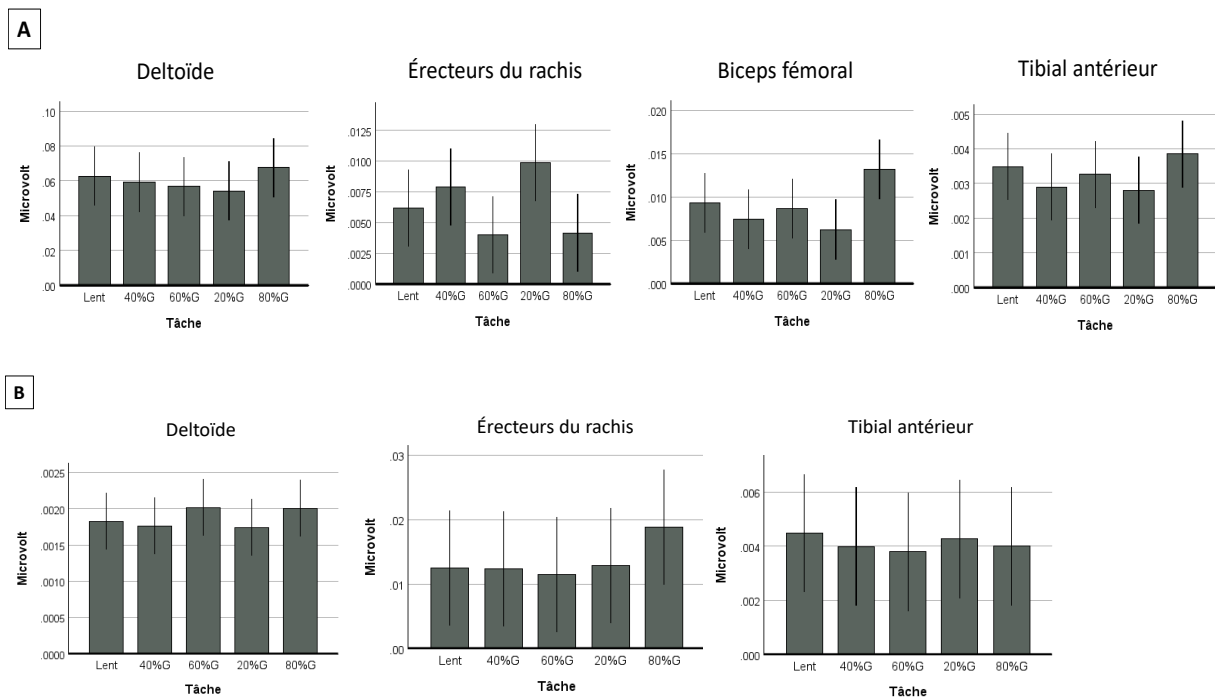


Figure 12. Comparaison des RMS en fonction de la mise en charge. Sur l'axe des abscisses, les tâches correspondent à celles décrites dans la « Fig. 2B ». Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95%. (A) RMS des muscles ipsilatéraux au mouvement de reaching. (B) RMS des muscles controlatéraux au mouvement de reaching.

7.6 Annexe F : Analyses statistiques avec prise en compte des sujets comme facteur aléatoire

Les analyses statistiques, effectuées en considérant les sujets comme facteur aléatoire, ont révélé des résultats significatifs en accord avec ceux obtenus sans cette prise en compte. Il existe une différence significative de la vitesse de mouvement sur l'activation du muscle tibial antérieur ipsilatéral ($p = 0,009$) et sur les APA du tibial antérieur controlatéral ($p = 0,024$).

Concernant l'asymétrie de mise en charge, l'activation musculaire montre une différence significative au niveau du gastrocnémien ipsilatéral ($p < 0,001$), du biceps fémoral controlatéral ($p < 0,001$) et du gastrocnémien controlatéral ($p < 0,001$). Pour les APA, les différences significatives concernent les érecteurs du rachis ipsilatéraux ($p < 0,001$), le gastrocnémien ipsilatéral ($p = 0,002$), les érecteurs du rachis controlatéraux ($p < 0,001$) et le gastrocnémien controlatéral ($p < 0,001$).

8 BIBLIOGRAPHIE :

Alexandrov, AV., Frolov, AA., Horak, FB., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics*, 93(5), 309–322. <https://doi.org/10.1007/s00422-005-0004-1>

Aruin, A. S., Hanke, T., Chaudhuri, G., Harvey, R., & Rao, N. (2000). Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: The effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(1), 65–72.

Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*, 106(2), 291–300. <https://doi.org/10.1007/BF00241125>

Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. (1985). Lower Extremity Weight Bearing Under Various Standing Conditions in Independently Ambulatory Patients with Hemiparesis. *Physical Therapy*, 65(9), 1323–1325. <https://doi.org/10.1093/ptj/65.9.1323>

Bouisset, S., Richardson, J., & Zattara, M. (2000). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Experimental Brain Research*, 132(1), 79–86. <https://doi.org/10.1007/s002219900228>

Bouisset, S., & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*, 22(3), 263–270. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(81\)90117-8](https://doi.org/10.1016/0304-3940(81)90117-8)

Bourbonnais, D., & Noven, S. V. (1989). Weakness in Patients With Hemiparesis. *The American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 313–319. <https://doi.org/10.5014/ajot.43.5.313>

Cirstea, M. C., & Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123(5), 940–953. <https://doi.org/10.1093/brain/123.5.940>

de Kam, D., Kamphuis, Jip. F., Weerdesteyn, V., & Geurts, A. C. H. (2017). The effect of weight-bearing asymmetry on dynamic postural stability in people with chronic stroke. *Gait & Posture*, 53, 5–10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.019>

Di Fabio, R. P., Badke, M. B., & Duncan, P. W. (1986). Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: Analysis of bilateral long latency responses. *Brain Research*, 363(2), 257–264. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(86\)91010-3](https://doi.org/10.1016/0006-8993(86)91010-3)

Friedli, W. G., Hallett, M., & Simon, S. R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 47(6), 611–622. <https://doi.org/10.1136/jnnp.47.6.611>

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, 514 (Pt 3)(Pt 3), 915–928. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x>

Gedda, M. (2015). Traduction française des lignes directrices STROBE pour l'écriture et la lecture des études observationnelles. *Kinésithérapie, La Revue*, 15(157), 34–38. <https://doi.org/10.1016/j.kine.2014.11.003>

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>

Kalaska, J. F., & Crammond, D. J. (1992). Cerebral Cortical Mechanisms of Reaching Movements. *Science*, 255(5051), 1517–1523. <https://doi.org/10.1126/science.1549781>

Levin, M. F. (1996). Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain*, 119(1), 281–293. <https://doi.org/10.1093/brain/119.1.281>

Mansfield, A., Inness, E. L., Lakhani, B., & McIlroy, W. E. (2012). Determinants of Limb Preference for Initiating Compensatory Stepping Poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(7), 1179–1184. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.02.006>

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35–56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-C](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C)

McCombe Waller, S., Yang, C., Magder, L., Yungher, D., Gray, V., & Rogers, M. W. (2016). Impaired motor preparation and execution during standing reach in people with chronic stroke. *Neuroscience Letters*, 630, 38–44. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.07.010>

Park, S., Horak, F. B., & Kuo, A. D. (2004). Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*, 154(4), 417–427. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1674-3>

Rode, G., Tiliket, C., & Boisson, D. (1997). Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 29(1), 11–16.

Stamenkovic, A., Ting, L. H., & Stapley, P. J. (2021). Evidence for constancy in the modularity of trunk muscle activity preceding reaching: Implications for the role of preparatory postural activity. *Journal of Neurophysiology*, *126*(5), 1465–1477.
<https://doi.org/10.1152/jn.00093.2021>

Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. P., & Bonan, I. V. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *45*(4), 327–333.
<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.003>

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, *80*(3), 1211–1221.
<https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>

Abstract

Introduction

Les ajustements posturaux anticipatoires (APA) stabilisent le corps avant le début d'un mouvement, aussi simple que celui d'attraper une tasse de café dans une armoire. Leur importance augmente en cas de déséquilibre dû à une asymétrie dans la répartition du poids du corps, comme chez les patients post-AVC par exemple. Cette étude analyse l'impact de la vitesse du *reaching* (mouvement du membre supérieur pour atteindre une cible) et de l'asymétrie de mise en charge (MEC) sur l'activation musculaire, les déplacements du centre de pression (CdP) et les APA associés à ces deux éléments.

Méthode

Les données de huit sujets ont été analysées. L'expérience consistait à effectuer des flexions antérieures unilatérales de l'épaule pour atteindre une cible (*reaching*). Six tâches de *reaching* ont été enregistrées : deux tâches étaient consacrées à la vitesse (*reaching* lent, *reaching* rapide) et quatre tâches étaient dédiées à différentes répartitions de MEC. Les activités musculaires des muscles deltoïde, érecteurs du rachis, tibial antérieur et gastrocnémien médial ont été enregistrées par électromyographie (EMG). Le déplacement du centre de pression ainsi que la répartition de mise en charge a été mesuré à l'aide de plateformes de force.

Résultats

Les résultats de l'étude montrent que l'activation musculaire, augmente de manière significative au niveau du tibial antérieur ipsilatéral au *reaching* pendant les mouvements rapides ($p = 0,04$), et le tibial antérieur controlatéral montre une activation anticipée significative uniquement lors des tâches rapides ($p = 0,029$). Concernant l'asymétrie de MEC, une augmentation significative est observée dans l'activation des muscles gastrocnémien ipsilatéral, érecteurs du rachis controlatéraux et gastrocnémien ipsilatéral lorsque qu'ils sont moins mis en charge ($p < 0,01$, $p = 0,09$ et $p < 0,01$ respectivement). Les érecteurs ipsilatéraux et controlatéraux sont pré-activés de manière plus accrue lorsque la MEC augmente ($p < 0,01$ et $p = 0,01$ respectivement) et les gastrocnémiens ipsilatéral et controlatéral présente l'effet opposé ($p = 0,04$ et $p < 0,01$ respectivement).

Enfin, l'asymétrie de MEC n'affecte pas l'amplitude des déplacements du CdP, mais retarde les déplacements médio-latéraux du CdP (CdP X) ($p = 0,049$).

Conclusion

Ces résultats suggèrent une influence de la vitesse de mouvement sur les activations musculaires ainsi que sur les APA du muscle tibial antérieur. L'asymétrie de la répartition du poids impacte l'activation musculaire sans affecter l'amplitude du déplacement du CdP, bien que le *timing* de son déplacement médio-latéral soit retardé en cas d'asymétrie marquée. Ces résultats sont pertinents pour comparer les ajustements posturaux entre individus sains et ceux ayant subi un AVC.

