



Influence d'une tâche cognitive sur la marche

Zakaria FADIL - zakaria.fadil@etu.univ-amu.fr

Baptiste GARESSUS - baptiste.garessus@etu.univ-amu.fr

Bastien JULLIEN LAMBALLE - bastien.jullien-lamballe@etu.univ-amu.fr

Thibaut POULY - thibaut.pouly@etu.univ-amu.fr

Mémoire de Locomotion

Sous la direction de Pascale Chavet, Jozina De Graaf

SOMMAIRE

1. INTRODUCTION	3
2. MÉTHODOLOGIE	4
2.1. Participants	4
2.2. Matériels	4
2.3. Procédure expérimentale	4
2.4. Traitements des variables	5
3. RÉSULTATS	6
3.1. Paramètres cinématiques	6
3.2. Paramètres spatio-temporelles	9
4. DISCUSSION	10
5. CONCLUSION	11

1. INTRODUCTION

L'Homme effectue en moyenne 5000 à 15 000 pas par jour, soit plusieurs millions de pas par an. La marche est le mode de locomotion le plus utilisé chez l'être humain. Elle se caractérise par une activité rythmique alternée des membres inférieurs, avec en permanence un pied en contact avec le sol assurant ainsi le maintien de l'équilibre et permettant le déplacement du corps dans l'espace (Beauchet & Berrut, 2006). Ce mode de locomotion représente une organisation extrêmement complexe mettant en jeu les différents systèmes sensoriels et musculo-squelettiques, contrôlée par le système nerveux central et périphérique. De plus, les contraintes de l'environnement extérieur provoquent systématiquement des adaptations lors de la marche.

Réaliser une tâche sur son téléphone en marchant est un exemple de la capacité des individus à interagir avec la technologie tout en étant engagés dans des activités de la vie courante. Une étude, réalisée par l'institut YouGov¹, alerte sur l'augmentation inquiétante du nombre de ces piétons trop captivés par leur smartphone : ce phénomène s'appelle le "distracted walking" ou le "zombie walking". En effet, 65% des piétons reconnaissent consulter leur téléphone en marchant sur le trottoir en 2019 alors qu'il n'était qu'à peine plus de 50% en 2015 (Renou, 2019).

Les individus vivant dans une société hypermoderne sont de plus en plus amenés à manipuler des gadgets technologiques tout en réalisant une autre tâche. Cependant, la double tâche n'est pas toujours facile à réaliser. Durant nos déplacements, un grand nombre d'événements peuvent perturber notre locomotion, notamment avec l'ajout d'une tâche cognitive au sein de notre système de traitement de l'information. On remarque ainsi que lorsqu'une personne utilise son téléphone en marchant, celle-ci a tendance à ralentir sa cadence de marche ou même à s'arrêter dans la rue. L'ajout d'une tâche cognitive risque de parasiter notre marche (Marin, 2014). Cette exécution simultanée de deux tâches dont l'une est primaire et l'autre est dite secondaire peut mettre en évidence une modification des performances de l'une des deux tâches (Abernethy, 1988, cité dans Beauchet & Berrut, 2006). Effectivement, lorsque l'une des deux tâches implique des processus de traitement similaires, les interférences produites entre ces tâches vont moduler notre activité (Schabrun et al., 2014).

La locomotion intentionnelle exige la capacité de s'adapter aux objectifs individuels et aux contraintes de l'environnement, impliquant généralement l'exécution de tâches cognitives simultanées pendant la marche. Par conséquent, la performance de la marche ne peut pas être une série de répétitions pré-établies, chaque pas étant exactement comme le précédent, car l'environnement est variable. Au contraire, la marche est une tâche complexe qui sollicite les systèmes sensoriels et cognitifs (Sheridan et Hausdorff, 2007). De par cette adaptation, des stratégies sont mises en place par l'être humain pour contrer ces variabilités de l'environnement. Il a notamment été montré dans une étude de Rankin et al. (2000), qu'il y avait une modification du temps d'activation des muscles posturaux agonistes et antagonistes lorsqu'une tâche secondaire était exécutée, illustrant ainsi un ajustement de son patron locomoteur.

Ainsi, nous verrons quels sont les impacts de l'utilisation d'un smartphone sur les caractéristiques spatio-temporelles et cinématiques du cycle de marche. Lorsque nous utilisons un téléphone, notre attention est partiellement focalisée sur l'outil numérique impactant potentiellement le patron locomoteur. Pour cela, nous nous référons à l'analyse biomécanique des participants. De ce fait, lors de la réalisation d'une tâche avec téléphone, nous supposons que l'angle de flexion de hanche et la plage angulaire du genou vont diminuer, ayant alors pour conséquence une diminution de la vitesse de marche et une augmentation de la durée des phases de double appuis.

2. MÉTHODOLOGIE

2.1. Participants

La population d'étude se composait de 4 participants de sexe masculin d'une vingtaine d'années, sans handicap de type mental ou physique. La taille des individus variait entre 1m65 et 1m80 et leur IMC (indice de masse corporel) était compris entre 20 et 22,5 kg/m².

Tableau 1 : Caractéristiques physiques des participants

Participants	Âge	Taille (m)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)
1	19 ans	1,73	61	20,3
2	19 ans	1,80	73	22,5
3	19 ans	1,65	60	22,2
4	20 ans	1,76	62	20

2.2. Matériels

Afin d'optimiser le déroulement de l'expérience, nous avons décidé de réaliser cette procédure dans un espace ouvert et sans dénivélé. En vue de prélever les indices de position des participants dans l'espace, des bandes de scotch rouges ont été posées sur les repères anatomiques situés sur la crête iliaque, l'épicondyle latéral du fémur et la malléole fibulaire. L'apport de deux smartphones a été nécessaire, l'un pour filmer les participants lors de la marche et l'autre pour être manipulé lors de la condition test. Chaque individu était muni d'un sac à dos avec lanières (droites et gauches) pour que le participant y accroche ses bras et ne cache pas les repères anatomiques. De plus, une feuille de papier avec un point a été placée à hauteur des yeux face aux volontaires pour que celui-ci regarde horizontalement lors de la phase de contrôle. Afin de délimiter l'espace, deux plots ont été positionnés au sol pour marquer les positions de début et de fin de l'étalon de mesure. Un décimètre a été utilisé pour mesurer les distances de repérage. Enfin, différents logiciels ont servi pour l'exploitation et le traitement des données : Kinovéo, Trackers, Drive et Excel, permettant d'acquérir, de traiter et enfin de visualiser nos résultats.

2.3. Procédure expérimentale

Afin de réaliser une capture de mouvement, les participants étaient équipés de trois bandes de scotch placées sur les trois repères anatomiques citées précédemment. Ainsi, la tâche principale demandée aux participants fut de parcourir une distance de 9 mètres en marchant normalement (allure habituelle). La distance parcourue était plus importante que la distance durant laquelle les données de la marche furent récupérées (3 mètres), afin que les individus puissent avoir un temps d'initiation de mouvement convenable. Deux types de consignes furent données aux participants.

Dans une première condition, correspondant à la phase nommée “contrôle”, le participant devait marcher normalement en tenant avec ses mains les lanières du sac à dos afin d’éviter toute perturbation lors de la capture du mouvement, notamment parce que l’individu pouvait passer son bras involontairement devant un repère anatomique. De plus, le participant devait fixer la cible placée face à lui, cette dernière étant installée à hauteur des yeux (en cas contrôle).

Dans une seconde condition, correspondant à la phase de “double tâche” (avec téléphone), le participant devait marcher tout en répondant à un questionnaire sur un smartphone. De plus, celui-ci avait pour obligation de maintenir le téléphone avec les deux mains pour éviter toute différenciation entre les participants.

Enfin, l’ordre des conditions d’exécution de la tâche fut alterné entre les participants afin d’éviter un effet d’ordre. La performance des participants était filmée dans un plan sagittal par rapport à l’individu (caméra de profil). La distance de mesure des données fut étalonnée et marquée à l’aide des plots et des carreaux.

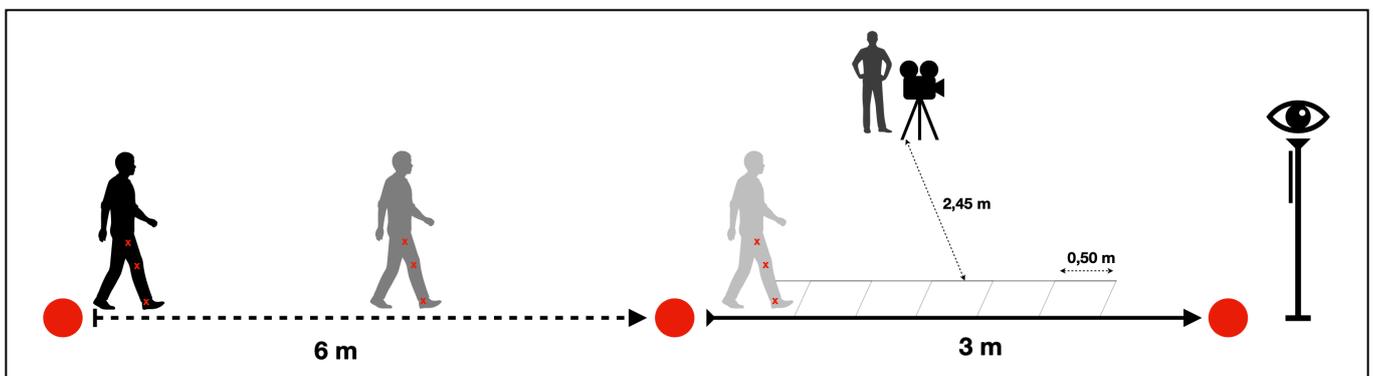


Figure A : Schématisation de la procédure expérimentale

2.4. Traitements des variables

Dans cette étude, nous avons choisi comme variable indépendante l’utilisation du téléphone car il s’agit d’une tâche qui envahit de plus en plus le quotidien des individus dans notre société hypermoderne. Ainsi, en réalisant cette expérience, nous allons nous concentrer particulièrement sur les membres inférieurs. Mesurer les angles articulaires de la hanche et du genou lors des phases contrôle et double tâche. Ces mesures nous permettront d’étudier le temps entre chaque phase mais également la vitesse de marche de l’individu. Ces données vont alors être normalisées de façon à réaliser une comparaison entre les différentes conditions expérimentales.

3. RÉSULTATS

3.1. Paramètres cinématiques

Grâce à divers moyens allant de l'observation à la capture bidimensionnelle du mouvement, nous allons aborder les points qui nous semblent essentiels concernant la cinématique, en débutant par les trajectoires angulaires au niveau des articulations de la hanche et du genou dans différentes conditions.

Sur chaque courbe nous retrouverons les données suivantes :

- La courbe bleu correspond à la situation contrôle, la courbe orange à la condition de double tâche;
- Les pointillés représentent le passage de la phase d'appui à la phase oscillante pour chaque condition.

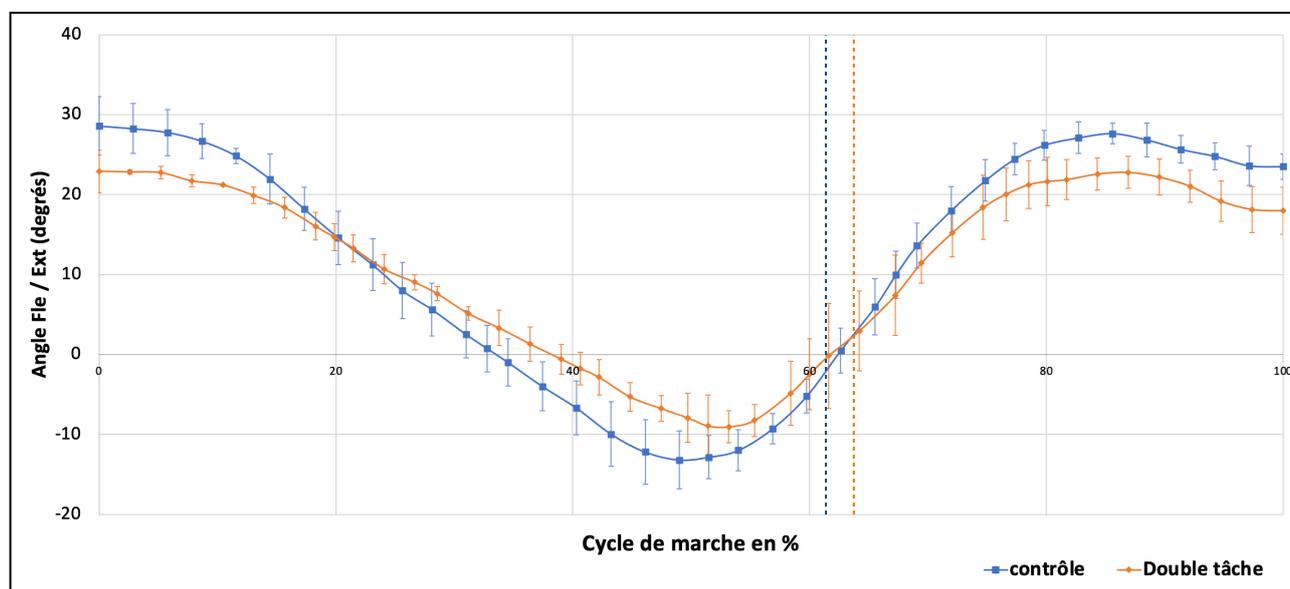


Figure 1.1 : Variation angulaire moyen de la hanche au cours du cycle de marche

A travers l'étude de ce premier graphique, nous observons lors de la tâche contrôle, une diminution de flexion de hanche qui est supérieure à celle de la double tâche. En effet, fléchié lors du contact initial, la hanche effectue une extension progressive lors de la phase d'appui. En situation contrôle, l'angle varie d'environ 42°, soit de 30° de flexion à 12° d'extension maximale. En revanche, on constate une baisse de variation d'angle (30°) en condition de double tâche. L'angle fluctue seulement de 21° de flexion à un pic d'extension de 9°. A l'aide des écarts-types, nous pouvons rendre compte d'une dispersion (+/- 3° d'écart) qui tend à augmenter lors de l'extension progressive. Cette importante variabilité interindividuelle rend ces résultats négligeables. Suivi par une flexion de hanche progressive à environ 62% en condition contrôle et 65% en double tâche, la variation angulaire pour une marche normale atteint un pic de 25°. Cependant, en situation avec smartphone, la flexion de hanche augmente jusqu'à 19°. D'autre part, concernant l'écart-type, on remarque une faible variation interindividuelle en situation contrôle (+/-1,5° d'écart) n'atteignant pas les valeurs d'angles en double tâche, nous permettons de remarquer une différence notable

entre les deux conditions. Ainsi, la plage angulaire de hanche en situation contrôle semble être constamment supérieure à celle de la double tâche.

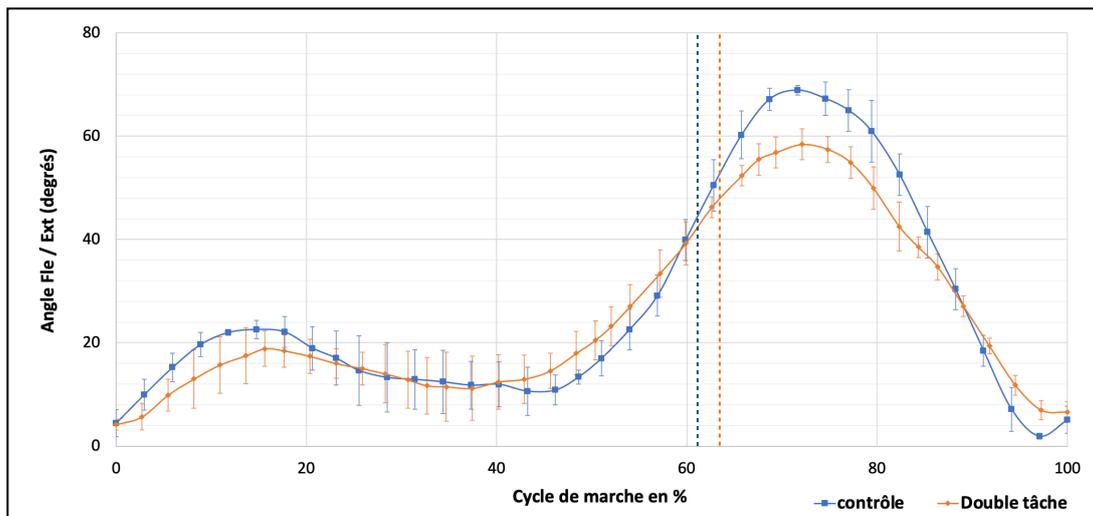


Figure 1.2 : Variation angulaire moyen du genou au cours du cycle de marche

Dans ce second graphique, le genou présente deux pics de flexion au cours du cycle. Le contact initial (0%) s'effectue le membre complètement tendu, l'angle du genou pour les deux conditions est proche de 0° ($\approx 5^\circ$). Ainsi, au début de la phase d'appui, un premier pic de flexion apparaît à 22° en condition contrôle et 19° en situation de double tâche. De plus, nous pouvons remarquer une baisse de flexion similaire entre les différentes conditions. En effet, entre 20% et 40%, les deux courbes se chevauchent, traduisant aucune différences d'angle du genou. Lors du décollé des orteils, à environ 62% pour la phase contrôle et 65% en marche avec smartphone, le genou fléchit rapidement dans les deux conditions pour atteindre une flexion maximale de 69° en situation contrôle, supérieur à celle de la double tâche qui n'est seulement de 59° . D'autre part, on remarque un écart négligeable au premier pic de flexion. Effectivement, on observe un écart-type relativement élevé en condition de double tâche ($\pm 5,6^\circ$ d'écart) traduisant une grande distribution. Cependant, lors du deuxième pic de flexion, on remarque une faible variation interindividuelle ($\pm 2,5^\circ$ d'écart) des angles du genou en phase de double tâche. Ainsi, cette différence angulaire permet de nous rendre compte d'une différence de plage angulaire entre les deux conditions.

Après une vue générale des différentes variations d'angles articulaires de la hanche et du genou, on constate une diminution significative de la plage angulaire en condition de double tâche. Ainsi, une comparaison intra individuelle a été effectuée dans le but d'affirmer nos résultats.

Ce graphique nous permet d'établir une relation directe de variation angulaire entre la condition contrôle et de double tâche de chaque participant. Ainsi, on observe chez tous les participants, une diminution de la plage angulaire de la hanche et du genou entre la condition contrôle et la tâche avec smartphone. En effet, concernant les variations d'angles de la hanche, la plupart des participants ont une différence angulaire comprise entre 40° et 50° en condition contrôle. Cette différence angulaire va diminuer en condition de double tâche, variant dans un intervalle compris entre 30° et 35° . Ce phénomène concerne également le genou. Effectivement,

nous pouvons observer une plage angulaire du genou initialement comprise entre 65° et 70° (condition contrôle), qui va diminuer entre 60° et 65° (condition double tâche).

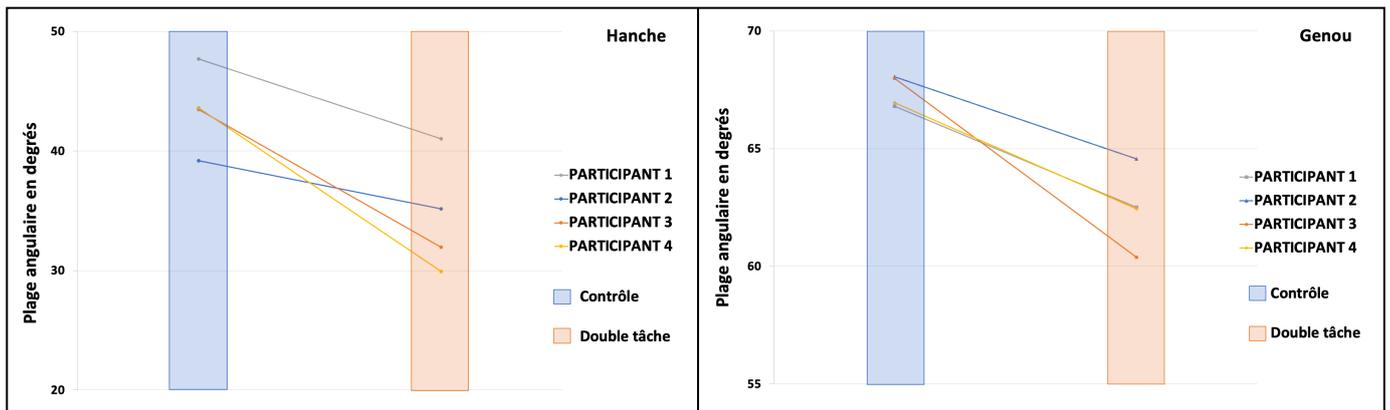


Figure 2 : Comparaison intra-individuelle de la plage angulaire de la hanche et du genou

Afin de mieux illustrer nos propos, nous avons choisi de représenter nos données angulaires sous la forme d'un diagramme angle-angle. Cette dernière figure nous permet de nous rendre compte de la répercussion des effets du téléphone sur les articulations de la hanche et du genou. Ainsi, nous observons facilement que l'amplitude du mouvement est moins importante en condition de double tâche. Par conséquent, cette différence entre les deux conditions traduit une diminution de la plage angulaire de hanche et du genou.

A l'aide des graphiques précédents illustrant nos résultats, nous pouvons supposer qu'une diminution des valeurs angulaires auraient un effet direct sur les paramètres spatio-temporels de la marche.

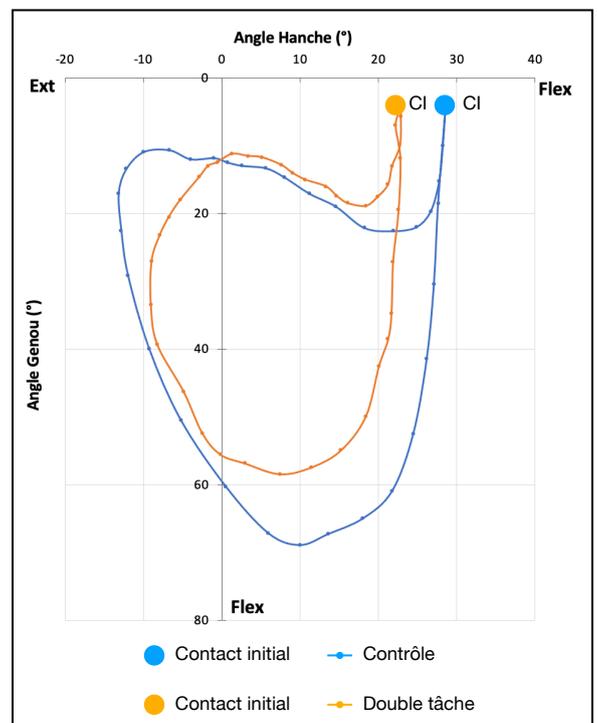


Figure 3 : Variation angulaire du genou en fonction de l'évolution angulaire de la hanche

3.2. Paramètres spatio-temporelles



Figure 4 : Variation de la vitesse de hanche au cours d'un cycle de marche

L'acquisition des données cinématiques brut de chaque participant nous a permis de déterminer la vitesse articulaire moyenne de la hanche tout au long d'un cycle de marche. Afin d'observer au mieux les potentielles différenciations spatio-temporelles, entre une marche normale et une marche avec téléphone. Une analyse précise a été réalisée pour déterminer un ratio de différenciation exprimé en pourcentage entre les différentes conditions.

Ainsi, nous pouvons remarquer une différenciation significative inter et intra individuelle de la vitesse entre les deux conditions. En effet, durant tout un cycle, la vitesse de hanche de la condition contrôle est constamment supérieure à celle de la condition de double tâche. Lors de la marche normale, nous pouvons relever une vitesse variant autour d'une moyenne de $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tandis que lors de la marche avec téléphone, la vitesse varie autour de $1,07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Par conséquent, nous constatons une diminution de la vitesse d'environ $0,43 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ entre les deux conditions. Cette différence peut être établie sous forme de pourcentage, donnant lieu à une différence d'environ 26%.

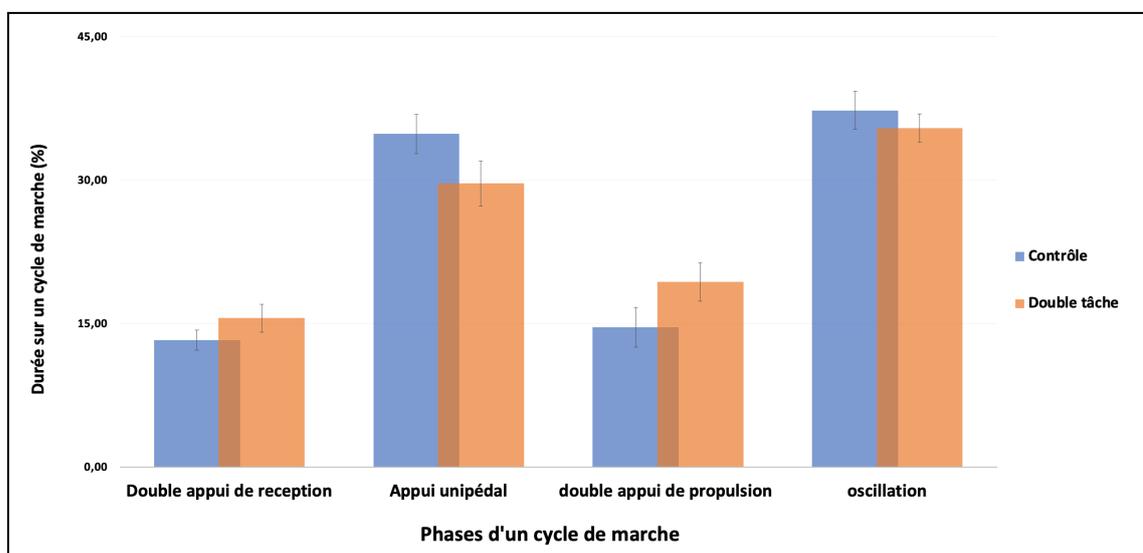


Figure 5 : Représentation de la durée de chaque phase exprimée en pourcentage dans un cycle de marche

Cet histogramme représente la durée de chaque phase durant un cycle de marche entre différentes conditions. Dans un premier temps, nous pouvons observer une diminution de la durée de phase unipédale et d'oscillation en condition de double tâche. En effet, on remarque une diminution de 5% pour la phase d'appui unipédale et 2% en phase d'oscillation. En revanche, une compensation se réalise au niveau des phases de double appuis. Effectivement, on remarque une augmentation de la durée en condition avec smartphone, soit de 2% en double appui de réception et 5% en double appui de propulsion. Cette différence de durée en phase de double appui entre les différentes conditions peut être établie sous forme de pourcentage, donnant lieu à un ratio de différence d'environ 25%. De plus, cette inversion de tendance semble encore plus notable suite à un écart-type relativement faible (+/- 1,5% d'écart).

4. DISCUSSION

Dans cette étude, nous avons cherché à mettre en évidence des relations permettant de comprendre les différences biomécaniques de la marche liée à une double tâche. Écrire et lire sur un smartphone peut modifier notre patron locomoteur en raison de la demande cognitive imposée durant l'exécution d'une double tâche (Stavrinos & al.,2017; Schabrun et al., 2014). L'étude de Rankin et al. (2000) montre que le temps de réponse des muscles posturaux agonistes et antagonistes augmente lorsqu'une tâche secondaire cognitive est réalisée. Nous savons qu'une modification des exigences cognitives et physiques peut produire des effets différents de rendement sur la démarche. Lamberg et Muratori (2012) ont notamment démontré qu'une diminution de la vitesse de marche était souvent liée à une distraction d'origine cognitive lors d'une double tâche. Les résultats d'une étude suggèrent que l'utilisation d'un smartphone en traversant une rue peut accroître le comportement dangereux des piétons (Schabrun et al., 2014). En effet, les fonctions cognitives et en particulier l'attention sont nécessaires lors de la marche, tout comme pour l'exécution d'une tâche cognitive. Cette interférence se traduit par une modification de certains paramètres spatio-temporels de la marche.

Notre étude comporte essentiellement trois limitations principales. En effet, les conditions nous ont contraint à convoquer un faible nombre de participants qui représentent l'échantillon de notre étude (n=4). Nos interprétations sont donc basées sur les résultats de ce dernier. Par ailleurs, de nombreux facteurs d'influences n'ont pas pu être pris en compte par un manque de matériels. En effet, la performance motrice peut dépendre de nombreuses interactions entre les systèmes cognitifs, mécaniques et perceptifs (Stavrinos & al.,2017). D'un point de vue cognitif, l'effet de double tâche n'a pas réellement été mesuré et comparé entre participants. Ainsi, le coût attentionnel induit aux participants ne peut être traité, provoquant ainsi un biais dans la précision de nos mesures et dans l'interprétation de nos résultats. D'autre part, et toujours d'après la même étude, le flux optique peut également avoir une influence sur le patron locomoteur, notamment lorsque la vision centrale est occultée en condition de double tâche. Effectivement, une sensibilisation réduite du champ visuel limiterait l'utilisation des informations visuelles externes. De plus, on peut noter un problème de subjectivité de l'observateur car les participants avaient connaissance du but de l'étude et des paramètres étudiés.

A travers l'étude de nos résultats, nous pouvons tout d'abord noter une diminution de 26% de la vitesse de marche lors de la condition de double tâche. Ainsi, selon Winter et al. (1996), un changement entre différentes conditions de plus de 20%, admet que les résultats sont considérés

comme “significatifs” et non due au hasard. De plus, la vitesse de marche est considérée comme un indicateur général de la performance fonctionnelle (Hardy & al., 2007) où l’on explique dans une étude qu’une vitesse réduite peut prédire les chutes (Beauchet & al., 2008). En vue de ces résultats, de nombreuses études avec imageries cérébrales ont démontré que la modulation de la vitesse de marche dépend de l’activation du cortex préfrontal (Suzuki & al., 2004). Autrement dit, les zones de contrôle de la vitesse de marche semblent être liées aux réseaux des fonctions cognitives de plus haut niveau. Les changements de vitesse sont pertinents pour comprendre les mécanismes de contrôle de la marche. En effet, cette variation influe sur les paramètres cinématiques et spatio-temporels, notamment avec une diminution de la plage angulaire de la hanche et du genou et une variation de la durée des différentes phases du cycle de marche. Effectivement, on remarque une augmentation de la durée des phases de double appui en condition de double tâche, soit une différence notable de 25% entre les différentes conditions. D’après Boisgontier et al. (2011), il existe une très forte interaction entre les processus cognitifs et le contrôle de l’équilibre. Cela s’explique par le fait que l’homme essaye de prolonger la durée des phases de double appui, et ce afin d’assurer son équilibre en condition de double tâche. De ce fait, l’homme adopte un comportement adaptatif et sécuritaire permettant d’assurer un équilibre postural dynamique. Par ailleurs, ces modifications vont induire des pas moins long, augmentant ainsi le temps de réalisation d’un cycle de marche. Les enjeux derrière cette atténuation inconsciente de nos longueurs de pas en condition de double-tâche (comme l’utilisation d’un téléphone pendant la marche par exemple) sont multiples et liées entre elles.

Une réduction de la quantité des informations visuelles (occultation pour vision centrale et limitation pour vision périphérique), un coût attentionnel supérieur (Stavrinos & al., 2017) ainsi qu’une concentration spécifique sur une tâche secondaire peuvent très vite provoquer un danger pour l’intégrité physique et émotionnelle d’un individu, poussant ce-dernier à adopter de lui-même une démarche sécuritaire, soit une stratégie de prévention afin de se s’auto-préserver.

5. CONCLUSION

Les résultats de notre étude montrent qu’en condition de double tâche, une diminution des plages angulaires des articulations de la hanche et du genou va provoquer une diminution de la vitesse, induisant ainsi une augmentation de la durée des phases de double appui. Ces paramètres de démarche modifiés peuvent avoir un impact sur la sécurité des piétons. Ceci peut se traduire par une démarche adaptative et sécuritaire dans le but d’adopter une stratégie de prévention en condition de double tâche.

Cette étude ouvre par ailleurs des perspectives d’avenirs intéressantes. Nous pourrions ainsi réaliser cette expérience avec vue centrale occultée en condition contrôle avec une obstruction de la vision au sol et cible avec un capot afin de minimiser les variables confusionnelles. Nous pourrions aussi réaliser cette expérimentation dans de vraies conditions, c'est-à-dire dans la rue, en pleine ville, qui est le contexte le plus réaliste où les personnes marchent à l’aide de leur téléphone. De plus, effectuer cette expérience avec une augmentation du coût attentionnel en modifiant la difficulté de la tâche, pourrait s’avérer intéressant afin de d’observer si cette augmentation aurait un impact plus ou moins important sur le patron locomoteur.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Aymeric Renou (2019), Alerte aux «smombies», ces zombies du smartphone qui s'exposent à des accidents.

Beauchet & Berrut (2006), Gait and dual-task: definition, interest, and perspectives in the elderly, *Psychol Neuropsychiatr Vieil*. 2006 septembre; 4 (3): 215-25.

Beauchet, Allali, Annweiler, Berrut, Maarouf, Herrmann, Dubost (2008) Does Change in Gait while Counting Backward Predict the Occurrence of a First Fall in Older Adults?, *Gérontologie*. 54 (4): 217-23.

Boisgontier, M., Mignardot, J., Nougier, V., Palluel, E., Boisgontier, M., Mignardot, J., Olivier, I. (2011). Attentional cost of the executive functions involved in postural control. *Science & Motricité*, 74, 53–64.

Hardy, Perera, Roumani, Chandler, Studenski (2007) Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults, *J Am Geriatr Soc*. 2007 novembre; 55 (11): 1727-34.

Lamberg EM, Muratori LM (2012), Les téléphones cellulaires changent notre façon de marcher. *Démarche et posture* 35 : 688-690.

Rankin, Woollacott, Shumway-Cook, Marron (2000) Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2000 mars; 55 (3): M112-9.

Schabrun SM, van den Hoorn W, Moorcroft A, Greenland C, Hodges PW (2014) Texting and Walking: Stratégies de contrôle postural et implications pour la sécurité .

Sheridan, Hausdorff (2007) The role of higher-level cognitive function in gait: executive dysfunction contributes to fall risk in Alzheimer's disease. *Dement Geriatr Cogn Disord*. 2007; 24(2): 125–137.

Stavrinos, N. Pope, Shen, Schwebel (2017) Distracted Walking, Bicycling, and Driving: Systematic Review and Meta-Analysis of Mobile Technology and Youth Crash Risk

Suzuki, Miyai, Ono, Oda, Konishi, Kochiyama, Kubota (2004) Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study *Neuroimage*. 2004 novembre; 23 (3): 1020-6.

Institut YouGov (2019), étude réalisé par Ford France.