

MINISTÈRE DE LA SANTÉ
RÉGION LORRAINE
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHÉRAPIE
DE NANCY

**INFLUENCE DE LA DIFFICULTÉ D'UNE TÂCHE
COGNITIVE SUR LE CONTRÔLE POSTURAL EN
SITUATION DE DOUBLE TÂCHE CHEZ LE SUJET SAIN**

Mémoire présenté par Anne-Lise GERARDIN
étudiante en 3ème année de masso-kinésithérapie
en vue de l'obtention du Diplôme d'État de
Masseur-Kinésithérapeute.
2014-2015.

SOMMAIRE

RÉSUMÉ

1. INTRODUCTION	1
2. CADRE THEORIQUE.....	2
2.1. La posture	2
2.2. Le contrôle postural	4
2.2.1. Approche biomécanique.....	4
2.2.2. Approche sensorielle	6
2.3. La double tâche.....	8
2.3.1. Définition	8
2.3.2. La tâche secondaire	9
3. METHODOLOGIE	10
3.1. Méthode de recherche	10
3.2. Population	11
3.2.1. Critères d'exclusion.....	11
3.2.2. Critères d'inclusion	11
3.3. Matériel	12
3.4. Protocole.....	13
3.4.1. Conditions de réalisation.....	13
3.4.2. Condition de référence : la simple tâche posturale	14
3.4.3. Pré-test : la tâche cognitive	14
3.4.4. Test : la double tâche.....	16
3.4.5. Paramètres étudiés.....	17
3.5. Méthode statistique	17
3.5.1. Normalité.....	18
3.5.2. Homogénéité des variances : Test de Fisher	18
3.5.3. Analyse de la variance : ANOVA à mesures répétées à 1 facteur	18
3.5.4. Contrastes : Test de Tukey.....	18
4. RESULTATS.....	19
5. DISCUSSION	22
5.1. Les résultats	22
5.2. Le protocole	23
6. CONCLUSION	27

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

ANNEXES

RÉSUMÉ

Introduction

Grâce à un apprentissage précoce, l'Homme acquiert l'équilibre lui permettant de maintenir la position érigée. Cependant, au cours du temps, certaines dégradations physiologiques peuvent apparaître entraînant le plus souvent la perte de l'équilibre. Ces troubles de l'équilibre touchent à la mobilité mais aussi à une partie de l'autonomie, c'est pourquoi ils représentent un réel problème de santé publique. Face à cela, la masso-kinésithérapie trouve toute sa place dans leur évaluation et dans leur rééducation. Au quotidien, il est rare de consacrer la totalité de son attention sur sa posture. En effet, la tâche d'équilibre est communément associée à une tâche cognitive telle qu'écrire, parler ou encore écouter de la musique. C'est la notion de double tâche.

Objectif

L'objectif de notre étude est de dégager l'influence de la difficulté d'une tâche cognitive de représentation spatiale sur le contrôle postural, en situation de double tâche, chez le sujet sain.

Matériel et méthode

48 sujets, 24 hommes et 24 femmes, jeunes et en bonne santé, ont participé à l'étude. Des enregistrements sur la plateforme de posturographie de marque SATEL[®] ont été réalisés. Le protocole consiste dans un premier temps à effectuer un enregistrement debout et immobile sur la plateforme : c'est la condition de référence. Le second temps revient à déterminer la performance cognitive maximale de chaque sujet pour effectuer une tâche mentale de représentation spatiale : c'est la condition 100%. Enfin, le troisième et dernier temps consiste à effectuer la même tâche cognitive à différentes vitesses d'exécution en maintenant simultanément la station érigée.

Résultats

Les principaux résultats montrent une différence significative entre la condition de simple tâche et les conditions de double tâche. Un gain de stabilité est également mis en évidence entre les différentes conditions de double tâche. Nous observons des différences significatives entre les conditions 100% et 200% pour les paramètres de longueur en Y et de Longueur en Fonction de la Surface. Nous remarquons une tendance à l'instabilité inversement proportionnelle avec la difficulté de la tâche cognitive.

Conclusion

L'analyse des paramètres posturaux met en évidence l'importance de la double tâche dans la stabilité posturale. Pour pouvoir observer un effet de la tâche cognitive sur le contrôle postural il faut que la tâche soit adaptée. Le lien entre la tâche cognitive et le contrôle postural semble dépendre de la complexité de la tâche.

Mots clés : Contrôle postural – Posturographie – Stabilométrie – Plateforme de force – Equilibre statique – Double tâche – Tâche cognitive.

Key words : Postural control – Posturography – Stabilometry – Force platform – Static equilibrium – Dual-task – Cognitive task.

1. INTRODUCTION

La bipédie est une des caractéristiques de l'espèce humaine. C'est grâce à un apprentissage précoce que l'Homme acquiert l'équilibre lui permettant de maintenir la position érigée. Cependant, certaines personnes voient apparaître des dégradations d'un point de vue neurologique, sensitif mais aussi moteur entraînant le plus souvent la perte de l'équilibre pouvant aller jusqu'à la chute. Les conséquences du vieillissement résultent d'une part de modifications physiologiques sensorielles et motrices et d'autre part d'une perturbation de la gestion de l'attention ou de certaines fonctions exécutives.

Touchant à la mobilité mais aussi à une partie de l'autonomie, les troubles de l'équilibre représentent un réel problème de santé publique. En effet, selon les données de l'Organisation Mondiale de la Santé de 2012, « *les chutes sont la deuxième cause de décès accidentels ou de décès par traumatisme involontaire dans le monde. Elles sont également la première cause de décès accidentel chez les sujets de plus de 65 ans* » [1]. Le contrôle postural est semble-t-il le facteur le plus cité dans les études actuelles de prévention des risques de chute. La prise en charge masso-kinésithérapique des troubles de l'équilibre est donc primordiale.

L'enregistrement des oscillations du corps se fait de façon instrumentale. Selon Gagey [2], c'est grâce à la stabilométrie que nous pouvons aujourd'hui mesurer les stratégies de contrôle de l'équilibre. Ainsi, la posturographie est utilisée en masso-kinésithérapie dans un but d'évaluation et de rééducation des troubles de l'équilibre et ce dans différents domaines tels que la neurologie, la gériatrie ou encore chez le sportif. Elle permet à l'aide d'une plateforme de force d'analyser à tout moment la position du Centre de Pressions podales (CdP) d'un individu et ainsi d'objectiver ses paramètres posturaux selon les Normes 85 de l'Association Française de Posturologie (AFP).

Au quotidien, il est rare de consacrer la totalité de son attention sur sa posture, qu'elle soit statique ou dynamique. En effet, la tâche d'équilibre est communément associée à une tâche cognitive telle qu'écrire, parler ou encore écouter de la musique. C'est la notion de double tâche.

Le but de notre étude est de dégager l'influence de la difficulté d'une tâche cognitive de représentation spatiale sur le contrôle postural, à l'aide d'une plateforme de posturographie.

Il semble que les individus oscillent davantage si nous leur demandons de se focaliser sur le contrôle de leur équilibre. Nous supposons que le fait de détourner l'attention du sujet par une tâche cognitive améliore la stabilité posturale et qu'en mobilisant intégralement l'attention corticale d'un individu, celui-ci verrait ses capacités posturales améliorées. Par conséquent, le maintien de la posture devrait être meilleur en situation de double tâche qu'en simple tâche. De plus, l'amélioration de la stabilité devrait être proportionnelle à la difficulté de la tâche cognitive.

La première partie de ce travail est consacrée au cadre théorique concernant la posture et son contrôle ainsi que la notion de double tâche. La deuxième partie est dédiée au travail expérimental. Elle relate l'ensemble de la méthodologie adoptée. Enfin, la troisième et dernière partie reflète la synthèse des résultats associée à leur discussion.

2. CADRE THEORIQUE

2.1. La posture

En 1995, Bouisset & Maton définissent la posture comme étant « *le maintien du corps ou d'un de ses segments dans une position donnée* » [3]. La posture se définit donc comme étant la disposition des segments du corps à un instant donné. Selon les espèces et le contexte environnemental, il existe des formes variées de postures. Néanmoins, chaque espèce adopte de préférence une posture donnée appelée posture de référence. Ainsi, il est admis que la station debout bipédique, également appelée posture orthostatique ou station érigée, est la posture de référence chez l'Homme [4]. Elle est permise grâce aux caractéristiques morphologiques de l'espèce humaine. Son apprentissage ainsi que l'optimisation des différentes stratégies posturales se fait dès le plus jeune âge.

Ainsi, le contrôle postural se définit comme étant la faculté d'interagir et de s'adapter à l'environnement dans le but de maintenir une posture stable. Selon Shumway-Cook &

Woollacott [5], le contrôle postural dépend de l'interaction de trois facteurs : l'activité à réaliser, le contexte environnemental et l'individu lui même (fig.1). En effet, les stratégies posturales seront différentes selon la position dans laquelle se trouve l'individu et selon la tâche qu'il doit réaliser. La tâche à réaliser peut par exemple se faire sur une surface rigide ou à l'inverse sur une surface molle, sur une surface étroite ou large, sur un support mobile ou fixe.

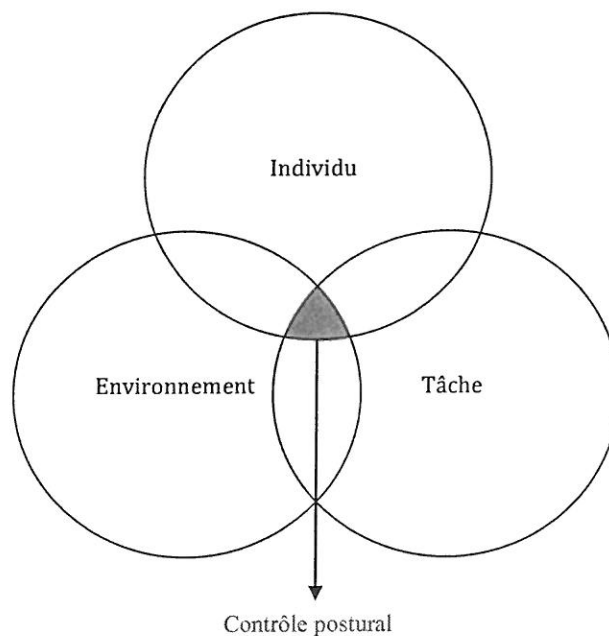


Figure 1 : Schéma de l'interaction entre l'individu, l'environnement et la tâche à réaliser.

Le contrôle postural possède deux objectifs : [6]

- L'orientation spatiale permet de positionner le corps en fonction de la tâche à réaliser
- La stabilisation permet à l'individu de garder l'équilibre. Elle est définie comme étant « l'ensemble des fonctions physiologiques dont le rôle est d'assurer la position du corps par rapport à la surface terrestre et par rapport à la verticale » [7]

2.2. Le contrôle postural

De nombreux facteurs biomécaniques et sensoriels concourent ensemble au maintien de la stabilité.

2.2.1. Approche biomécanique

Le squelette de l'Homme est un assemblage d'os articulés entre eux par l'intermédiaire de haubans musculaires. Ainsi, de nombreuses chaînes musculaires travaillent en synergie pour palier l'action de la pesanteur et permettre la station érigée. On parle alors de tonus musculaire et plus particulièrement de tonus postural au sein des muscles extenseurs anti-gravitaires [8] : le soléaire, les ischio-jambiers, les extenseurs du rachis (fig. 2).

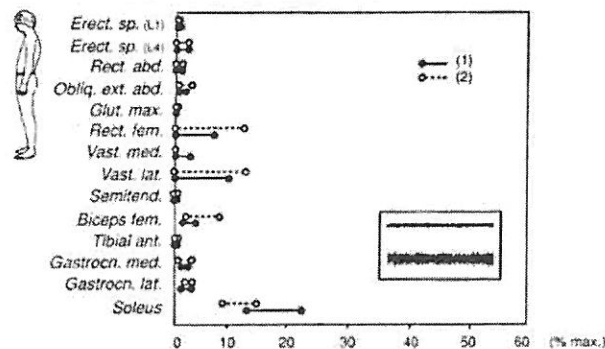


Figure 2 : Activité électromyographique enregistrée en station orthostatique [8]

De plus, la station érigée s'accompagne d'une diminution de la surface délimitée par les deux appuis podaux (polygone de sustentation) et d'une élévation du Centre de Gravité (CdG). Ces deux critères induisent l'instabilité posturale. Dès lors que la projection du CdG se situe hors des limites du polygone de sustentation, l'équilibre est rompu [9]. C'est pourquoi, bien qu'immobile en apparence, l'Homme ajuste constamment sa position : il oscille [2, 10].

C'est la synergie de contractions musculaires visant à replacer le CdG dans les limites du polygone de sustentation qui provoque de nouveaux déséquilibres et ainsi de suite. Si le système estime qu'il y a un risque de chute dû à un déséquilibre trop important, c'est alors que les corrections posturales se mettent en place.

Il est important de ne pas confondre les notions de « centre de gravité » et « centre de pression ». Le CdP est le point d'application de la résultante des forces de réaction au sol. Ce sont les mouvements du CdP qui permettent de stabiliser le CdG. En effet, l'Homme n'étant quasiment jamais en situation d'équilibre, son CdP se déplace constamment de part et d'autre de la projection de son CdG (fig. 3).

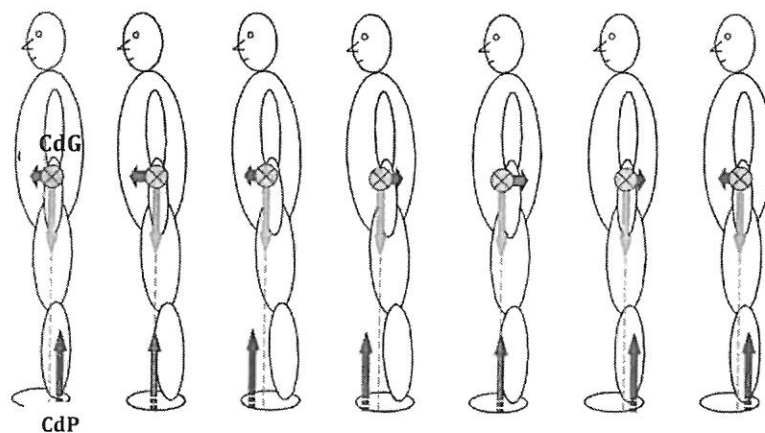


Figure 3 : Déplacements du CdP et du CdG d'un sujet en condition debout statique selon l'axe antéro-postérieur [11]

Le CdP a une amplitude et une fréquence de déplacement plus élevée que le CdG. Sa position est liée à celle du CdG ainsi qu'à son accélération [12]. Ainsi, le CdP représente les mouvements effectués par l'Homme pour maintenir sa stabilité.

Suivant la nature du déséquilibre, il existe différentes stratégies de contrôle de l'équilibre :

- La stratégie de cheville permet de parer aux déséquilibres dans le plan sagittal. En effet, la station debout statique est assimilée à celle d'un « pendule inversé » [13, 14]. Ceci signifie

que, lors du maintien de la station debout non perturbée, le corps considéré comme un seul segment oscille autour de l'articulation des chevilles.

- La stratégie de hanche permet quant à elle de parer aux déséquilibres dans le plan frontal. Elle se caractérise par le déplacement simultané des hanches et des chevilles en sens opposés. Elle fait face aux mouvements d'oscillation du corps selon la direction médio-latérale [10, 15]
- La stratégie du pas est utilisée lorsque le déséquilibre est important.
- La stratégie verticale permet d'abaisser le CdG grâce à la flexion des hanches, des genoux et/ou des chevilles.

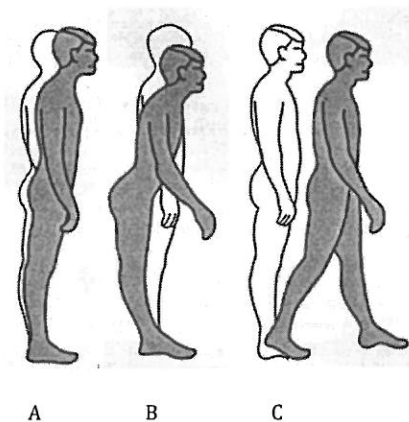


Figure 4 : Représentation des stratégies de cheville (A), de hanche (B) et du pas (C) [16]

2.2.2. Approche sensorielle

Le maintien postural se base sur différentes afférences sensorielles : les afférences visuelles, somesthésiques, et vestibulaires [17, 18, 19, 20]. Elles ont pour fonction d'informer les centres nerveux sur l'orientation et les déplacements du corps.

Leur localisation est variée : on les trouve au niveau de la peau, des muscles, des articulations, dans l'oreille interne et dans l'œil.

2.2.2.1. Le système visuel

Les informations visuelles fournies par la rétine jouent un rôle important dans l'orientation et l'équilibre postural. On distingue deux sortes d'informations visuelles :

- La vision focale (la zone centrale ou fovéa) permet la reconnaissance et la localisation des objets.
- La vision périphérique permet de définir l'orientation de l'Homme par rapport à l'extérieur. Elle informe sur les mouvements de l'extérieur.

De nombreuses études mettent en évidence l'importance de l'entrée visuelle dans l'équilibre postural [21, 22]. Certaines expérimentations effectuées yeux fermés ou dans le noir, soulignent une modification des stratégies d'équilibration.

2.2.2.2. Le système proprioceptif

Il permet d'informer de la position (statesthésie) et des déplacements (kinesthésie) du corps, mais aussi de la force requise pour réaliser un mouvement ou maintenir une posture. Il est régulé par des récepteurs cutanés et des récepteurs myo-articulaires qui sont :

- Des fuseaux neuromusculaires situés dans la partie charnue des muscles. Ils sont sollicités lors de l'étirement des muscles antigravitaires mettant en jeu le réflexe myotatique. Ils interviennent dans la régulation du tonus musculaire.
- Des récepteurs articulaires situés dans les capsules articulaires (corpuscules de Ruffini et Pacini) et dans les ligaments. Ils sont sensibles aux variations d'angulation des articulations.
- Des organes tendineux de Golgi sensibles à l'étirement.

2.2.2.3. Le système vestibulaire

Situé dans l'oreille interne, il a pour rôle d'informer le système nerveux central sur l'orientation de la tête dans l'espace par rapport au corps. Il se compose de deux types de récepteurs :

- Les canaux semi-circulaires sensibles aux accélérations angulaires de la tête.
- Les macules sacculaire et utriculaire sensibles aux accélérations linéaires et à la position

de la tête. Ces récepteurs permettent de percevoir le mouvement et l'orientation du corps par rapport à la verticale.

L'activation de ces différentes entrées sensorielles permet de modifier la station érigée de façon spécifique et orientée selon la stimulation à laquelle elle est soumise. Elles permettent de détecter les erreurs de positionnement de la projection du CdG. Leur importance varie en fonction de la nature de la tâche à réaliser mais aussi, de la spécificité et du vécu sensoriel de chacun. En effet, comme l'ont montré Rougier et Van Themsche [23], les sujets jeunes utilisent des stratégies d'équilibration différentes de celles des sujets âgés du fait de leur incapacité à utiliser correctement les informations proprioceptives. Grâce à ces différentes entrées sensorielles, l'organisme est informé en permanence d'un éventuel déséquilibre.

On ne privilégie pas un type d'afférence en particulier. En effet, il existe une variation constante de l'apport sensoriel qui dépend du contexte environnemental, postural, du vécu et des stratégies adoptées par chacun pour s'adapter à toutes ces contraintes.

2.3. La double tâche

2.3.1. Définition

Elle se définit par « *la réalisation simultanée de deux tâches. L'une est dite « tâche primaire » et l'autre est dite « tâche secondaire », pour lesquelles les modifications des performances sont mesurées* » [24, 25]. On parle alors du paradigme de la double tâche.

Lors de la réalisation d'une double tâche, d'importantes stratégies sont possibles :

- Le sujet priorise la tâche primaire.
- Le sujet priorise la tâche secondaire induisant une diminution de la performance de la tâche primaire.
- Le sujet accorde autant d'importance aux deux tâches.

Admettons que la tâche primaire soit une tâche de maintien postural statique et que la

tâche secondaire soit une tâche attentionnelle. L'objectif est de créer une concurrence cognitive entre les deux tâches et ainsi observer leur interférence. Cependant, il semble que les effets de la tâche secondaire dépendent de plusieurs facteurs : la nature de la tâche à réaliser [26] ou encore l'âge des individus [27]. En effet, chez des sujets âgés, si nous leur demandons de réaliser une tâche associée à une tâche de contrôle postural, cela semble entraîner une instabilité et donc un risque de chute plus accru [28, 29]. L'inverse est mis en évidence chez des sujets jeunes [30]. L'utilisation d'une double tâche cognitive chez la personne âgée a un coût attentionnel plus important que chez les sujets jeunes. De plus, Mersmann et al. [31] ont montré que lors d'un changement de rigidité du sol, les sujets priorisent le maintien de la posture au détriment de la tâche secondaire qu'ils effectuent.

Différents modèles caractérisent le contrôle postural en situation de double tâche. Le modèle de compétition considère que la tâche primaire et la tâche secondaire entrent en concurrence ce qui entraîne une moins bonne performance. En effet, l'attention requise pour effectuer la tâche primaire est prise au détriment de la tâche secondaire.

Un autre modèle avance la théorie que la performance de la tâche primaire varie selon l'intensité de la demande cognitive. Il semble donc y avoir une performance optimale du contrôle postural pour un niveau de difficulté de la tâche cognitive donné [32]. C'est à dire que la stabilité sera meilleure en situation de double tâche si elle est associée à une tâche bien précise.

Dans le paradigme de la double tâche il sera question d'attention divisée si et seulement si les deux tâches qui sont en compétition voient leur performance se dégrader.

2.3.2. La tâche secondaire

Elle peut être de différentes sortes : écouter et comprendre une histoire, épeler des mots... cependant, c'est une tâche de décompte à partir d'un nombre qui est le plus souvent retrouvé dans la littérature.

Toutefois, il est important de choisir une tâche secondaire dont la standardisation permette de contrôler le niveau de difficulté. Cette difficulté doit pouvoir être modulée pour

pouvoir obtenir chez des sujets différents une charge attentionnelle équivalente. Cela permettra de mettre en évidence les éventuels effets liés à la difficulté de la tâche.

De plus, les travaux de Yardley et al. [33] ont mis en évidence, chez des sujets jeunes, que l'augmentation des oscillations lors de la réalisation d'une tâche de décompte étaient liée aux mouvements respiratoires spécifiques à la parole. Il est donc un critère à prendre en compte quant au choix de la tâche à réaliser.

3. MÉTHODOLOGIE

3.1. Méthode de recherche

Nous avons effectué une recherche bibliographique, sans limite, en interrogeant différentes bases de données telles que Pubmed, PEDro, EM-premium, The Cochrane Library, Google Scholar. Les recherches ont également été effectuées au sein du centre de documentations Réédoc et sur des sites de référence tels que celui de la Haute Autorité de Santé (HAS).

Les mots clés utilisés pour nos recherches sont :

- Contrôle postural – postural control
- Posturographie – posturography
- Stabilométrie – stabilometry
- Plateforme de force – force platform
- Equilibre statique – static equilibrium
- Double tâche – dual-task
- Tâche cognitive – cognitive task

La pertinence des articles est basée sur le titre, l'objectif, la problématique de l'étude, le résumé et les résultats trouvés.

3.2. Population

48 sujets, 24 hommes et 24 femmes, étudiants à l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie de Nancy (ILFMK), ont participé volontairement à l'étude en signant au préalable le formulaire de consentement éclairé (Annexe I). Cet échantillonnage s'est fait de façon aléatoire. Les caractéristiques de l'échantillon sont représentées dans le tableau suivant (tab. I) :

Tableau I : Caractéristiques de la population de l'étude représentées sous forme de moyennes et d'écart types.

	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC
Hommes	23 ± 4	1,83 ± 0,07	75 ± 7,4	22,3 ± 1,8
Femmes	22 ± 3	1,66 ± 0,05	60,3 ± 9,6	21,7 ± 3,1

Avant de réaliser les mesures, chaque sujet remplit une fiche de renseignements permettant de mettre en évidence d'éventuels critères d'exclusion (Annexe II). Quatre sujets ont ainsi été exclus de l'étude.

3.2.1. Critères d'exclusion

Sont exclus de l'étude les sujets présentant des troubles orthopédiques au niveau des membres inférieurs, des pathologies neurologiques, vestibulaires, orthodontiques et des difficultés de latéralisation.

3.2.2. Critères d'inclusion

Peuvent participer à l'étude les sujets ne présentant pas l'un des critères cités ci dessus, les étudiants de l'ILFMK (homogénéité de la population) et ceux ayant préalablement signé le formulaire de consentement éclairé.

3.3. Matériel

Les plateformes de stabilométrie permettent de quantifier la qualité du système de régulation postural. Celles utilisées par les masseurs-kinésithérapeutes sont pour 82% de marque SATEL[®] [34], c'est pourquoi nous choisissons d'utiliser cette même plateforme pour notre étude.

Elle est constituée d'une plaque rigide et indéformable, reposant sur 3 capteurs de force qui permettent de transformer la force appliquée en un signal électrique. Ils enregistrent ainsi la trajectoire du CdP. Cela permet de différencier et d'analyser les oscillations selon les axes médio-latéraux et antéro-postérieurs mais aussi de déterminer les capacités d'équilibration des sujets. La plateforme SATEL[®] répond aux normes 85 [35] validées par l'Association Française de Posturologie (AFP) (Annexe III). Elle est équipée de gabarits amovibles facilitant le bon positionnement des pieds et la reproductibilité des mesures. L'acquisition du signal se fait à une fréquence de 40Hz pour une durée choisie de 25,6 secondes.

Le signal est amplifié, filtré et envoyé à un **ordinateur** disposant du logiciel nécessaire pour traiter des données qui seront par la suite exploitées. Il enregistre les positions successives du CdP exercé par le poids des sujets sur le plateau pendant la durée d'échantillonnage.

Par mesure d'hygiène, nous utilisons des **lingettes désinfectantes** pour nettoyer la plateforme entre chaque sujet.

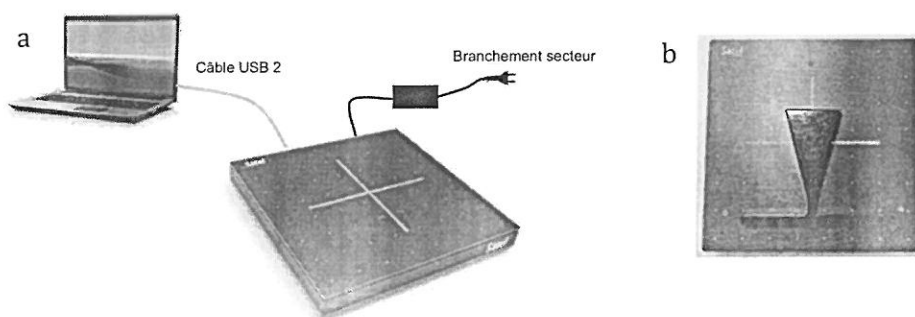


Figure 5 : La plateforme SATEL[®] reliée à un ordinateur (a), avec les gabarits (b)

3.4. Protocole

3.4.1. Conditions de réalisation

Selon Gagey [36], « *pour que les résultats des enregistrements stabilométriques puissent être comparés, pour qu'ils puissent faire l'objet de statistiques, encore faut-il qu'ils soient comparables, c'est à dire qu'ils aient été recueillis dans des conditions identiques. Même matériel d'enregistrement, même protocole, même environnement* ».

Ainsi, pour cette étude, toutes les mesures sont réalisées sur la même tranche horaire, c'est à dire entre 8h et 12h, dans une pièce au calme où les niveaux sonore et de luminosité ne peuvent perturber les sujets. La plateforme de force est positionnée face à un mur à une distance choisie arbitrairement mais qui sera la même pour tous. Nous invitons chaque sujet à se placer pieds nus sur la plateforme. La position des pieds est normalisée et déterminée par des gabarits amovibles : les talons sont écartés de 2 cm, avec une angulation des pieds de 30° (fig. 6). La position des pieds est inchangée durant toute la durée de l'expérimentation.

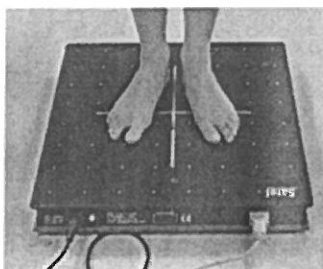


Figure 6 : Position des pieds sur la plateforme de force SATEL®

Les consignes données aux sujets sont : « *mettez les bras le long du corps, restez immobiles, détendu, sans bouger en fermant les yeux, mâchoires desserrées* » (35) durant toute la durée d'acquisition de 25,6 secondes. Nous leur spécifions de pratiquer une respiration buccale les obligeant ainsi à desserrer les mâchoires. Toutes les mesures se font dans le silence total. Nous les informons qu'ils ne pourront pas descendre de la plateforme entre chaque enregistrement.

Afin de ne pas biaiser les résultats, nous choisissons de ne pas dévoiler l'objectif de l'étude avant la fin des enregistrements.

3.4.2. Condition de référence : la simple tâche posturale

Afin de déterminer les valeurs des paramètres en condition de référence, nous invitons le sujet à se placer dans les conditions énoncées en 3.4.1, puis nous réalisons 3 mesures : la première mesure est considérée comme valeur d'habituatation, puis nous moyennons les deux suivantes afin d'obtenir la valeur « condition de référence ».

3.4.3. Pré-test : la tâche cognitive

L'objectif du pré-test est de déterminer la performance cognitive maximale de chaque sujet pour effectuer une tâche mentale de représentation spatiale. Cela permet d'adapter le test à chacun. En effet, il est important de pouvoir moduler la difficulté de la tâche cognitive afin d'obtenir, chez des sujets différents, une charge attentionnelle équivalente. Cette performance maximale correspond à 100% des capacités du sujet à effectuer la tâche.

La tâche consiste à se déplacer, yeux fermés, dans un carré de 3 cases sur 3 en suivant une série de consignes : « haut » « bas » « droite » et « gauche ». Chaque consigne est dictée par une voix de synthèse ce qui permet de standardiser le temps de diction, rendant ainsi le test reproductible. Le temps de diction de référence de la plateforme SATEL[®] est de 1400 ms. Pour débiter le pré-test, nous choisissons d'accélérer ce dernier de 50% ce qui équivaut à un temps de diction de 700 ms entre chaque consigne.

Nous indiquons au sujet que la position de départ est le point rouge situé dans le carré central (fig. 7). Yeux fermés, nous lui demandons de se représenter le déplacement du point rouge à travers les cases.

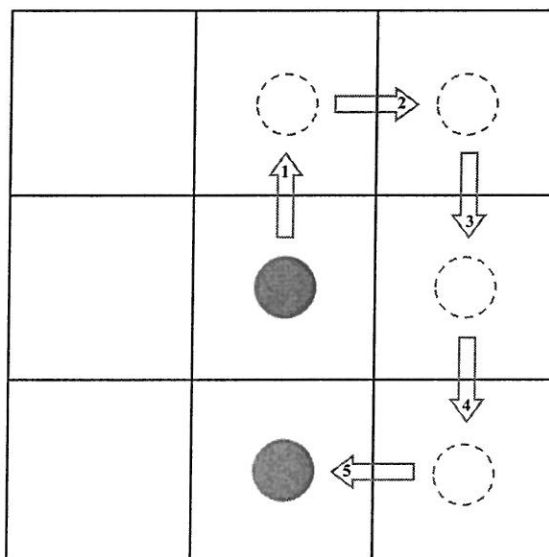


Figure 7 : Carré 3 par 3 cases ; le point rouge correspond à la position de départ ; exemple de déplacement 1 : consigne « haut », 2 : consigne « droite », 3 et 4 : consignes « bas », 5 : consigne « gauche » ; le point bleu correspond à la position finale.

Avant de débiter le pré-test, nous nous assurons que le sujet a parfaitement compris les consignes. La durée du pré-test est de 25,6 secondes. À la fin de ce temps, nous lui demandons d'ouvrir les yeux et de nous indiquer dans quelle case se trouve alors le point.

S'il se trompe, l'essai est négatif : nous estimons qu'il est au delà de sa capacité maximale, nous ralentissons alors de 50 ms le temps de diction. A l'inverse, s'il répond correctement, l'essai est positif : nous estimons qu'il est en deçà de sa capacité maximale, ainsi nous accélérons de 50 ms le temps de diction. Ainsi de suite jusqu'à trouver la capacité maximale à effectuer la tâche sans se tromper. Dès lors que 3 essais consécutifs sont positifs à une vitesse donnée, et que l'essai est négatif à la vitesse supérieure, nous estimons avoir déterminé la capacité maximale du sujet à effectuer la tâche demandée.

Nous obtenons donc le laps de temps de référence entre 2 consignes correspondant à la vitesse maximale de réflexion du sujet. C'est la « condition 100% », elle est propre à chacun.

3.4.4. Test : la double tâche

Le test consiste à modifier la vitesse de diction des consignes de la tâche de représentation spatiale en demandant au sujet de se tenir debout et immobile sur la plateforme de force.

Au préalable, le pré-test a permis de déterminer le laps de temps de référence de diction des consignes correspondant à 100% des capacités cognitives du sujet à effectuer la tâche. Puis, nous déterminons 2 autres conditions avec :

- « La condition 150% » correspondant à 150% du laps de temps de référence c'est-à-dire 1,5 fois ce temps : la difficulté de la tâche est diminuée.
- « La condition 200% » correspondant à 200% du laps de temps de référence c'est-à-dire 2 fois ce temps : la difficulté de la tâche d'autant plus diminuée.

Chaque sujet effectue 3 passages dans les 3 conditions (100%, 150 et 200%). L'ordre de passage dans ces 3 conditions est randomisé en simple aveugle et aléatoire (Annexe IV).

Nous informons le sujet que la tâche mentale de représentation spatiale est identique à celle effectuée lors du pré-test. Nous lui spécifions de rester concentré pendant toute la durée des mesures. S'il se perd, nous lui suggérons de reprendre les consignes à partir de la case centrale. Avant de débiter le test, il est important de s'assurer que le sujet a parfaitement compris les consignes de réalisation.

Tableau II : Résumé de la réalisation du protocole expérimental

1 - Condition de référence	Enregistrement 1 : Habituation	Enregistrement 2	Enregistrement 3	
2 - Pré-test	Essais/erreurs : pas d'enregistrements			
3 - Test				
	Condition 100%	Enregistrement 1 : Habituation	Enregistrement 2	Enregistrement 3
	Condition 150%	Enregistrement 1 : Habituation	Enregistrement 2	Enregistrement 3
	Condition 200%	Enregistrement 1 : Habituation	Enregistrement 2	Enregistrement 3

3.4.5. Paramètres étudiés

Grâce à la plateforme nous obtenons un tracé appelé statokinésigramme. Il relie les positions successives du CdP au cours du temps et se fait par rapport à un référentiel dont l'origine se situe au barycentre du polygone de sustentation. Ce tracé donne des indications sur l'amplitude des oscillations dans le plan frontal et sagittal. Ainsi, les paramètres enregistrés sont :

- **La surface de l'ellipse de confiance**, mesurée en millimètres carrés. Elle contient 90% des positions du CdP et permet d'étudier la précision avec laquelle le système postural situe le sujet dans l'environnement. Elle est représentée sous la forme d'une « pelote » de points qui matérialisent la trajectoire du CdP pendant toute la durée d'acquisition. Selon Gagey, il est le paramètre le plus pertinent pour quantifier la capacité d'un individu à s'équilibrer dans des conditions statiques (2).
- **La longueur totale du statokinésigramme**, mesurée en millimètres. Elle correspond à la distance parcourue par le CdP à l'intérieur de l'ellipse de confiance et souligne la stabilité du sujet avec :
 - **La longueur en X** correspondant aux déplacements du CdP selon l'axe médio-latéral.
 - **La longueur en Y** correspondant aux déplacements du CdP selon l'axe antéro postérieur.
- **La Longueur en Fonction de la Surface (LFS)** est le rapport entre la longueur totale sur la surface. Ce ratio permet d'évaluer la dépense énergétique du sujet pour contrôler son équilibre.

3.5. Méthode statistique

Des statistiques descriptives ont été réalisées afin de représenter et condenser les caractéristiques de notre échantillon ainsi que les différents résultats obtenus durant l'étude au travers de moyennes et d'écart types. Les paramètres posturaux énoncés en 3.4.5. ont été enregistrés selon 4 modalités : condition de référence, condition 100%, 150% et 200%.

Pour tous les tests statistiques effectués, nous fixons le seuil de signification à $p < 0,05$.

3.5.1. Normalité

Du fait de l'effectif important de notre échantillon, nous admettons la normalité des distributions et pouvons ainsi poursuivre par des tests paramétriques.

3.5.2. Homogénéité des variances : Test de Fisher

Il convient ensuite de tester l'homogénéité des variances (ou homoscedasticité) par le test de Fisher. Cela revient à comparer les écarts à la moyenne et d'observer si ces écarts sont équivalents dans les différentes conditions de notre étude. Nous définissons :

- H_0 : L'hypothèse nulle telles que les dispersions à la moyenne sont équivalentes quelque soit la condition.
- H_1 : L'hypothèse alternative qui est la négation de H_0 .

3.5.3. Analyse de la variance : ANOVA à mesures répétées à 1 facteur

Enfin, nous choisissons d'utiliser le test paramétrique d'analyse de la variance ANOVA à mesures répétées à 1 facteur. Nous pourrions ainsi observer si la variation de vitesse de la tâche cognitive de représentation spatiale interfère sur les performances posturales. Ce test statistique vise à comparer plus de 2 moyennes entre elles ce qui revient à mesurer leurs différences. Nous définissons :

- H_0 : L'hypothèse nulle telle qu'il n'y a pas d'effet de la variation de vitesse d'une tâche cognitive de représentation spatiale sur le contrôle postural.
- H_1 : L'hypothèse alternative qui est la négation de H_0 .

3.5.4. Contrastes : Test de Tukey

Enfin, une analyse Post-hoc Tukey HSD est réalisée. Cela permet de mettre en évidence une différence significative entre les différentes conditions. Ainsi, nous comparons les moyennes des 4 modalités 2 à 2, c'est-à-dire par paires, soit 6 comparaisons par paramètre.

4. RÉSULTATS

Sont représentés dans le tableau suivant (tab. III) les moyennes et écart types de chaque paramètre postural selon les 4 modalités : condition de référence, condition 100%, 150% et 200%, et selon le sexe :

Tableau III : Moyennes et écart types des paramètres posturaux selon les 4 modalités pour l'ensemble de l'échantillon.

Paramètres posturaux		Ref	100%	150%	200%
Surface	Population générale	213,0 ± 84,4	167,9 ± 73	178,4 ± 74,9	186,6 ± 81
	Hommes	214,4 ± 88,8	159,8 ± 64	171,1 ± 68,4	181,4 ± 87,1
	Femmes	211,6 ± 81,7	176,1 ± 81,6	185,7 ± 81,7	191,9 ± 75,8
Longueur	Population générale	308,3 ± 104	259,9 ± 84	269,9 ± 92,5	274,1 ± 98,6
	Hommes	285,2 ± 101,1	259,3 ± 94,5	269,4 ± 104,9	280,2 ± 115,3
	Femmes	331,3 ± 103,8	260,5 ± 73,9	270,4 ± 80,6	268,1 ± 80,5
LongX	Population générale	183,1 ± 72,6	149,6 ± 57,6	150,4 ± 60,1	155,8 ± 63,7
	Hommes	167,6 ± 68,6	147,4 ± 57,9	147,7 ± 66,7	155,8 ± 69,2
	Femmes	198,6 ± 74,5	151,8 ± 58,4	153,2 ± 54,1	155,7 ± 59,2
LongY	Population générale	215,1 ± 67,6	179,7 ± 61,3	191,0 ± 66,6	195,0 ± 70,3
	Hommes	203,1 ± 64,5	180,7 ± 66,8	194,3 ± 75,9	200,9 ± 86
	Femmes	227,1 ± 69,9	178,8 ± 56,8	187,7 ± 57,4	189,2 ± 51,5
LFS	Population générale	0,60 ± 0,12	0,52 ± 0,10	0,55 ± 0,12	0,56 ± 0,13
	Hommes	0,56 ± 0,11	0,52 ± 0,12	0,54 ± 0,14	0,56 ± 0,15
	Femmes	0,64 ± 0,12	0,52 ± 0,09	0,55 ± 0,11	0,55 ± 0,11

Résultats du Test de Fisher :

La p-value calculée est supérieure au niveau de signification au seuil $\alpha = 0,05$. Nous ne pouvons pas rejeter H_0 : les différences sont non significatives, donc les dispersions à la moyenne sont équivalentes quelque soit la condition et ce pour chaque paramètre postural. Les variances sont donc homogènes (Annexe V).

Résultats de l'ANOVA (Annexe VI) : Population générale (n=48)

Les valeurs moyennes et les écarts types des 5 paramètres posturaux ont été calculés et représentés graphiquement.

Pour le paramètre surface, l'ANOVA est significative avec un $F=11,08$ et un $p<0,05$. Les comparaisons post-hoc de Tukey ont pu mettre en évidence une amélioration significative des performances posturales en situation de double tâche par rapport à la condition de référence en simple tâche. Cependant, les moyennes des conditions de double tâche ne sont pas significativement différentes entre elles.

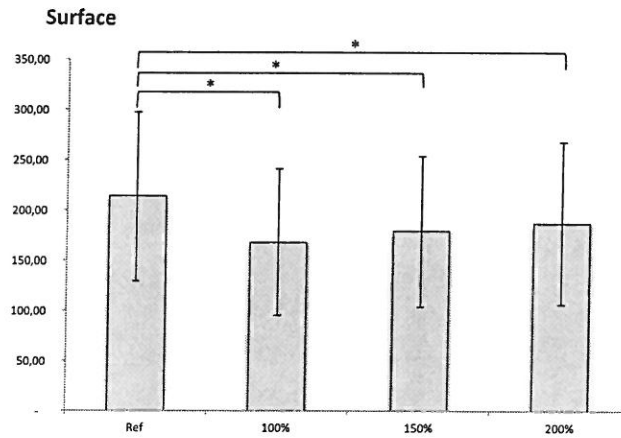


Figure 8 : Comparaison des variations de surface entre la condition de référence, la condition 100%, 150% et 200%.

Si nous nous intéressons au paramètre **longueur**, l'ANOVA est également significative avec un $F=17,15$ et un $p<0,05$. Les comparaisons par paires nous montrent que les moyennes des conditions de double tâche sont significativement différentes de la condition de référence mais ne sont pas significativement différentes entre elles. De même pour le paramètre **longueur en X** avec une ANOVA significative avec un $F=22,9$ et un $p<0,05$.

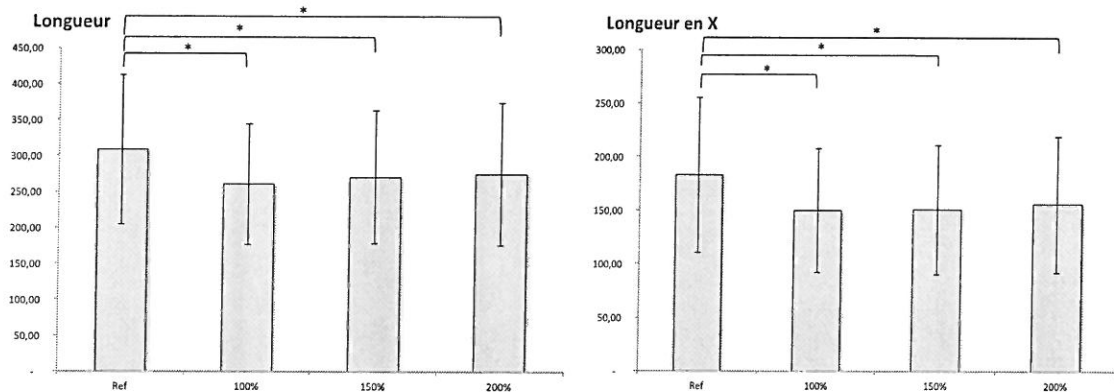


Figure 9 : Comparaison des variations de longueur totale et longueur en X entre la condition de référence, la condition 100%, 150% et 200%.

Pour le paramètre **longueur en Y** et **LFS**, l'ANOVA est respectivement significative avec un $F=13,8$ et un $F = 14,4$ avec un $p<0,05$. Les comparaisons post-hoc de Tukey ont pu mettre en évidence une amélioration significative des performances posturales en situation de double tâche par rapport à la condition de référence en simple tâche. De plus, les moyennes des conditions de double tâche sont significativement différentes entre elles pour les conditions à 100% et 200%.

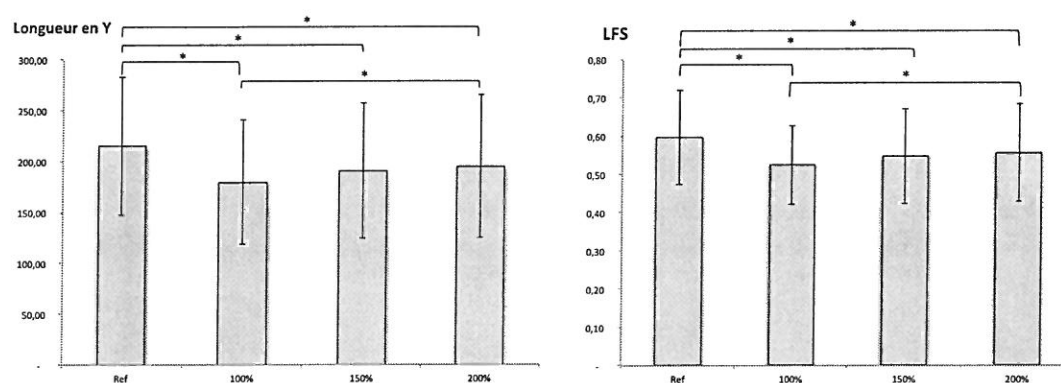


Figure 10 : Comparaison des variations de longueur en Y et LFS entre la condition de référence, la condition 100%, 150% et 200%

Chez les hommes (n=24)

Pour les paramètres **surface** et **longueur**, l'ANOVA est respectivement significative avec un $F=7,57$ et un $F=2,75$ avec un $p<0,05$. Les comparaisons post-hoc de Tukey ont pu mettre en évidence une amélioration significative des performances posturales en situation de double tâche par rapport à la condition de référence en simple tâche. Cependant, les moyennes des conditions de double tâche ne sont pas significativement différentes entre elles.

Pour le paramètre **longueur en X**, l'ANOVA est significative avec un $F=4,27$ et un $p<0,05$. Le test de Tukey met en évidence une différence significative entre la condition de référence et les conditions 100% et 150%.

Pour les paramètres **longueur en Y** et **LFS**, l'ANOVA est respectivement significative avec un $F=2,97$ et un $F = 3,03$ avec un $p<0,05$. Les comparaisons par paires ont pu mettre en

évidence une amélioration significative des performances posturales en situation de double tâche à 100% par rapport à la condition de référence.

Chez les femmes (n=24)

Pour le paramètre **surface**, l'ANOVA est significative avec un $F=3,63$ et un $p<0,05$. Les comparaisons par paires montrent que les moyennes de la condition de double tâche à 100% et la condition de référence sont significativement différentes.

Pour le paramètre **longueur, longueur en X, en Y et LFS**, l'ANOVA est significative. Les comparaisons par paires nous montrent que les moyennes des conditions de double tâche sont significativement différentes de la condition de référence mais ne sont pas significativement différentes entre elles.

5. DISCUSSION

Le but de cette étude était d'examiner l'influence de la difficulté d'une tâche cognitive de représentation spatiale sur la stabilité posturale, chez des sujets jeunes et en bonne santé. A l'aide de la plateforme de posturographie SATEL[®] nous avons pu recueillir les déplacements du CdP et analyser les paramètres de surface qu'il occupe, de longueur parcourue (longueur en X et en Y) et de Longueur en Fonction de la Surface.

5.1. Les résultats

Les principaux résultats montrent une différence significative entre la condition de simple tâche (condition de référence) et les conditions de double tâche (conditions 100%, 150% et 200%). Les déplacements du CdP en situation de simple tâche sont plus importants qu'en condition de double tâche. Cela confirme donc que cette dernière améliore les performances posturales. Ainsi, quelque soit la vitesse de la tâche cognitive de représentation spatiale, l'effet de la double tâche est présent.

Ce gain de stabilité est également mis en évidence entre les différentes conditions de double tâche. Nous observons pour la population générale une différence significative entre

les conditions 100% et 200%. Toutefois, cette différence n'est significative que pour les paramètres longueur en Y et la LFS. Cela signifie que la difficulté de la tâche cognitive de représentation spatiale influe sur la stabilité du sujet. Cela met également en évidence une économie d'énergie permettant un gain de stabilité postural.

La condition 150% est une condition intermédiaire ne permettant pas d'observer une différence significative avec les conditions 100% et 200%. Ainsi, pour pouvoir observer un effet de la tâche cognitive sur le contrôle postural il faut que cette dernière soit adaptée.

Concernant les autres paramètres, nous observons tout de même une tendance à l'instabilité inversement proportionnelle avec la vitesse d'exécution de la tâche cognitive. En effet, les moyennes des amplitudes de surface occupée par le CdP, la longueur totale parcourue et celle parcourue selon l'axe médio-latéral sont les plus basses lorsque le sujet est à 100% de ses capacités c'est à dire lorsque la difficulté de la tâche cognitive est maximale. Il y a une tendance à l'augmentation de l'instabilité avec la diminution de la difficulté : en conditions 150% et 200%.

Grâce à notre échantillon nous avons également pu comparer les résultats obtenus selon le sexe. Nous observons des résultats similaires à ceux de la population globale : nous observons une différence significative entre la condition de simple tâche et les conditions de double tâche. Les autres comparaisons n'apportent rien de plus. La tendance montre que pour avoir un effet de la tâche cognitive sur l'équilibre, il faut que celle ci soit adaptée. De ce fait, l'étude de la population globale n'apporte pas de biais sur les résultats.

De manière générale, la vitesse de la tâche cognitive de représentation spatiale influence d'avantage sur la stabilité antéro-postérieure que sur la précision du système postural des sujets.

5.2. Le protocole

Cette étude présente plusieurs limites. Bien que chaque sujet soit comparé à lui même, l'échantillon prélevé au sein de notre population est trop faible pour pouvoir généraliser les résultats. Nous avons cependant essayé de faire participer à notre étude un maximum de

sujets. Mais il n'est pas rare que des erreurs de manipulations puissent avoir lieu lors des enregistrements induisant des données anormales (outlier) risquant de biaiser les résultats (phase d'enregistrement débutée trop tôt par exemple).

L'ordre de passage dans les 3 conditions de double tâche était randomisé en simple aveugle et aléatoire, ce qui nous contraignait à choisir un nombre d'échantillon d'un multiple de 6 (12, 24, 30...). Ainsi, et dans un souci d'homogénéité, nous avons choisi de faire participer à notre étude 24 hommes et 24 femmes. Cela nous a permis également de prendre en compte le facteur sexe lors de nos comparaisons. La randomisation des passages permet d'exclure l'effet d'habituation ou d'entraînement.

De plus, les travaux de Yardley [33] ont mis en évidence, chez des sujets jeunes, que l'augmentation des oscillations lors de la réalisation d'une tâche de décompte étaient liée aux mouvements respiratoires spécifiques à la parole. C'est pourquoi, dans notre étude, nous avons choisi d'associer au contrôle postural une tâche cognitive ne nécessitant aucune réponse verbale.

Nous avons choisi comme représentation spatiale un carré de 3 par 3 cases (fig. 7) plutôt qu'un carré de 5 par 5 cases. En effet, après l'avoir testé chez certains sujets, il semblait que la réalisation de la tâche, yeux fermés, dans un carré plus grand soit trop complexe à réaliser.

Nous avons choisi de réaliser le test en condition yeux fermés. En effet, notre objectif n'était pas de comparer ce qui se passe avec ou sans entrées sensorielles visuelles. Nous avons testé le protocole en situation yeux ouverts mais aucun sujet n'effectuait la tâche mentalement. Tous utilisaient les mouvements oculaires pour suivre le point rouge à travers les cases ce qui pouvait biaiser l'étude. Nous avons donc décidé d'inclure au protocole la condition de réalisation yeux fermés. Cependant, à la fin des enregistrements, nous demandions à chacun quelle stratégie il avait adopté pour la réalisation de la tâche. Bien que yeux fermés, 58,3% des hommes et 66,7% des femmes avouaient avoir utilisé leurs yeux ce qui peut être assimilé à une stratégie visuelle (Annexe VII). Aurions nous obtenu les mêmes

résultats si nous avons caché la vue des sujets au lieu de leur demander une fermeture active des paupières ?

Nous avons choisi d'effectuer les enregistrements sur une durée d'acquisition de 25,6 secondes et non 51,2 secondes en référence aux normes 85 définies par la Société Française de Posturologie. Au préalable, nous avons testé sur quelques sujets ce paramètre « temps ». Que nous choissions l'une ou l'autre des deux durées d'acquisition, les résultats obtenus allaient dans le même sens. Cela nous a permis de palier à la contrainte de temps d'acquisition qui nous semblait être trop long compte tenu du nombre important de mesures à effectuer par sujet.

Avant de débiter le test, nous avons mis en place un pré-test dont l'objectif était de déterminer la performance maximale de chaque sujet pour effectuer la tâche mentale. Grâce à cela, nous avons pu adapter le test à chacun. En effet, il est important de pouvoir moduler la difficulté de la tâche cognitive afin d'obtenir, chez différents sujets, une charge attentionnelle équivalente. C'est cette performance maximale qui correspond à 100% des capacités du sujet à effectuer la tâche.

Pour chaque épreuve, nous avons réalisé 3 enregistrements permettant ainsi de ne prendre en compte que les 2 dernières mesures et de les moyenner. Nous qualifions la première mesure d'« habitation ». Cela a permis de limiter les erreurs de mesures, d'obtenir des données cohérentes, comparables et d'observer les capacités ou non d'adaptation.

La fatigabilité des sujets est également à prendre en compte. En effet, la consigne donnée était de rester debout et immobile sur la plateforme durant la totalité des enregistrements. Certains sujets se sont plaints d'inconfort physique : la position des pieds, les hanches et les genoux verrouillés.

Parallèlement, la tâche cognitive requise était à de nombreuses reprises ressentie comme fatigante car répétée. Une fatigue intellectuelle était également présente chez tous les sujets. Il serait intéressant de modifier le protocole en y insérant par exemple des phases de repos avant chaque condition de double tâche et ainsi observer si cette fatigue influe sur les résultats obtenus. Chez certains, cette fatigabilité s'est fait ressentir par des difficultés de

concentration induisant de ce fait une réponse fautive quant à la localisation du point final dans le carré. Du fait de la sensibilité de la plateforme, les oscillations posturales peuvent être majorées par la fatigue mais aussi un manque de concentration ce qui biaise l'étude.

Les conditions de réalisation n'étaient parfois pas optimales. En effet, l'étude a été réalisée au sein de l'IFMK de Nancy sur la tranche horaire de 8h à 12h. La salle mise à disposition se situe dans un lieu de passage fréquemment emprunté par les étudiants engendrant quelques perturbations sonores.

Bien qu'un test de latéralisation ait été au préalable validé, certains sujets avouaient confondre leur droite et leur gauche de part un manque de concentration et du fait de la rapidité des consignes dictées par la voix de synthèse.

Le logiciel permettant de traiter les données présente des limites. En effet, la variation de vitesse de diction des consignes par la voix de synthèse ne peut varier que par tranche de 50 ms. Ainsi, lorsque l'on mesurait pour un sujet une vitesse de diction en capacité maximale (100%) à 650 ms, nous rencontrions un problème pour déterminer la vitesse correspondant à 150% de 650 (= 975 ms). Nous étions alors obligés de choisir entre 950 ms et 1000 ms. Nous avons donc décidé, pour chaque sujet se trouvant dans cette situation, d'opter pour 25 ms supérieurs à la vitesse initialement prévue.

La sélection de notre échantillon s'est fait au sein de l'IFMK de Nancy, auprès de sujets jeunes et en bonne santé. Nos critères de sélection ont bien été respectés. Cependant, si nous décidions d'effectuer ce même protocole auprès d'une population présentant des troubles de l'équilibre, il serait intéressant d'avoir davantage d'indications sur leur autonomie, leur équilibre et leur locomotion. Pour se faire, nous pourrions utiliser un test Timed up and go par exemple.

Dès que le sujet se perdait dans la tâche à réaliser, la consigne lui était donnée de reprendre la série à partir de la case centrale. Cependant, un sentiment d'agacement était facilement perceptible chez certains. Il serait intéressant d'analyser, si, à chaque mauvaise réponse finale, les oscillations posturales étaient plus importantes. Ainsi, nous examinerions

l'impact de la diminution de performance de la tâche secondaire sur la tâche primaire de contrôle postural.

6. CONCLUSION

Le masseur-kinésithérapeute a un rôle important dans l'évaluation et la prise en charge de pathologies responsables de troubles de l'équilibre (neurologie, gériatrie) mais aussi de pathologies induisant une instabilité posturale (traumatologie, rhumatologie). La posturographie est un outil d'évaluation qui permet d'aider aux choix thérapeutiques et offre un suivi chiffré des capacités et progressions des patients. Elle est un outil simple d'utilisation et un excellent moyen de communication avec d'une part le patient et d'autre part les autres professionnels de santé. Elle permet une prise en charge individuelle et adaptée à chacun, d'où l'intérêt de la stabilométrie comme outil de rééducation.

L'analyse des paramètres posturaux met en évidence l'importance de l'apport de la double tâche dans la stabilité posturale. Bien que l'influence de la difficulté d'une tâche cognitive de représentation spatiale sur l'amélioration de la performance posturale n'a pu être démontrée pour tous les paramètres, nous observons tout de même une tendance au gain de stabilité. Cette tendance s'observerait-elle également chez des sujets présentant une pathologie responsable de troubles de l'équilibre ?

Ainsi, afin d'optimiser la rééducation de patients présentant une instabilité posturale, il serait judicieux d'effectuer simultanément une tâche de posture et une tâche cognitive à 100% des capacités du patient. Dans la progression de prise en charge, il serait souhaitable d'augmenter progressivement la difficulté de la tâche de posture en jouant sur la vitesse d'exécution de la tâche cognitive. L'objectif étant d'améliorer le contrôle postural.

Cela permet de mieux comprendre les relations qui existent entre perte de stabilité et diminution de l'attention cognitive pour envisager une rééducation centrée sur des stratégies de contrôle en double tâche.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] **INPES.** Accidents de la vie courante - Chutes. 24 avril 2014. <http://www.inpes.sante.fr/10000/themes/accidents/chutes.asp> (page consultée le 03/02/2015)
- [2] **GAGEY P, WEBER B.** Posturologie : régulation et dérèglements de la station debout. Paris : Masson, 2005. 224 p.
- [3] **BOUISSET S, MATON B.** Muscles, posture et mouvement, bases et applications de la méthode électromyographique. Paris : Hermann, 1995. 744 p.
- [4] **PAILLARD J.** Les déterminants moteurs de l'organisation dans l'espace. Cahier de psychologie. 1971. p 261–316.
- [5] **SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT M.** Motor control: Translating research into clinical practice. 3rd edition Lippincott Williams & Wilkins. 2007.
- [6] **HORAK F.** Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing, 2006. 35 Suppl 2:ii7-ii11.
- [7] **MESURE S, LAMENDIN H.** Posture : Définition, bases neurophysiologiques, apprentissage et rééducation. Posture, pratique sportive et rééducation. Paris : Masson, 2001.
- [8] **OKADA M.** An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. Journal of Human Ergology. 1972; 75 - 93.
- [9] **VALLIER G.** Traité de Posturologie Clinique et Thérapeutique. Posturopole. 2012. 184 p.
- [10] **WINTER D, PRINCE F, FRANK J, POWELL C, ZABJEK K.** Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. Journal of Neurophysiology. 1996;75 (6) : 2334 - 43.
- [11] **ROUGIER P, LACOUR M.** La trajectoire du centre des pressions : quelle signification biomécanique pour quelle interprétation? De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement. Marseille : Solal, 2006. p.85.
- [12] **GAGEY P, BIZZO G, OUAKNINE M, WEBER B.** Deux modèles mécaniques de stabilisation posturale : la tactique du Centre de Gravité et la tactique du Centre de Pression. <http://ada-posturologie.fr/TactiqueDuPied.htm> (page consultée le 14/11/2014)
- [13] **GURFINKEL E.** Physical foundations of stabilography. Agressol. 1973; 14 (Spec No C) : 9 - 13.

- [14] **WINTER DA.** Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193 - 214.
- [15] **GATEV P, THOMAS S, KEPPEL T, HALLETT M.** Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*. 1999;514(3):91 - 28.
- [16] **VIEL E.** La marche humaine, la course et le saut - Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Paris : Masson, 2000. 280 p.
- [17] **FITZPATRICK R, ROGERS D, MCCLOSKEY D.** Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *Journal of Physiology*. 1994;480(2):395 - 403.
- [18] **HORAK F, NASHNER L, DIENER H.** Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*. 1990;82(1):167 - 77.
- [19] **MASSION J.** Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*. 1992;38(1):35 - 56.
- [20] **GURFINKEL V, IVANENKO Y, LEVIK Y, BABAKOVA I.** Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*. 1995;68(1):229 - 43.
- [21] **EDWARDS A.** Body sway and vision. *J Exp Psychol*. 1946;36(6):526 - 35.
- [22] **FITZPATRICK R, MCCLOSKEY D.** Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. 1994; 173 - 186.
- [23] **ROUGIER P, VAN THEMSCHE C.** Undisturbed upright stance maintenance in the prepubescent child. *Journal de Réadaptation Médicale*. 2005;25(2):76 - 82.
- [24] **BEAUCHET O, BERRUT G.** Marche et double tâche: définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychologie & Neuropsychiatrie du vieillissement*. 2006;4(3):215 - 25.
- [25] **PASHLER H.** Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin*. 1994;116(2):220 - 44.
- [26] **DEVITERNE D, GAUCHARD GC, JAMET M, VANÇON G, PERRIN PP.** Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly. *Brain Research Bulletin*. 2005;64(6):487 - 92.
- [27] **TEASDALE N, BARD C, LARUE J, FLEURY M.** On the cognitive penetrability of posture control. *Experimental Aging Research*. 1993;19(1):1 - 13.
- [28] **LAJOIE Y, TEASDALE N, BARD C, FLEURY M.** Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research*. 1993;97(1):139 - 44.

- [29] **WOOLLACOTT M, SHUMWAY-COOK A.** Attention and the control of posture and gait : a review of an emerging area of research. *Gait Posture*. 2002;16(1):1 - 14.
- [30] **KERR B, CONDON SM, MCDONALD LA.** Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*. 1985;11(5):617 - 22.
- [31] **MERSMANN F, BOHM S, BIERBAUM S, DIETRICH R, ARAMPATZIS A.** Young and old adults prioritize dynamic stability control following gait perturbations when performing a concurrent cognitive task. *Gait Posture*. 2013;37(3):373 - 7.
- [32] **VUILLERME N, VINCENT H.** How performing a mental arithmetic task modify the regulation of centre of foot pressure displacements during bipedal quiet standing. *Experimental Brain Research*. 2005;169(1):130 - 4.
- [33] **YARDLEY L, GARDNER M, LEADBETTER A, LAVIE N.** Effect of articulatory and mental tasks on postural control. *Neuroreport*. 1999;10(2):215 - 9.
- [34] **SOURDAIN G.** Stabilométrie statique : place de la plate-forme de force en kinésithérapie. Institut de formation en masso-kinésithérapie de Rennes. 2010.
- [35] **ASSOCIATION FRANÇAISE DE POSTUROLOGIE.** Normes 85. Editées par l'AFP. Paris, 1985.
- [36] **GAGEY PM.** Réflexions sur vingt ans de stabilométrie clinique. Institut de Posturologie. Paris, 2008. <http://pierremarie.gagey.perso.sfr.fr/VingtAnsApres.htm> (page consultée le 14/11/2014)

ANNEXES

ANNEXE I : Formulaire de consentement éclairé

ANNEXE II : Fiche de renseignements

ANNEXE III : Plateforme de force selon les normes 85 de l'AFP

ANNEXE IV : Randomisation des passages des sujets

ANNEXE V : Statistiques – Test de Fisher

ANNEXE VI : Statistiques – ANOVA

ANNEXE VII : Stratégies de réalisation de la tâche cognitive

ANNEXE I

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ÉCLAIRÉ

Mémoire 2014 – 2015 / IFMK Nancy

Je soussigné(e) _____ accepte librement de participer à l'étude intitulée : «Influence de la difficulté d'une tâche cognitive sur le contrôle postural en situation de double tâche chez le sujet sain ».

Les objectifs et modalités de déroulement de l'étude m'ont été clairement expliqués. Je suis satisfait(e) des explications, précisions et réponses fournies.

Ma participation à l'étude est volontaire. Je suis libre d'accepter ou de refuser d'y participer ainsi que de l'interrompre à tout moment.

Je donne mon accord pour participer à l'étude à condition que cela ne décharge en rien les organisateurs de leur responsabilité. D'autre part, toutes les données et informations me concernant resteront strictement confidentielles. Enfin, je pourrai si je le souhaite à tout moment demander des informations complémentaires aux organisateurs de l'étude.

Fait à : _____

Le : __/__/__

Signature du sujet
Précédée de la mention « lu et approuvé »

ANNEXE II

FICHE DE RENSEIGNEMENTS

Mémoire 2014 – 2015 / IFMK Nancy

RENSEIGNEMENTS

Nom _____
Prénom _____
Sexe Homme (27) Femme
Date de naissance __ / __ / ____
Taille (m) _____
Poids (kg) _____
Latéralisation Droitier(e) Gaucher(e)
Pointure _____
Année d'étude K1 K2 K3

ANTECEDENTS

Pathologies des membres inférieurs :

Traumatiques (blessure musculaire, entorse, fracture...) Oui Non

Si oui, précisez, datez : _____

Antécédents chirurgicaux Oui Non Si oui, précisez, datez : _____

Antécédents médicaux (cicatrice, affection cutanée, allergie...) Oui Non

Si oui, précisez, datez : _____

Autres : _____

Pathologies vestibulaires (vertiges, nystagmus...) Oui Non Précisez : _____

Pathologies oculaires (verres correcteurs, orthoptie...) Oui Non Précisez : _____

Troubles orthodontiques (appareil dentaire, bruxisme...) Oui Non Précisez : _____

CE JOUR

Traitements médicamenteux Oui Non

Si oui, précisez : _____

Etes vous fatigué(e) ? Oui Non

Nombre d'heures de sommeil <4h 4 à 6h 6 à 8h >8h

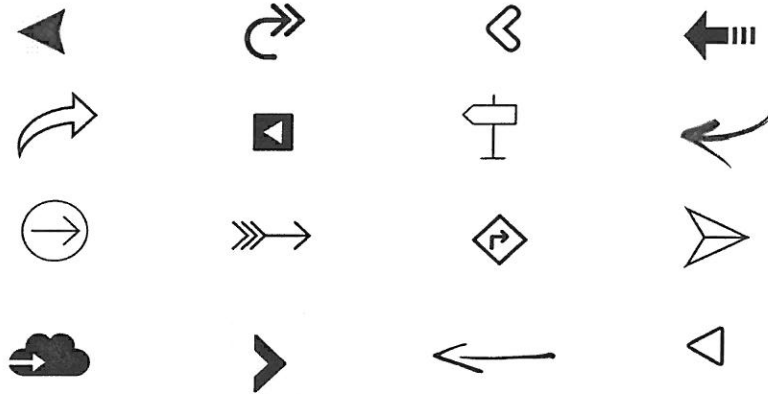
Avez vous des douleurs ? Oui Non

Si oui, à quel(s) endroit(s) : _____

Si oui, vous coteriez la douleur à : 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

LATERALISATION

Parmi ces 16 flèches, 8 sont orientées vers la droite, lesquelles ?



A REMPLIR PAR L'EXAMINATEUR :

Stratégie adoptée :

- En bougeant les yeux
- En bougeant la tête
- Représentation mentale

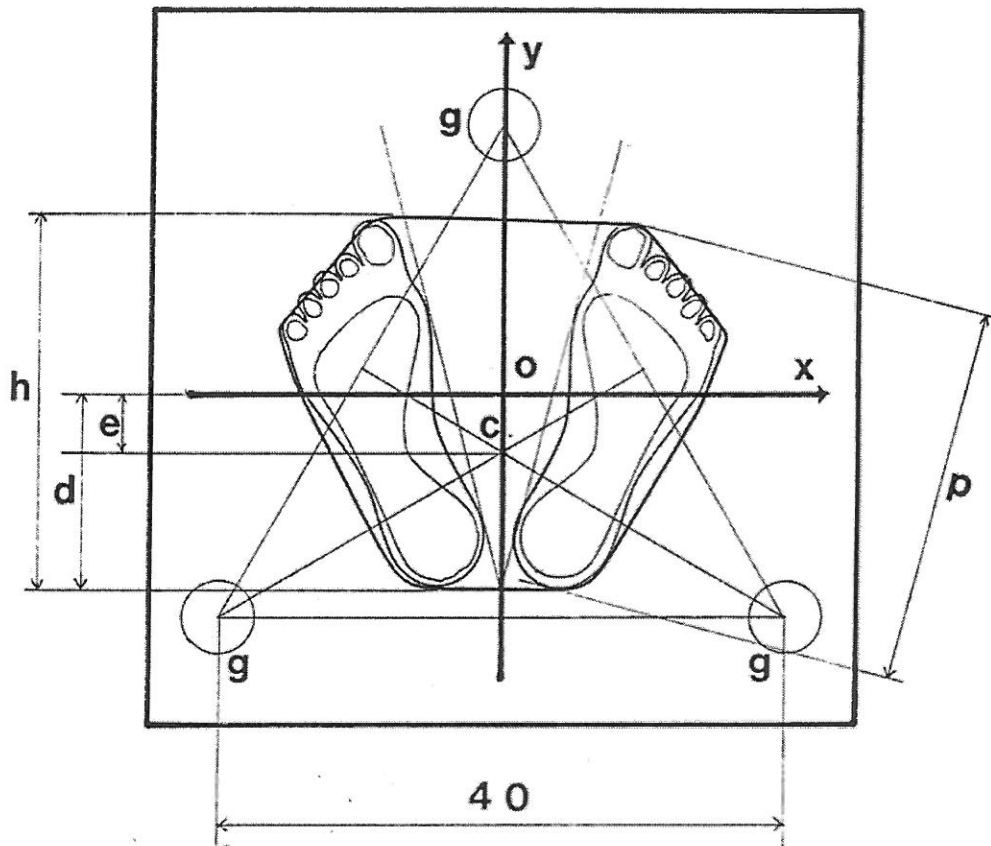
ANNEXE III

Plateforme de force selon les normes 85 de l'AFP

Situation du centre du Polygone de sustentation

- O : Centre du Polygone de sustentation,
- C : Centre de la Plate-Forme
- e : Ecart entre les deux centres
- d : Distance entre le centre et le bord postérieur du Polygone de sustentation
- h : Hauteur du Polygone de sustentation
- p : Longueur du pied
- g : Position des jauges de contrainte

$$d = 0,59p - 1,8$$
$$h = p \cdot \cos 15 \text{ degrés}$$



OX,OY : Référentiel de toutes les mesures sur plate-forme

ANNEXE IV
Randomisation des passages des sujets

Hommes :

	Sexe	100%	150%	200%	100%	150%	200%
1	H	1	2	3	750	1125	1500
2	H	1	3	2	700	1050	1400
3	H	2	1	3	650	975	1300
4	H	2	3	1	650	975	1300
5	H	3	2	1	650	975	1300
6	H	3	1	2	800	1200	1600
7	H	1	2	3	650	975	1300
8	H	1	3	2	600	900	1200
9	H	2	1	3	750	1125	1500
10	H	2	3	1	750	1125	1500
11	H	3	2	1	700	1050	1400
12	H	3	1	2	700	1050	1400
13	H	1	2	3	700	1050	1400
14	H	1	3	2	650	975	1300
15	H	2	1	3	750	1125	1500
16	H	2	3	1	600	900	1200
17	H	3	2	1	600	900	1200
18	H	3	1	2	700	1050	1400
19	H	1	2	3	650	975	1300
20	H	1	3	2	600	900	1200
21	H	2	1	3	700	1050	1400
22	H	2	3	1	800	1200	1600
23	H	3	2	1	600	900	1200
24	H	3	1	2	650	975	1300

Femmes :

1	F	1	2	3	500	750	1000
2	F	1	3	2	550	825	1100
3	F	2	1	3	700	1050	1400
4	F	2	3	1	600	900	1200
5	F	3	2	1	900	1350	1800
6	F	3	1	2	550	825	1100
7	F	1	2	3	500	750	1000
8	F	1	3	2	600	900	1200
9	F	2	1	3	600	900	1200
10	F	2	3	1	600	900	1200

11	F	3	2	1	700	1050	1400
12	F	3	1	2	600	900	1200
13	F	1	2	3	700	1050	1400
14	F	1	3	2	800	1200	1600
15	F	2	1	3	900	1350	1800
16	F	2	3	1	700	1050	1400
17	F	3	2	1	550	825	1100
18	F	3	1	2	600	900	1200
19	F	1	2	3	700	1050	1400
20	F	1	3	2	650	975	1300
21	F	2	1	3	700	1050	1400
22	F	2	3	1	650	975	1300
23	F	3	2	1	600	900	1200
24	F	3	1	2	650	975	1300

ANNEXE V
Statistiques – Test de Fisher

Population générale : n=48

H0 : homogénéité des variances

H1 : variances non homogènes

F-Test de la variance 2 à 2					
<i>Statistiques descriptives</i>					
<i>Variables</i>	Ref	100%	150%	200%	
Surface	<i>Moyenne</i>	212,9927	167,9365	178,3988	186,624
	<i>Variance</i>	7 128,9582	5 328,6196	5 610,8579	6 554,6361
Longueur	<i>Moyenne</i>	308,2518	259,8727	269,9251	274,1392
	<i>Variance</i>	10 814,7636	7 047,8592	8 557,7532	9 712,4002
Long X	<i>Moyenne</i>	183,1094	149,6211	150,417	155,7844
	<i>Variance</i>	5 263,6552	3 315,1129	3 617,0174	4 061,4865
Long Y	<i>Moyenne</i>	215,0878	179,7227	190,9899	195,0444
	<i>Variance</i>	4 570,107	3 762,6423	4 441,6873	4 947,5636
LFS	<i>Moyenne</i>	0,5963	0,5235	0,5454	0,5555
	<i>Variance</i>	0,015	0,0104	0,0152	0,0163
<i>Taille de l'échantillon (n)</i>		48			
<i>Degré de liberté (n-1)</i>		47			
<i>F Valeur critique (5%)</i>		1,6238			

		Ref			100%			150%		
		F calculé	p-value	H0 (5%)	F calculé	p-value	H0 (5%)	F calculé	p-value	H0 (5%)
Surface	200%	1,0876	0,7746	Acceptée	1,2301	0,4805	Acceptée	1,1682	0,5962	Acceptée
	150%	1,2706	0,4148	Acceptée	1,053	0,8603	Acceptée			
	100%	1,3379	0,3218	Acceptée						
Longueur	200%	1,1135	0,714	Acceptée	1,3781	0,2752	Acceptée	1,1349	0,6662	Acceptée
	150%	1,2637	0,4253	Acceptée	1,2142	0,5084	Acceptée			
	100%	1,5345	0,1458	Acceptée						
Long X	200%	1,296	0,3773	Acceptée	1,2251	0,4891	Acceptée	1,1229	0,6928	Acceptée
	150%	1,4552	0,2021	Acceptée	1,0911	0,7664	Acceptée			
	100%	1,5878	0,1165	Acceptée						
Long Y	200%	1,0826	0,7867	Acceptée	1,3149	0,3513	Acceptée	1,1139	0,7131	Acceptée
	150%	1,0289	0,9226	Acceptée	1,1805	0,5718	Acceptée			
	100%	1,2146	0,5077	Acceptée						
LFS	200%	1,0873	0,7755	Acceptée	1,5679	0,1267	Acceptée	1,0705	0,8162	Acceptée
	150%	1,0156	0,9578	Acceptée	1,4646	0,1946	Acceptée			
	100%	1,4421	0,2132	Acceptée						

Hommes : n=24

H0 : homogénéité des variances

H1 : variances non homogènes

F-Test de la variance 2 à 2					
Statistiques descriptives					
Variables	Ref	100%	150%	200%	
Surface	Moyenne	214,4301	159,7542	171,1423	181,3769
	Variance	7 890,6501	4 091,8674	4 673,7986	7 591,7403
Longueur	Moyenne	285,1735	259,2904	269,444	280,1856
	Variance	10 211,2768	8 933,9333	10 998,578	13 285,0373
Long X	Moyenne	167,5865	147,413	147,6787	155,8427
	Variance	4 700,0502	3 348,4796	4 452,789	4 790,3608
Long Y	Moyenne	203,1252	180,6691	194,2937	200,8526
	Variance	4 155,9135	4 458,8618	5 762,0282	7 387,8538
LFS	Moyenne	0,5573	0,5233	0,541	0,5627
	Variance	0,0129	0,0136	0,0191	0,0221
Taille de l'échantillon (n)		24			
Degré de liberté (n-1)		23			
F Valeur critique (5%)		2,0144			

		Ref			100%			150%		
		F calculé	p-value	H0 (5%)	F calculé	p-value	H0 (5%)	F calculé	p-value	H0 (5%)
Surface	200%	1,0394	0,927	Acceptée	1,8553	0,1457	Acceptée	1,6243	0,2522	Acceptée
	150%	1,6883	0,2167	Acceptée	1,1422	0,7525	Acceptée			
	100%	1,9284	0,1226	Acceptée						
Longueur	200%	1,301	0,5331	Acceptée	1,487	0,3482	Acceptée	1,2079	0,6544	Acceptée
	150%	1,0771	0,8602	Acceptée	1,2311	0,6222	Acceptée			
	100%	1,143	0,7513	Acceptée						
Long X	200%	1,0192	0,964	Acceptée	1,4306	0,3969	Acceptée	1,0758	0,8624	Acceptée
	150%	0,9474	0,898	Acceptée	1,3298	0,4997	Acceptée			
	100%	1,4036	0,4223	Acceptée						
Long Y	200%	1,7777	0,1753	Acceptée	1,6569	0,2334	Acceptée	1,2822	0,556	Acceptée
	150%	1,3865	0,4393	Acceptée	1,2923	0,5436	Acceptée			
	100%	1,0729	0,8675	Acceptée						
LFS	200%	1,7101	0,2058	Acceptée	1,6278	0,2501	Acceptée	1,1589	0,7266	Acceptée
	150%	1,4756	0,3575	Acceptée	1,4046	0,4214	Acceptée			
	100%	1,0505	0,9069	Acceptée						

Femmes : n=24

H0 : homogénéité des variances

H1 : variances non homogènes

F-Test de la variance 2 à 2					
Statistiques descriptives					
Variables	Ref	100%	150%	200%	
Surface	Moyenne	211,5552	176,1189	185,6552	191,871
	Variance	6 672,9086	6 657,3271	6 681,9764	5 745,0583
Longueur	Moyenne	331,33	260,455	270,4063	268,0927
	Variance	10 776,9348	5 467,5061	6 488,5214	6 485,7431
Long X	Moyenne	198,6324	151,8292	153,1553	155,7261
	Variance	5 553,2357	3 415,7061	2 922,8589	3 509,1914
Long Y	Moyenne	227,0504	178,7764	187,6861	189,2362
	Variance	4 884,3476	3 228,1468	3 291,6839	2 651,9803
LFS	Moyenne	0,6352	0,5238	0,5498	0,5483
	Variance	0,0146	0,0077	0,012	0,0111
Taille de l'échantillon (n)			24		
Degré de liberté (n-1)			23		
F Valeur critique (5%)			2,0144		

		Ref			100%			150%		
		F calculé	p-value	H0 (5%)	F calculé	p-value	H0 (5%)	F calculé	p-value	H0 (5%)
Surface	200%	1,1615	0,7226	Acceptée	1,1588	0,7268	Acceptée	1,1631	0,7202	Acceptée
	150%	1,0014	0,9974	Acceptée	1,0037	0,993	Acceptée			
	100%	1,0023	0,9956	Acceptée						
Longueur	200%	1,6616	0,2308	Acceptée	1,1862	0,6856	Acceptée	1,0004	0,9992	Acceptée
	150%	1,6609	0,2312	Acceptée	1,1867	0,6848	Acceptée			
	100%	1,9711	0,1108	Acceptée						
Long X	200%	1,5825	0,2783	Acceptée	1,0274	0,9489	Acceptée	1,2006	0,6648	Acceptée
	150%	1,8999	0,1311	Acceptée	1,1686	0,7118	Acceptée			
	100%	1,6258	0,2513	Acceptée						
Long Y	200%	1,8418	0,1505	Acceptée	1,2173	0,6412	Acceptée	1,2412	0,6086	Acceptée
	150%	1,4838	0,3508	Acceptée	1,0197	0,9631	Acceptée			
	100%	1,5131	0,3276	Acceptée						
LFS	200%	1,3106	0,5218	Acceptée	1,4478	0,3814	Acceptée	1,0814	0,8528	Acceptée
	150%	1,2119	0,6487	Acceptée	1,5656	0,2896	Acceptée			
	100%	1,8974	0,1319	Acceptée						

ANNEXE VI

Statistiques – ANOVA

H0 : moyennes égales c'est à dire pas d'effet de la vitesse sur le contrôle postural
H1 : négation de H0

ANOVA : Population générale

ANALYSE DE VARIANCE

Source des variations	Somme des carrés	Degré de liberté	Moyenne des carrés	F	Probabilité	Valeur critique pour F	H0 (5%)
Lignes	930908,225	47	19806,55798	12,34	1,91052E-31	1,451325044	Rejetée
Colonnes	53381,24616	3	17793,74872	11,08	1,40918E-06	2,668793263	
Erreur	226376,1499	141	1605,504609				
Total	1210665,621	191					
Lignes	1524068,874	47	32426,99732	26,25	3,65731E-50	1,451325044	Rejetée
Colonnes	63545,73177	3	21181,91059	17,15	1,5034E-09	2,668793263	
Erreur	174171,6082	141	1235,259633				
Total	1761786,214	191					
Lignes	690219,8911	47	14685,5296	28,03	6,57695E-52	1,451325044	Rejetée
Colonnes	36052,21068	3	12017,40356	22,94	3,74625E-12	2,668793263	
Erreur	73871,88877	141	523,9141047				
Total	800143,9905	191					
Lignes	726133,926	47	15449,658	20,40	1,32318E-43	1,451325044	Rejetée
Colonnes	31335,3332	3	10445,11107	13,79	6,15903E-08	2,668793263	
Erreur	106800,0817	141	757,4473881				
Total	864269,3409	191					
Lignes	2,24088737	47	0,047678455	15,41	1,16716E-36	1,451325044	Rejetée
Colonnes	0,133592057	3	0,044530686	14,39	3,11272E-08	2,668793263	
Erreur	0,436189193	141	0,00309354				
Total	2,81066862	191					

H0 : moyennes égales c'est à dire pas d'effet de la vitesse sur le contrôle postural
H1 : négation de H0

ANOVA : Hommes

ANALYSE DE VARIANCE

	Source des variations	Somme des carrés	Degré de liberté	Moyenne des carrés	F	Probabilité	Valeur critique pour F	HO (5%)
Surface	Lignes	436365,8223	23	18972,42706	10,79	6,71112E-15	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	39946,77307	3	13315,59102	7,57	0,000189006	2,737492333	
	Erreur	121339,474	69	1758,543101				
	Total	597652,0694	95					
Longueur	Lignes	918587,388	23	39938,58209	34,33	4,13148E-29	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	9583,93684	3	3194,645613	2,75	0,049492587	2,737492333	
	Erreur	80275,59653	69	1163,414442				
	Total	1008446,921	95					
Long X	Lignes	362843,1077	23	15775,78729	31,22	7,64552E-28	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	6473,899287	3	2157,966429	4,27	0,00796885	2,737492333	
	Erreur	34865,52293	69	505,2974338				
	Total	404182,5299	95					
Long Y	Lignes	443756,9372	23	19293,77988	23,43	4,26329E-24	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	7340,753873	3	2446,917958	2,97	0,037706465	2,737492333	
	Erreur	56830,18332	69	823,6258452				
	Total	507927,8744	95					
LFS	Lignes	1,385678906	23	0,060246909	24,15	1,72604E-24	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	0,022679948	3	0,007559983	3,03	0,035067849	2,737492333	
	Erreur	0,172101302	69	0,002494222				
	Total	1,580460156	95					

H0 : moyennes égales c'est à dire pas d'effet de la vitesse sur le contrôle postural
H1 : négation de H0

ANOVA : Femmes

ANALYSE DE VARIANCE

	Source des variations	Somme des carrés	Degré de liberté	Moyenne des carrés	F	Probabilité	Valeur critique pour F	H0 (5%)
Surface	Lignes	490096,3745	23	21308,53802	14,37	4,09799E-18	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	16150,30466	3	5383,434886	3,63	0,017062671	2,737492333	
	Erreur	102320,8443	69	1482,910787				
	Total	608567,5235	95					
Longueur	Lignes	601552,2474	23	26154,44554	25,61	3,05215E-25	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	77379,83062	3	25793,27687	25,25	3,88255E-11	2,737492333	
	Erreur	70477,976	69	1021,419942				
	Total	749410,054	95					
Long X	Lignes	322377,4423	23	14016,41053	30,37	1,77809E-27	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	36739,3014	3	12246,4338	26,53	1,58843E-11	2,737492333	
	Erreur	31845,37582	69	461,5271858				
	Total	390962,1195	95					
Long Y	Lignes	282333,4753	23	12275,36849	20,68	1,61282E-22	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	33006,30328	3	11002,10109	18,53	6,34864E-09	2,737492333	
	Erreur	40958,17446	69	593,5967313				
	Total	356297,953	95					
LFS	Lignes	0,839348958	23	0,036493433	12,36	2,14424E-16	1,686896965	Rejetée
	Colonnes	0,171305208	3	0,057101736	19,34	3,30172E-09	2,737492333	
	Erreur	0,203694792	69	0,002952098				
	Total	1,214348958	95					

ANNEXE VII

Stratégies de réalisation de la tâche cognitive

Tableau IV : Récapitulatif des différentes stratégies adoptées sous forme de pourcentages.

	Avec les yeux	Avec la tête	Représentation mentale
Population générale	62,50	2,08	35,42
Hommes	58,33	4,17	37,50
Femmes	66,67	0,00	33,33

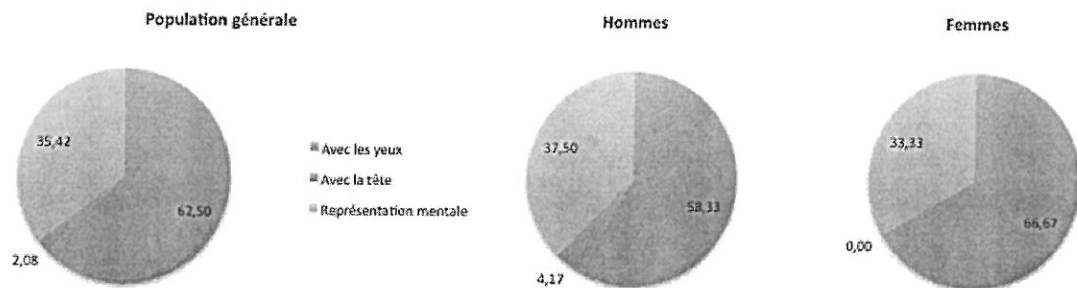


Figure 11 : Graphiques représentant les différentes stratégies adoptées lors de la réalisation de la tâche cognitive de représentation spatiale.