



Licence 3 STAPS :
Mention Ergonomie du Sport et Performance Motrice
Année universitaire 2021 - 2022

PROJET DE MENTION ESPM
PROJET DE RECHERCHE

Mémoire présenté par

Zakaria FADIL - zakaria.fadil@etu.univ-amu.fr
Elena RENAULT - elena.renault@etu.univ-amu.fr
Lucas VACHE - lucas.vache@etu.univ-amu.fr

Contrôle postural
&
Paramètres sonores
« Écoute et ne tombe pas »

Sommaire

1- Introduction	3
2- Cadre théorique	3
3- Hypothèse	6
4- Matériels et méthode	6
4.1 - Participants	6
4.2 - Matériels	6
4.3 - Procédures	6
4.4 - Traitements des VD	7
4.5 - Statistiques	7
5- Résultats	8
6- Discussion	10
7- Conclusion et Perspectives	11
8- Références	11

1- Introduction

Nous avons tous déjà eu une frayeur en voyant nos grands-parents perdre l'équilibre ou même tomber. La chute est l'accident le plus courant chez les personnes âgées. En effet, 50% des plus de 85 ans en sont victimes et celle-ci engendre plus de 9 300 morts par an en France pour des personnes âgées de 65 ans et plus (Dargent-Molina et Bréart, 1995) [1]. Le vieillissement est associé à une réduction des fonctions physiques et cognitives du corps humain (Fernandez-Arguelles *et al.*, 2015) [2]. Il dégrade les fonctions sensorielles ou diminue la capacité de ces intégrations, ce qui induit principalement les pertes d'équilibre et les chutes des personnes âgées. Des études antérieures ont notamment suggéré que la perte d'audition est associée à une réduction des performances d'équilibre et peut potentiellement constituer un facteur de risque de chute. De ce fait, cette cause touche, d'une part, l'intégrité physique de l'homme, d'autre part, elle coûte à l'État français un coût annuel s'élevant à 1 milliard d'euro par an (Auvinet *et al.*, 2002) [3].

2- Cadre théorique

Le contrôle postural est la capacité à maintenir une position stable pendant les activités fonctionnelles et à compenser les perturbations externes et internes du corps pour éviter les chutes. Le terme « équilibre » renvoie directement à la notion de stabilité posturale. Il permet d'une part, de lutter contre la gravité en *statique* et d'autre part, d'assurer l'équilibre lors du mouvement en *dynamique*. En effet, il a pour particularité de maintenir la projection verticale du centre de masse, correspondant à la convergence en un point imaginaire de la masse de l'individu, à l'intérieur du polygone de sustentation. En revanche, le déséquilibre apparaît dès lors que cette projection est déplacée hors de la base d'appui. Ainsi, une instabilité peut être un indicateur de chutes potentielles (Howcroft *et al.*, 2017) [4]. Le centre de masse restant un point imaginaire, une mesure objective est primordiale pour la compréhension de ce phénomène. C'est pourquoi, nous assimilerons le centre de masse au centre de pression, correspondant à la résultante des forces de réaction du sol (Winter, 1995) [5]. Celui-ci à l'avantage d'être objectivement mesurable via une plateforme de stabilométrie. De plus, il est important de noter que le contrôle postural est régi par la moelle épinière et le cervelet. Les influx nerveux provenant des capteurs sensoriels aboutissent vers des structures corticales et sous-corticales. Leurs actions intégratives permettent le contrôle de l'ensemble du système tonique postural.

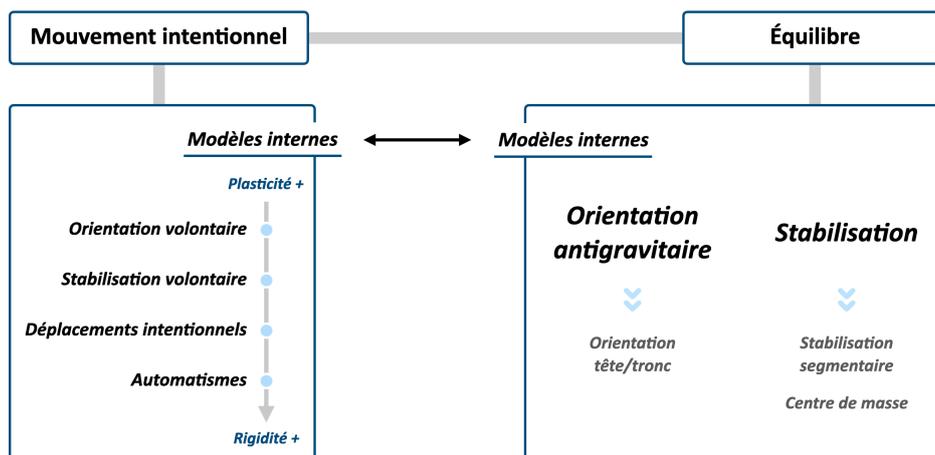


Figure 1 : Schéma général de l'organisation du contrôle postural

Le recueil des signaux stabilométriques est effectué par l'intermédiaire d'un dispositif basé sur le champ magnétique permettant de quantifier le déplacement du centre de masse (CdM) en situation quasi-statique. L'enregistrement d'un signal stabilométrique nous permet de distinguer les signaux liés aux

mouvements médio-latéraux (ML) et des signaux relatifs aux oscillations antéro-postérieures (AP). Ainsi, une analyse spatio-temporelle permet de renseigner sur la qualité de l'équilibre orthostatique.

Sur l'axe médio-latéral, l'évolution du centre de pression chez des participants sains est relativement faible, oscillant dans un intervalle de -5 et 5 mm. En revanche, suivant la direction antéro-postérieure, les valeurs de la position du centre de pression sont remarquablement plus élevées variant jusqu'à 35 mm (Pollock *et al.*, 2000) [6].

Pour révéler les régulations posturales, une approche différente consiste à évaluer l'analyse spectrale des oscillations du corps. L'analyse du domaine fréquentiel permet de rendre compte des caractéristiques dynamiques des trajectoires et donc de quantifier l'aspect dynamique du contrôle de la posture orthostatique. Les paramètres liés à l'analyse spectrale permettent de déterminer la contribution de différents systèmes sensoriels lors du contrôle de l'équilibre. Le contenu spectral se trouve dans la bande fréquences comprise entre 0 et 10 Hertz (Hz) et les puissances les plus élevées correspondent aux faibles fréquences. En effet, de nombreuses études admettent que 50 % des oscillations présentent une fréquence inférieure à 1 Hz et que le domaine de celles-ci varie majoritairement dans une plage de 0,1 à 1 Hz. De plus, les excursions du centre de pression (CP) sont transformées en spectre de puissance et divisées en bandes de basse, moyenne et haute fréquence (Bouisset *et al.*, 2002) [7]. Il est important de noter que la basse fréquence (0,1 à 0,5 Hz) est associée à la régulation visuelle, la moyenne fréquence (0,5 à 2 Hz) à la régulation vestibulaire et auditive, et la haute fréquence (2 à 10 Hz) à la régulation somatosensorielle (Reath *et al.*, 2005) [8]. Ces différentes analyses permettent de nous rendre compte des régulations posturales.

En station debout, il est impossible de rester parfaitement immobile et de conserver un équilibre régulier. Le corps est constamment soumis à des perturbations internes ou externes provoquant des oscillations involontaires du centre de pression. Ainsi, différentes « stratégies » vont être mises en oeuvre pour corriger les déséquilibres. Des ajustements posturaux anticipés (*feedforward*) nécessitent d'envoyer une commande motrice sans correction en amont du déséquilibre afin de préparer le corps aux perturbations. En revanche, des corrections sont établies pendant le mouvement via des afférences sensorielles (*feedback*) dans le but de minimiser le déplacement du centre de pression. En effet, il est généralement admis dans la littérature scientifique que la régulation posturale repose sur l'intégration de diverses sensorialités tels que le visuel, le vestibulaire et le somesthésique (Maurer *et al.*, 2006) [9]. Néanmoins, l'audition reste en marge de ces explications.

La vision possède un rôle essentiel dans la stabilisation posturale. En effet, une augmentation des oscillations posturales est une conséquence reconnue de la fermeture des yeux. Dichgans et Brandt ont notamment montré que les oscillations posturales étaient doublées en absence d'indices visuels. Ainsi, les informations visuelles, fournies par un environnement fixe, sont des points de repère qui permettent un ancrage pour la stabilisation posturale (Dichgans et Brandt, 1978) [10]. En d'autres termes, l'Homme est à 70% dépendant de la vision dans la vie quotidienne. D'après Fitzpatrick *et al.*, en situation de position orthostatique, la vision apporte davantage de sensibilité quant à la détection des oscillations du corps. Celle-ci engendre une meilleure régulation des oscillations posturales (Fitzpatrick *et al.*, 1994) [11].

La somesthésie, aussi appelée sensibilité profonde, constitue un système primordial pour la perception du corps et de ses mouvements. Elle comprend des mécanorécepteurs cutanés et récepteurs proprioceptifs directement impliqués dans le maintien de l'équilibre et la production du mouvement. Ainsi, il a été démontré que lorsque les pieds sont en position talon-pointe, les informations proprioceptives provenant des articulations de la cheville sont incompatibles avec les données vestibulaires provoquant alors une augmentation des oscillations du centre de pression (McCaslin *et al.*, 2008) [12].

Le système vestibulaire se compose de deux types de récepteurs sensoriels, ayant chacun leur spécificité dans le contrôle postural. Les trois canaux semi-circulaires, orientés selon les trois axes orthogonaux, permettent de détecter les accélérations angulaires de la tête. En posture debout, sans perturbation, les accélérations angulaires mises en jeu sont trop faibles pour activer ces récepteurs. Les organes otolithiques, utricule et saccule, ont un double rôle : dynamique et statique. En effet, ils détectent

les accélérations linéaires, mais ils sont aussi sensibles à la gravité (Shumway-Cook et Woollacott, 2007) [13].

L'ensemble des informations issues de modalités sensorielles que nous venons de décrire permet au système nerveux central d'obtenir une connaissance de l'orientation du corps, et de détecter la déviation du corps de la verticale subjective. L'intégration des différentes informations sensorielles est régulée de manière dynamique, afin de s'adapter au changement de conditions environnementales et aux informations sensorielles disponibles. Ainsi, le « poids » de chaque modalité varie au cours du temps : on parle de « repondération sensorielle ». Par conséquent, la perte d'une entrée sensorielle pourrait obliger le système nerveux central à s'appuyer davantage sur d'autres entrées. Il est vrai que l'audition est de plus en plus délaissée par l'Homme, au détriment des autres entrées sensorielles. Phylogénétiquement, cette information auditive était primordiale pour nos ancêtres chasseurs et prédateurs, mais cette dernière devient de moins en moins efficace et développée. Les bruits fréquents qui nous entourent au quotidien sont la cause de cette inhibition auditive. Néanmoins, de récentes études laissent à penser que l'audition peut avoir un impact dans la régulation posturale. En effet, des personnes aveugles congénitales ont montré une éventuelle amélioration des oscillations posturales via des informations auditives externes (Sioud *et al.*, 2019) [14]. Par conséquent, il s'agit désormais d'étudier le rôle de l'audition dans le contrôle postural.

L'Homme évolue en permanence dans un environnement sonore immersif, en trois dimensions, constitué de nombreuses sources sonores provenant de toutes les directions. Ses capacités auditives lui permettent de percevoir des sources sonores tout autour de lui, de distinguer la direction d'où elles proviennent et de mettre à jour ses directions en fonction des mouvements du corps et de la tête : on parle de perception auditive spatiale (Ahveninen *et al.*, 2014) [15].

Les phonorécepteurs (organe de Corti) et l'organe vestibulaire étant situés anatomiquement proches les uns des autres, les vibrations sonores peuvent influencer le contrôle de la posture (Mainenti *et al.*, 2007) [16]. L'organe auditif, qui est morphologiquement et fonctionnellement lié au système vestibulaire, reçoit les stimuli sonores sous la forme d'une onde de perturbations de la densité de l'air qui affecte également le système vestibulaire et le contrôle postural (Bacsi *et al.*, 2005) [17]. Ainsi, l'homme localise les sources sonores en utilisant les différences de temps interaurales (ITD) et les différences de niveau interaurales (ILD). Les différences de temps interaurales correspondent à la différence de temps d'arrivée d'une onde sonore à chaque oreille et les différences de niveau interaurales représentent la différence de niveau d'arrivée d'une onde sonore. Étant donné que l'audition spatiale permet aux humains de déterminer l'angle et la distance de la tête par rapport à une source sonore fixe, il est possible que cela fournisse une référence sur l'environnement et aiderait, par conséquent, un participant à maintenir son équilibre. Bien que les informations spatiales auditives participent à la régulation posturale (Easton *et al.*, 1998) [18], nous allons nous intéresser aux différentes caractéristiques sonores.

La magnitude perçue d'un son est connue sous le nom d'intensité acoustique, qui est une fonction de l'intensité et de la fréquence respectivement exprimées en Décibels (dB) et en Hertz (Hz). Il est important de noter que l'oreille humaine a des capacités limitées concernant ces caractéristiques (*fréquence et intensité*). En effet, elle n'est sensible qu'aux sons compris entre 20 Hz et 20 000 Hz. De plus, la sensibilité de l'oreille est supérieure entre 1000 et 5000 Hz en raison de la résonance du canal auditif et de la fonction de transfert des osselets (Fletcher et Munson, 1933) [19]. Il a été démontré que des sons de hautes intensités perturberaient mécaniquement le fonctionnement du système vestibulaire (Mainenti *et al.*, 2007) [16]. À noter que l'intensité d'un son peut également impacter l'audition. En effet, un seuil de nocivité est défini à partir de 80 dB. Ainsi, la fréquence et le niveau de pression (intensité) peuvent tous deux contribuer à la perturbation posturale.

L'influence des sons sur le contrôle postural en position debout chez l'homme a déjà été abordée. Petersen *et al.* ont étudié l'influence de l'information sonore sur le contrôle de la posture. Une réduction significative des oscillations du centre de pression a été observée. En effet, il a été démontré que le bruit agit comme une information supplémentaire dans la régulation posturale (Gandemer *et al.*, 2014) [20]. Chez des adultes sains, le bruit blanc, représentant une tonalité générée de façon aléatoire combinant toutes les fréquences sonores, réduit les oscillations posturales. Il a notamment été signalé que les sons à

hautes fréquences comprises entre 1000 et 4000 Hz affectaient la régulation posturale (Sakellari *et al.*, 1996) [21]. De plus, plusieurs études n'ont trouvé aucune association entre l'intensité sonore et les oscillations posturales. Cette observation laisse donc paraître que l'intensité n'a aucune influence sur la régulation posturale, et sous-entend de ce fait que la fréquence d'un son serait lié, de manière plus ou moins forte, au contrôle de la posture (Chen *et al.*, 2017) [22].

Par conséquent, le rôle important du système auditif sur le contrôle postural n'est pas suffisamment expliqué. Les résultats de l'influence du son sur le contrôle postural incluent souvent tous les paramètres sonores dans leur ensemble. Ainsi, il semble intéressant de savoir quelles fréquences affectent l'oscillation du corps et peut améliorer la stabilité de celui-ci. L'effet positif des différents paramètres des sons sur le contrôle postural peut être considéré comme une base pour l'application de sons avec différents paramètres dans les thérapies de guérison. Il est important de déterminer quel intervalle de fréquence sonore exerce le plus grand impact sur le contrôle de la posture.

3- Hypothèse

Nous posons l'hypothèse d'une réduction des oscillations posturales influencée par les différents paramètres sonores, et notamment la fréquence (Hz) entre 1000 et 4000 Hz en l'absence de vision. Ainsi, le but de cette étude est donc de déterminer, chez des adultes en bonne santé, les fréquences sonores améliorant la stabilité posturale en position érigée.

4- Matériels et méthode

4.1 - Participants

Nous avons sollicité 10 participants âgés de 18 à 25 ans ayant un IMC normal (indice de masse corporelle) compris entre 20 et 22,5 kg.m⁻² et une stature comprise entre 160 et 185 cm, afin de ne pas influencer davantage le contrôle postural. Ils devaient posséder une audition jugée normale suite au test audiométrique Amplifon, effectué avant chaque début d'expérience. De plus, les critères d'exclusion étaient la présence de pathologies ou traumatismes physiques des membres inférieurs et du rachis de moins de 1 an, ainsi que des problèmes auditifs.

4.2 - Matériels

Pour le bon déroulement de l'expérience, celle-ci s'est déroulée dans une salle de classe isolée de toutes perturbations externes afin d'avoir un environnement calme et silencieux. Les oscillations posturales ont été mesurées à l'aide d'une plateforme stabilométrique (480 mm × 480 mm × 65 mm, Modèle CEQP005, SATEL®) avec une fréquence d'acquisition de 40 Hz. Les participants ont utilisés des cache-yeux (Vinci), ainsi qu'un casque audio (Beats Studio 3 Wireless) lors de l'expérience. Afin de produire des sons à différentes fréquences, un générateur de sons a été utilisé à travers un logiciel (Audacity) qui émet les sons vers le casque via une connexion Bluetooth.

4.3 - Procédures

À leur arrivée, les participants ont lu et signé un formulaire de consentement éclairé sur le protocole de l'étude. Les sujets ont été invités à se tenir debout sur une plateforme de stabilométrie pendant 70 secondes, dont 10 secondes d'habituation où aucune donnée n'est relevée (et 52 secondes étant le minimum requis pour observer des oscillations), les pieds écartés de la largeur du bassin avec les bras le long du corps, en fixant un point placé, à 3 mètres, face à eux lorsqu'ils sont autorisés à utiliser leur

vision. La seule instruction verbale donnée à chaque participant a été de maintenir le corps dans une position debout normale, en évitant les mouvements de segments du corps. Lors de l'expérimentation, chaque participant a été muni d'un casque audio de haute qualité. Des sons de différentes fréquences (0, 250, 1000, 2000, 4000 et 10 000 Hz) à une même intensité de 40 dB (*intensité minimale pour percevoir un son au niveau du casque audio*) ont été appliqués en continu durant 70 secondes lors des essais. À noter que chaque son a été réalisé avec et sans vision à l'aide d'un cache-yeux. Chaque participant a réalisé au total 12 passages avec une pause de 2 minutes entre chaque condition. Enfin, il est important de noter que chacune des conditions a été établie dans un ordre aléatoire selon les participants, en vue d'éviter l'effet d'ordre (*Annexe 4*).

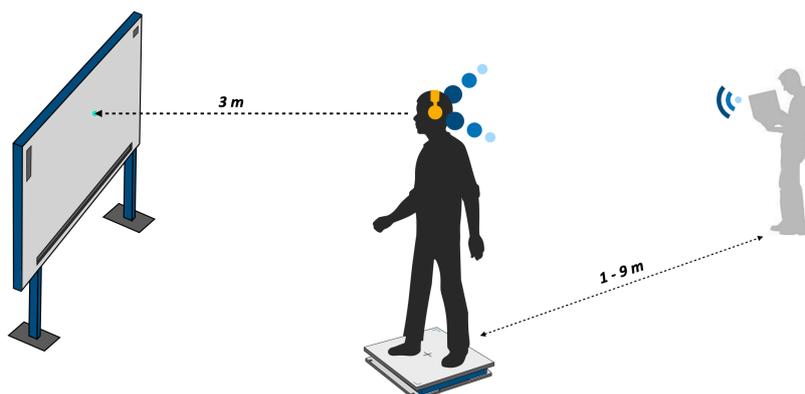


Figure 2 : Schématisation de la position des différents éléments utilisés tel que le tableau avec un point fixe vers lequel le regard est porté. Le volontaire est en position debout sur la plateforme stabilométrique, et les expérimentateurs se tiennent à distance avec un ordinateur.

4.4 - Traitements des VD

Les différents sons ont été appliqués selon différentes bande de fréquences sonores telles que 0, 250, 1000, 2000, 4000 et 10 000 Hz avec une même intensité sonore. De plus, chaque participant écoutait les sons avec et sans vision. Ainsi, ces deux variables sont dites indépendantes. Les réactions posturales ont été quant-à elles mesurées à l'aide d'une plateforme de stabilométrie. À partir de ces données, une analyse spatio-temporelle a été effectuée dans un premier temps. En effet, la variabilité de la position du centre de pression (CP), la surface de l'ellipse de confiance (CEA) et la valeur quadratique moyenne (RMS) dans les directions antéro-postérieure (AP) et médio-latérale (ML) ont été analysées. Dans un second temps, une étude spectrale du déplacement du centre de pression (CP) dans les deux directions a été calculée par transformation de Fourier afin d'obtenir la densité de puissance spectrale. Dans chacune de ces analyses, une moyenne a été effectuée pour avoir les données les plus représentatives. En effet, une comparaison des moyennes entre les différentes conditions a pu être réalisée pour pouvoir observer les différences.

4.5 - Statistiques

Les résultats ont été soumis à des tests statistiques via le logiciel R-studio. Dans un premier temps, la normalité de la distribution a été effectuée à l'aide du test Shapiro-Wilk. Le test a prouvé que les échantillons suivaient une loi normale. Ensuite, le test de Bartlett a validé l'homogénéité des variances. Enfin, un test ANOVA à mesures répétées a été réalisée pour démontrer l'éventuelle significativité des résultats. Il est important de noter que le seuil de significativité dans tous les tests a été fixé à $p \leq 0,05$.

5- Résultats

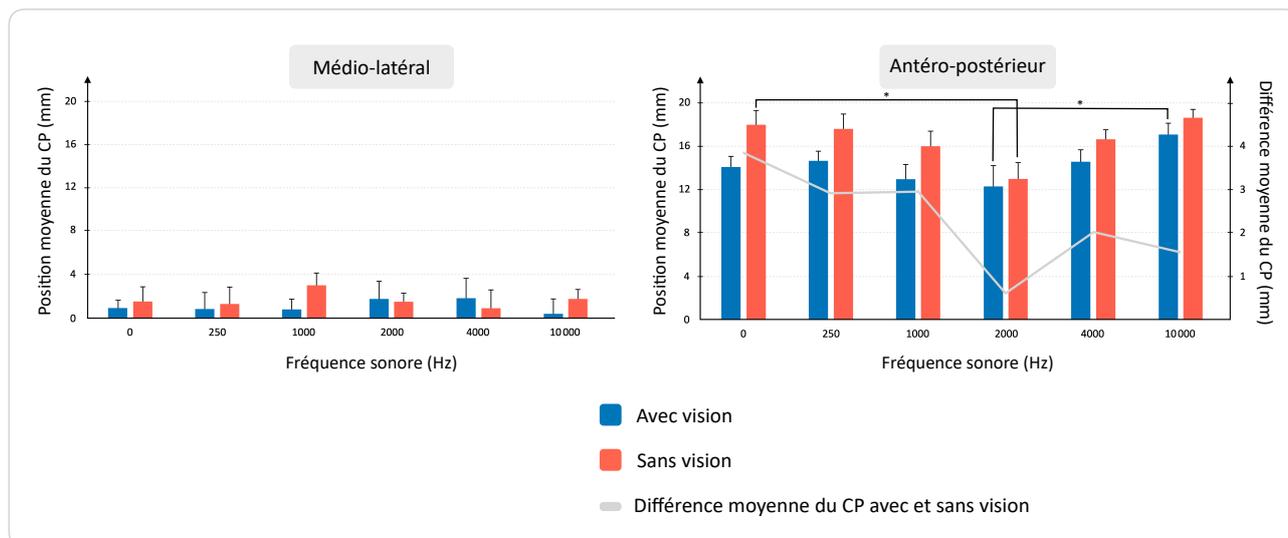


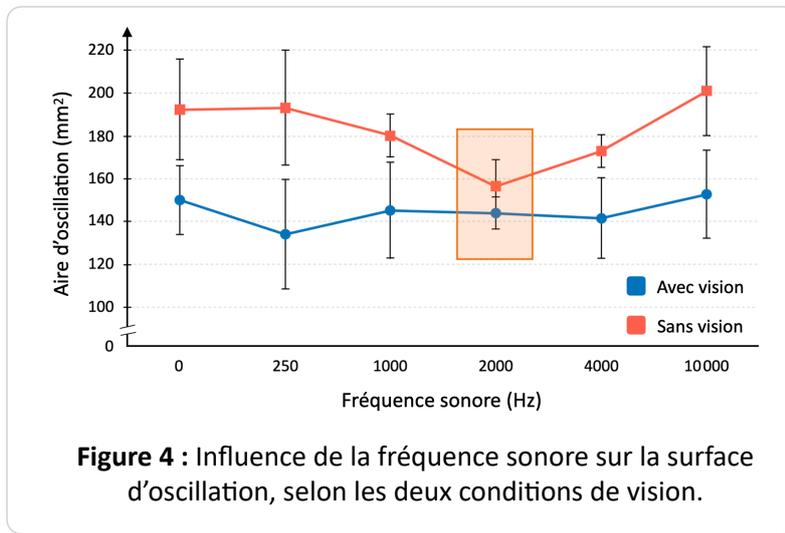
Figure 3 : Influence de la fréquence sonore sur la position moyenne du centre de pression (CP) sur les axes médio-latéral et antéro-postérieur. * indique une signification statistique ($p < 0,05$).

Il s'agit de la moyenne de l'ensemble des positions successives du centre de pression (CP) selon les différentes directions. D'une part, sur l'axe médio-latéral, nous observons une position moyenne relativement faible. En effet, celle-ci reste inférieure à 4 mm, selon les différentes fréquences sonores. D'autre part, les écarts-types correspondants traduisent une variabilité interindividuelle relativement élevée. Par conséquent, aucune différence significative n'a été trouvée entre les diverses fréquences sonores.

Cependant, la position moyenne du centre de pression est bien plus élevée sur l'axe antéro-postérieur. En effet, nous remarquons dans un premier temps une position moyenne avec vision constamment inférieure par rapport aux conditions expérimentales sans vision. De plus, un impact notable de la variation de fréquence sonore est observé, surtout lorsque le participant n'a pas accès à la vision. En condition sans vision, la position moyenne du centre de pression oscille toujours à plus de 16 mm pour la plupart des fréquences sonores, à la seule exception de la fréquence 2 000 Hz. En clair, la position moyenne du centre de pression diminue progressivement selon l'augmentation de la fréquence sonore jusqu'à 2 000 Hz. Lors de la condition silence (0 Hz), la position moyenne du centre de pression est autour de 18 mm. L'augmentation de la fréquence sonore induit une diminution de la position moyenne du CP d'environ 16 mm pour une fréquence de 1 000 Hz, jusqu'à 13 mm pour une fréquence sonore de 2 000 Hz. Ainsi, on remarque une différence significative autour de la bande de fréquence de 2 000 Hz en condition sans vision ($p = 0,0475$). Néanmoins, à partir de 4 000 Hz, le graphique démontre une augmentation du centre de pression, jusqu'à environ 17 et 19 mm pour une fréquence sonore respective de 4 000 Hz et 10 000 Hz.

De plus, avec vision, une augmentation de la position moyenne du centre de pression est significative lorsque la fréquence sonore atteint la bande de fréquence 10 000 Hz ($p = 0,0432$). D'autre part, concernant les écarts-types, on remarque une faible variation interindividuelle ($\pm 1,5$ mm d'écart environ) des positions moyennes du centre de pression selon les différentes fréquences sonores.

Enfin, il est important de noter que les positions moyennes du CP se chevauchent (avec et sans vision) lorsque la fréquence vaut 2 000 Hz. Effectivement, en s'intéressant au ratio des conditions avec et sans vision pour une même fréquence (*courbe grise sur le graphique ci-dessus*), on observe une réduction de la différence des moyennes du CP en passant de 3 mm pour 250 Hz à seulement 0,8 mm autour de la gamme de 2 000 Hz.



Ce graphique correspond à l'ellipse de confiance et comprend 95% des oscillations. Ainsi, elle représente la dispersion spatiale des différentes positions du centre de pression sur le polygone de sustentation.

Dans un premier temps, nous pouvons observer une aire d'oscillation constamment inférieure lorsque la vision est autorisée. En effet, selon les différentes fréquences sonores, l'aire varie sur un intervalle compris entre 130 et 156 mm², tandis que pour la condition sans vision, l'aire d'oscillation varie entre 159 et 200 mm². De plus, une tendance similaire à celle de la position moyenne du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur est observée (figure 3). En effet, on constate une diminution de l'aire d'oscillation autour d'une fréquence sonore de 2 000 Hz. Ainsi, cette dernière varie d'une aire de 190 mm² (0 et 250 Hz), vers un minimum de 159 mm².

Il est important de noter que les aires d'oscillations, pour les deux conditions de vision, se confondent seulement autour de 2000 Hz. De plus, on remarque une variabilité interindividuelle qui va diminuer continuellement et de façon décroissante vers la gamme de fréquences de 2000 Hz sans vision. À l'inverse, les écart-types augmentent pour les fréquences de 4 000 et 10 000 Hz. Généralement, on constate une gamme de variabilité réduite entre 1000 et 4000 Hz en condition sans vision.

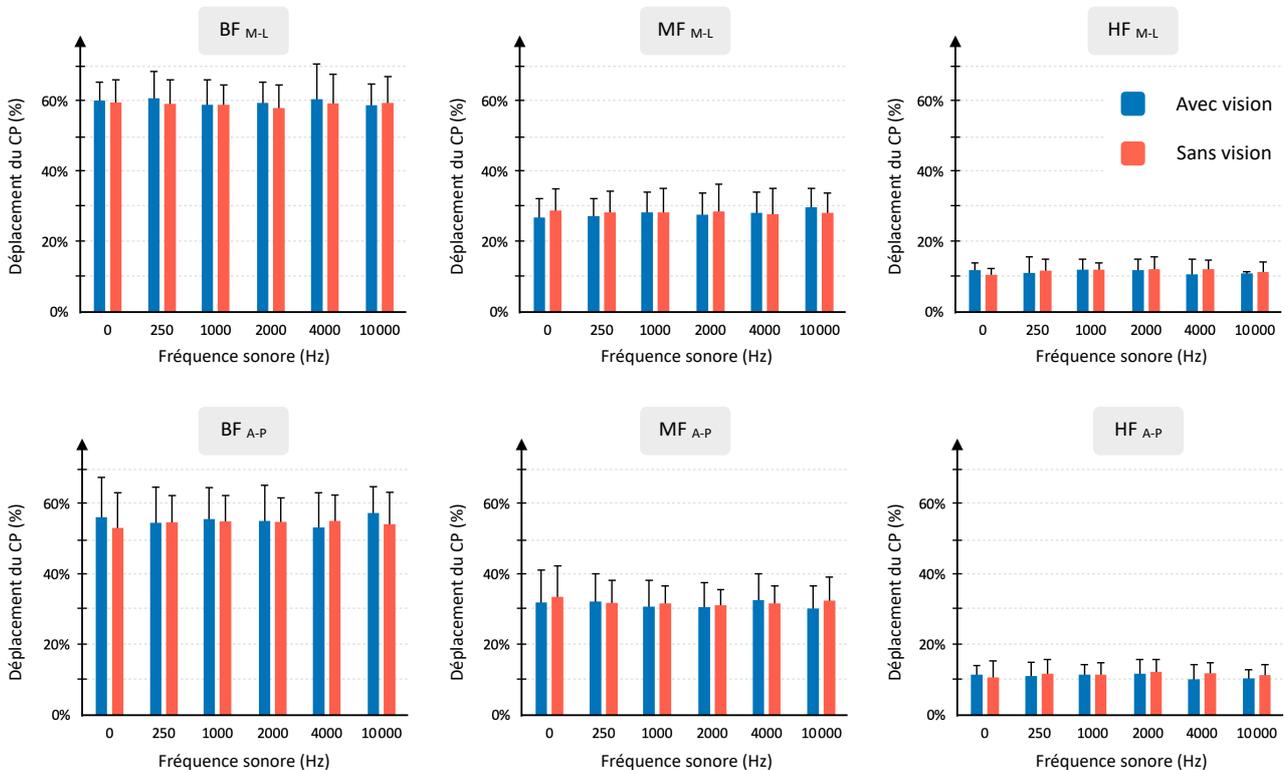


Figure 5 : Influence de la fréquence sonore sur les bandes basses fréquences (BF), moyennes fréquences (MF) et hautes fréquences (HF) du spectre de puissance du centre de pression (CP) dans les directions médio-latérale (panneaux supérieurs) et antéro-postérieure (panneaux inférieurs).

Les effets des différentes fréquences sonores sur les pourcentages de déplacement du centre de pression selon les axes médio-latéral et antéro-postérieur pour les trois bandes (basses, moyennes et hautes fréquences) sont présentés dans la figure 5. Ces pourcentages sont équivalents selon les différentes bandes de fréquences avec et sans vision, dans les deux directions. De plus, les différentes fréquences sonores n'ont pas eu d'impact significatif sur le pourcentage de déplacement du centre de pression. En effet, on remarque des pourcentages qui ne varient pas significativement entre les différentes conditions dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure. De plus, il est important de noter une variabilité interindividuelle relativement faible.

6- Discussion

Les résultats de cette expérience suggèrent que la manière dont la stimulation auditive et le retour visuel sont perçus et interprétés, comme observé par les changements de comportement lors des oscillations posturales, ne sont pas indépendants. En effet, les données présentées montrent clairement que le retour visuel ne remplace pas toujours les autres modalités sensorielles dans le contrôle et le maintien de l'équilibre. Certaines fréquences semblent compenser l'absence de retour visuel en position debout.

Marme-Karelse et Bles (1977) étaient d'avis que les informations visuelles semblaient plus importantes que celles du système auditif, étayant leur argument par le fait que le cadre de référence dans la vie quotidienne est principalement déterminé visuellement, et les informations auditives étant seulement complémentaires (Marme-Karelse *et al.*, 1977) [23]. Le fait que la vision constitue une source importante de feedback n'est pas remis en question. Cependant, il est également évident que l'environnement auditif joue un rôle important dans le maintien de l'équilibre ; ce rôle ne consiste pas à fournir un retour d'informations, mais plutôt à exercer une influence stabilisatrice ou déstabilisatrice. Il est important de considérer que la diminution observée des indices de stabilité corporelle peut être interprétée comme une stabilité accrue du contrôle de la posture (Truszczyńska *et al.*, 2014) [24]. Sur la base des résultats de notre étude, il est possible d'affirmer que les sons ayant certains paramètres physiques ne sont pas neutres pour le contrôle postural en position érigée. En effet, on peut identifier des bandes de fréquences avec un effet stabilisant, ainsi que d'autres qui ont une influence potentiellement déstabilisante.

D'une part, il a été noté qu'une gamme de fréquences autour de 10 000 Hz provoquerait, avec vision, une augmentation de l'aire d'oscillation et de la moyenne d'oscillation du centre de pression selon l'axe antéro-postérieur. Ainsi, cette gamme de fréquences a une influence déstabilisante. D'autre part, la gamme de fréquences de 2 000 Hz a une influence stabilisante. Ce phénomène se traduit par une diminution significative de la moyenne d'oscillation du centre de pression sans vision. En effet, on observe un comportement autour d'une valeur seuil ($\approx 2\ 000$ Hz) qui va provoquer une amélioration de la stabilité. La gamme de fréquences de 1000 à 2000 Hz a été suggérée comme sensible pour la stimulation du système vestibulaire, et a donc été utilisée comme fréquence de stimulation dans plusieurs études (King *et al.*, 1991) [25]. De plus, on relève une faible différence de position moyenne du CP entre les conditions vision et sans vision, selon l'axe antéro-postérieur à 2 000 Hz (0,8 mm). Parallèlement, les aires d'oscillations avec et sans vision se confondent seulement autour de 2000 Hz, avec une gamme de variabilité interindividuelle réduite entre 1000 et 4000 Hz. Les résultats précédents suggèrent une repondération sensorielle en faveur de l'audition pour la gamme de fréquences avoisinant les 2 000 Hz. En d'autres termes, pour une fréquence sonore de 2000 Hz, l'audition vient pallier le déficit visuel pour atteindre des seuils de stabilité similaires à ceux de la condition avec vision.

D'autre part, une analyse spectrale a été effectuée. La figure 5 présente l'influence de la fréquence sonore sur les bandes basses, moyennes et hautes fréquences du spectre de puissance du centre de pression (CP). Il est important de rappeler que différents intervalles de spectre de puissance ont été analysés et rapportés dans la littérature (Bizid *et al.*, 2009) [26]. En clair, la basse fréquence est associée à la régulation visuelle, la moyenne fréquence à la régulation vestibulaire et auditive, et la haute fréquence à la régulation somatosensorielle (Reath *et al.*, 2005) [8]. De nombreuses études ont prouvé que l'absence de vision en station érigée provoquait une diminution significative de l'amplitude de la composante basse fréquence sur le plan médio-latéral (Dichgans *et al.*, 1976) [27]. Ceci se traduit par une repondération sur les systèmes vestibulaire, auditif et proprioceptif, confirmée par une augmentation de l'amplitude des

bandes de fréquences moyennes et hautes respectivement. Cependant, la présente étude ne relate aucune différence significative selon les différentes conditions puisque malgré le changement de fréquence sonore, les proportions de bande de fréquences restent inchangées.

Enfin, les résultats suggèrent, en outre, une bande de fréquences potentiellement représentative de systèmes ou de sous-systèmes de régulation particuliers, tels que les systèmes visuel et auditif, utilisés comme des « signatures » qui pourraient servir à surveiller l'efficacité de ces systèmes dans la santé et la maladie. Dans cette présente étude, la présentation de stimuli sonores dans la gamme de fréquences appropriée pourrait éventuellement « stimuler » ou « inhiber » le comportement d'oscillation posturale. Ainsi, la bande de fréquences de 2 000 Hz relate une adaptation de l'Homme face aux ondes sonores.

7- Conclusion et Perspectives

Cette présente étude nous a donc permis, d'une part, de suggérer qu'il existe une bande de fréquences sonores optimale autour de 2 000 Hz, permettant d'améliorer la stabilité. Une « pondération » positive du système auditif interviendrait en l'absence de vision dans une gamme spécifique centrée sur 2 000 Hz. D'autre part, nous avons pu détecter une gamme de fréquences autour de 10 000 Hz ayant un effet déstabilisateur avec vision.

L'expérience mise en place était assez longue pour nos participants. En effet, les 12 passages d'environ une minute, en position érigée sur une plateforme stabilométrique a pu potentiellement engendrer de la fatigue et donc avoir un impact sur les oscillations du centre de pression. De plus, il serait également possible d'obtenir des données plus précises sur les réactions du contrôle postural à la fréquence sonore si nous appliquons davantage de gammes de fréquences sonores (hautes fréquences) mais également quelques niveaux d'intensité sonore, car cette dernière est un paramètre auquel la plupart des personnes sont très sensibles. L'insonorisation incomplète de la salle ainsi que la présence des expérimentateurs dans celle-ci pouvaient éventuellement être un biais si des bruits externes étaient perçus par les participants.

L'utilisation de cette gamme pourrait éventuellement permettre l'amélioration de la prise en charge des personnes mal voyantes et des aînés à tendance chuteuse. De plus, il serait intéressant de se pencher ultérieurement sur les interactions de la vision et du son qui peuvent avoir des implications importantes dans l'environnement industriel en ce qui concerne la survenue d'accidents. Il faudrait peut-être prêter attention à l'apparition de sons répétitifs dans les plages de fréquences observées comme ayant une influence déstabilisante sur le comportement d'équilibre. La possibilité de « masquer » les fréquences délétères de la bande critique avec des sons d'autres fréquences pourrait être explorée comme moyen de surmonter ce problème.

8- Références

- [1] Dargent-Molina, P., & Bréart, G. (1995). Epidémiologie des chutes et des traumatismes liés aux chutes chez les personnes âgées. *Revue d'épidémiologie et de santé publique*, 43(1), 72–83.
- [2] Fernández-Argüelles, E. L., Rodríguez-Mansilla, J., Antunez, L. E., Garrido-Ardila, E. M., & Muñoz, R. P. (2015). Effects of dancing on the risk of falling related factors of healthy older adults: a systematic review. *Archives of gerontology and geriatrics*, 60(1), 1–8.
- [3] Auvinet, Berrut, Touzard, & Moutel (2002). Chute de la personne âgée : de la nécessité d'un travail en réseau. 33: 183–191.
- [4] Howcroft, J., Lemaire, E. D., Kofman, J., & McIlroy, W. E. (2017). Elderly fall risk prediction using static posturography. *PloS one*, 12(2)

- [5] Winter, D. A., & Eng, P. (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behavioural brain research*, 67(2), 111–120.
- [6] Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance?. *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402–406.
- [7] Bouisset, S., Le Bozec, S., & Ribreau, C. (2002). Postural dynamics in maximal isometric ramp efforts. *Biological cybernetics*, 87(3), 211–219.
- [8] Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience letters*, 377(2), 75–80.
- [9] Maurer, C., Mergner, T. et Peterka, R. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171(2):231–250.
- [10] Dichgans, J., & Brandt, T. (1972). Visual-vestibular interaction and motion perception. *Bibliotheca ophthalmologica : supplementa ad ophthalmologica*, 82, 327–338.
- [11] Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of physiology*, 478 (Pt 1), 173–186.
- [12] Jacobson, G. P., McCaslin, D. L., Grantham, S. L., & Piker, E. G. (2008). Significant vestibular system impairment is common in a cohort of elderly patients referred for assessment of falls risk. *Journal of the American Academy of Audiology*, 19(10), 799–807.
- [13] Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Nashner, L. M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *International journal of aging & human development*, 23(2), 97–114.
- [14] Sioud, R., Khalifa, R., & Houel, N. (2019). Auditory cues behind congenitally blind subjects improve their balance control in bipedal upright posture. *Gait & posture*, 70, 175–178.
- [15] Ahveninen, J., Kopčo, N., & Jääskeläinen, I. P. (2014). Psychophysics and neuronal bases of sound localization in humans. *Hearing research*, 307, 86–97.
- [16] Mainenti, M. R., De Oliveira, L. F., De Melo Tavares De Lima, M. A., & Nadal, J. (2007). Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. *Experimental brain research*, 181(2), 229–236.
- [17] Bacsı, A. M., & Colebatch, J. G. (2005). Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control. *Experimental brain research*, 160(1), 22–28.
- [18] Easton, R. D., Greene, A. J., DiZio, P., & Lackner, J. R. (1998). Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Experimental brain research*, 118(4), 541–550.
- [19] Fletcher, H., & Munson, W. A. (1933). Loudness, Its Definition, Measurement and Calculation. *Bell System Technical Journal*, 12(4), 377 - 430.
- [20] Gandemer, L., Parsehian, G., Kronland-Martinet, R., & Bourdin, C. (2014). The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Experimental brain research*, 232(12), 3813–3820.
- [21] Sakellari, V., & Soames, R. W. (1996). Auditory and visual interactions in postural stabilization. *Ergonomics*, 39(4), 634–648.
- [22] Chen, X., & Qu, X. (2017). Influence of affective auditory stimuli on balance control during static stance. *Ergonomics*, 60(3), 404–409.
- [23] Marme-Karelse, A. M., & Bles, W. (1977). Circularvection and human posture, II. Does the auditory system play a role?. *Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression*, 18(6), 329–333.
- [24] Truszczyńska, A., Rapała, K., Gmitrzykowska, E., Trzaskoma, Z., & Drzał-Grabiec, J. (2014). Postural stability disorders in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 16(1), 45–50.
- [25] King, A. J., & Moore, D. R. (1991). Plasticity of auditory maps in the brain. *Trends in neurosciences*, 14(1), 31–37.
- [26] Bizid R, Jully JL, Gonzalez G, Francois Y, Dupui P, Paillard T (2009). Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control. *J Sci Med Sport*; 12:60 – 6.
- [27] Dichgans, J., Mauritz, K. H., Allum, J. H., & Brandt, T. (1976). Postural sway in normals and atactic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. 17(C Spec No), 15–24.