

# **Étude de l'impact du champ visuel sur le contrôle postural en réalité virtuelle**

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

déposé par

**Celma Stornetta**

à

l'Université de Fribourg, Suisse  
Faculté des sciences et de médecine  
Section Médecine  
Département des neurosciences et sciences du mouvement

en collaboration avec la  
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent

Prof. Jean-Pierre Bresciani

Conseiller

Dr. Julien Audiffren

Fribourg, Juin 2021

## **Remerciements**

Je tiens à remercier tout d'abord mon conseiller, Julien Audiffren, qui était d'une disponibilité remarquable, patient et qui a su m'orienter sur la bonne voie lors de mes questionnements. Je remercie aussi mon professeur Jean-Pierre Bresciani qui a contribué à alimenter ma réflexion dans le domaine des statistiques.

J'adresse également mes remerciements à tous les participants de l'expérience qui ont investi de leur temps et permis la réalisation de ce travail.

Finalement, j'adresse mes chaleureux remerciements à Aurélie Balmer qui a pris du temps pour relire et corriger mon travail. Ses conseils ont été d'une précieuse aide.

## Résumé

Il a déjà été démontré dans de nombreuses études (Bednarczuk et al., 2021; Cooper et al., 2018; Guerraz & Bronstein, 2008, etc.) que la perturbation du système visuel affecte notre équilibre. En d'autres termes, cela signifie que ce système sensoriel est impliqué et joue un rôle considérable dans le maintien d'une posture stable. Dans ce travail, les effets du champ visuel sur l'équilibre seront testés et analysés par le biais de la perception du mouvement en réalité virtuelle (RV). Plus précisément, l'objectif de ce travail consiste à identifier l'impact de trois champs visuels (périphérique, total et central) sur le contrôle postural en induisant des stimulations de rotation de roulis (*roll*) gauche/droite du champ visuel ainsi que des variations de vitesse de rotation. L'effet et l'interaction de chacune de ces conditions seront analysés.

Pour cela, 24 sujets en bonne santé et sans troubles de l'équilibre ont participé à l'étude. Les participants devaient porter un casque de RV (3D) et se tenir debout, le plus immobile possible, sur un coussin d'équilibre placé sur une plaque de force. Chaque participant était testé pour les trois conditions de vision. Chacune de ces conditions était parallèlement évaluée avec une rotation de type *roll* du côté gauche et du côté droit ainsi que trois vitesses de rotation ( $1^{\circ}.s^{-1}$ ,  $1.4^{\circ}.s^{-1}$ ,  $2^{\circ}.s^{-1}$ ) qui s'accéléraient au fil du temps.

Les résultats de cette expérience ont confirmé l'effet de stimulations visuelles sur le contrôle postural. Aucun effet différent n'a été détecté sur le contrôle postural lorsque la rotation était orientée du côté gauche ou droit. Les résultats ont montré que le champ de vision qui impactait le plus l'équilibre en RV était la vision totale. Finalement, une relation dose-effet des trois vitesses de rotation a été confirmée par les résultats.

Ce travail contribue à améliorer la compréhension du rôle de la vision périphérique, centrale et totale sur le contrôle postural lors de la perception du mouvement en RV. Cependant, l'étude de la posturographie est un domaine complexe qui nécessite la prise en compte de beaucoup de facteurs pouvant l'influencer. Mais l'étude de cette dernière en RV est récente. Elle offre sans doute encore un large éventail d'investigations et de découvertes scientifiques.

## Table des matières

1 Introduction.....	5
1.1 Contrôle postural et équilibre.....	5
1.2 Rôles du système vestibulaire dans l'équilibre.....	7
1.3 Rôle du système somesthésique dans l'équilibre.....	8
1.5 Rôles de la vision dans l'équilibre.....	9
1.6 Implication de la vision sur l'équilibre en RV.....	14
1.7 Objectif du travail.....	16
2 Méthode.....	17
2.1 Échantillon.....	17
2.2 Procédure expérimentale.....	18
2.3 Outils de mesures.....	19
2.4 Analyse statistique de données.....	19
3 Résultats.....	21
4 Discussion.....	29
4.1 Effet des stimulations visuelles sur l'équilibre.....	29
4.2 Effet des rotations gauche/droite de type « roll » sur l'équilibre.....	30
4.3 Effet du champ de vision sur l'équilibre.....	31
4.4 Effet de la vitesse de rotation sur l'équilibre.....	32
4.5 Biais et perspectives.....	32
5 Conclusion.....	34
Bibliographie.....	35
Annexe.....	39

# 1 Introduction

## 1.1 Contrôle postural et équilibre

La posture peut être définie comme l'organisation des segments corporels les uns par rapport aux autres en fonction de l'axe vertical à un instant précis. Cette définition de la posture prend en compte le schéma corporel comme repère égocentré et la verticale de la force gravitationnelle comme repère exocentré. La posture de référence de l'être humain se dit orthostatique. Il s'agit de la position dressée d'un individu éveillé, pieds légèrement écartés posés au sol et bras le long du corps. Cette posture est en réalité celle qui demande le moins d'énergie (Dupui, 2016).

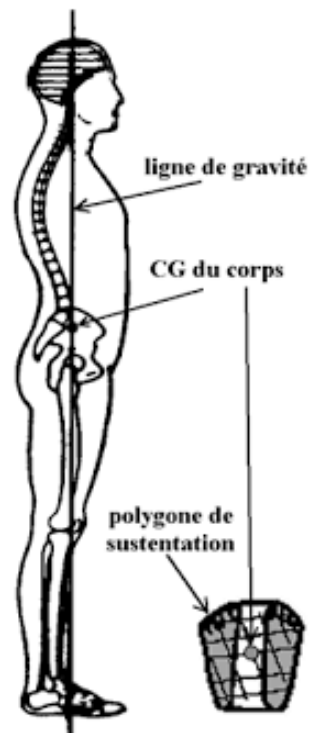
En tant qu'être humain, tenir debout sur deux pieds nous paraît être une action tout à fait banale. Mais contrairement à ce que cela puisse paraître, maintenir une posture verticale pour un être bipède, anciennement quadrupède, exige la synchronisation de nombreux mécanismes complexes et modifie radicalement l'organisation de son équilibre (Paillard, 2016). L'équilibre est la capacité de conserver le centre de gravité dans son polygone de sustentation lors de mouvements (équilibre dynamique) ou sans mouvement (équilibre statique) (Bednarczuk et al., 2021). En d'autres termes, il s'agit de l'action de maintenir, d'atteindre ou de rétablir un état d'équilibre lors d'une posture ou d'une activité quelconque. La stabilité du corps dépend de la position du centre de gravité (CG) ainsi que de la surface d'appui (Pollock et al., 2000). Pour avoir une bonne stabilité, ces mêmes auteurs proposent quatre principes mécaniques : (1) la ligne de gravité doit être à l'intérieur du polygone de sustentation, (2) la stabilité augmente avec un polygone de sustentation plus grand, (3) un CG plus bas et (4) un CG plus centralisé dans le polygone de sustentation (figure 1).

Avec son mode de locomotion et sa posture bipède, l'homme diffère de tous les autres mammifères. Il est impossible pour ce dernier de conserver une même position immobile sur le long terme. Premièrement, ses fonctions vitales sont toujours en activité (mouvements liquidiens du corps et contractions musculaires cardiaques et respiratoires) et induisent constamment de légers balancements corporels. Ensuite, chaque mouvement articulaire induit un déséquilibre du corps qui devra sans cesse se rétablir par des mécanismes de contrôle très élaborés de façon à maintenir une position verticale. De plus, la somme des surfaces d'appui a considérablement diminué depuis que l'homme est passé du mode quadrupède à bipède et son centre de gravité est particulièrement élevé par rapport au polygone de sustentation (Paillard, 2016). Mais il existe davantage de facteurs influençant l'équilibre humain. Outre les facteurs cités ci-dessus, l'heure de la journée, le niveau d'anxiété, les données anthropométriques, le système visuel et

l'âge en sont d'autres exemples (Cooper et al., 2018; Hytönen et al., 1993; Kwon et al., 2014; Noé, 2016; Ohno et al., 2004). C'est pourquoi l'homme est par nature un être instable (Peterka, 2002).

### Figure 1

*Position orthostatique du corps humain.*



*Note.* Représentation imagée de la ligne de gravité du corps humain, de son centre de gravité ainsi que de son polygone de sustentation (Leca, s. d.)

Différents systèmes sensoriels participent au maintien d'un équilibre adéquat et d'une posture verticale (Peterka, 2002). Il a été démontré par de nombreuses études que le système visuel (Isableu & Vuillerme, 2016), le système vestibulaire (Guerraz & Day, 2005) et le système somesthésique qui est composé des capteurs proprioceptifs (musculo-tendino-articulaires) et extéroceptifs (cutanés) (Perrin & Vibert, 2016) participent au contrôle postural. Lorsque ces systèmes sont stimulés chez l'homme, ce dernier répond par un balancement postural (Peterka, 2002).

## 1.2 Rôles du système vestibulaire dans l'équilibre

Le système vestibulaire perçoit les accélérations de notre tête et envoie des signaux au cerveau afin d'adapter et de compenser en conséquence la position du corps de façon à maintenir une posture verticale. Contrairement au système visuel, le système vestibulaire répond presque uniquement aux stimuli internes (mouvements de la tête dans l'espace) et non aux stimuli externes (Guerraz & Day, 2005). Par exemple, les stimuli visuels exogènes peuvent être nombreux (objets en mouvement, chambre de RV qui pivote, couleurs et contrastes qui varient, etc). Il existe tout de même un exemple de stimulus vestibulaire exogène : Bonnet & Abonnenc ont constaté en 1978 qu'un sujet à qui on fait parvenir un champ sonore orienté dans l'obscurité totale parvient à améliorer sa stabilité posturale. Néanmoins, pour le système vestibulaire, il s'agit la plupart du temps de stimuli endogènes (Guerraz & Day, 2005). Les accélérations linéaires verticales et linéaires horizontales ainsi que les changements d'inclinaison de la tête sont décryptés par des petits organes neurosensoriels : le saccule (vertical) et l'utricule (horizontal) (Perrin & Vibert, 2016). De plus, les trois canaux semi-circulaires (horizontal, vertical antérieur et vertical supérieur) de l'oreille interne perçoivent les accélérations et décélérations rotatoires du corps ou subies au cours de trajets à bord d'un véhicule (Dupui, 2016).

Les différents canaux sensoriels ont chacun des sensibilités différentes pour détecter les oscillations corporelles. Par exemple, l'entrée vestibulaire ne parviendrait pas à détecter de très légères oscillations qui caractérisent la station debout (Isableu & Vuillerme, 2016). Mais il est probable que le système vestibulaire ignore ces légères oscillations en raison d'une saturation sensorielle. Par exemple, il semble qu'une interaction visuelle-vestibulaire inhibitrice réciproque permette de passer d'une modalité sensorielle à l'autre en fonction du poids du stimuli en vigueur (Brandt et al., 1998). De plus, l'information visuelle est prépondérante sur l'information vestibulaire au cours de sollicitations conflictuelles (Perrin & Vibert, 2016). Lors de mouvements lents et/ou lors de rotations dans un seul plan, ces mêmes auteurs ont constaté que les informations rétinienne sont dominantes. Au contraire, lors de mouvements rapides et complexes (plusieurs plans), le système vestibulaire prend le dessus (Perrin & Vibert, 2016). Il est aujourd'hui admis que l'entrée vestibulaire participe à l'entretien de l'activité tonique des muscles extenseurs des jambes (Isableu & Vuillerme, 2016).

### 1.3 Rôle du système somesthésique dans l'équilibre

Comme le système vestibulaire, le système somesthésique est sollicité dans le maintien de l'équilibre humain. Janin (2016) décrit la somesthésie comme un groupe de différentes sensations (pression, chaleur, douleur...) chez l'être humain. Ce système inclut, comme évoqué précédemment, la totalité des capteurs proprioceptifs (propriocepteurs) et extéroceptifs (mécanorécepteurs cutanés, nocicepteurs...). Les propriocepteurs transmettent des informations (*feed-backs*) au système nerveux central (SNC) sur la position et les mouvements de notre corps ainsi que sur la force et l'intensité de l'effort (Riemann & Lephart, 2002). Le SNC est composé de l'encéphale (dans la boîte crânienne) et de la moelle épinière. Il permet de coordonner les informations sensorielles qu'il reçoit afin d'agir sur l'activité des parties du corps (Trottet et al., s. d.). A l'aide des propriocepteurs, l'homme est capable de se déplacer, d'actionner, ainsi que de manier certains objets sans avoir recours à la vision (Boyas, 2016). D'après Hasan et Stuart (1988), plus un mouvement est complexe, plus le nombre de *feed-backs* venant des terminaisons nerveuses afférentes (propriocepteurs) est grand, de sorte à assurer et fixer un mouvement stable. Les propriocepteurs de l'organisme humain se situent à différents endroits : muscles, tendons, articulations. Chacun de ces emplacements renseigne et fournit au SNC des informations telles que la longueur du muscle, la tension musculaire ou alors la compression lors du mouvement (Röijezon et al., 2015).

Les capteurs extéroceptifs renseignent également sur la posture. Par exemple, le pied contient de nombreux mécanorécepteurs (sensibles au toucher, au contact, aux vibrations...) et nocicepteurs (sensibles à la douleur) qui sont essentiels à l'équilibration de la posture (Janin, 2016). On peut alors dire que le pied a un rôle d'organe de l'équilibre. La plante du pied envoie des rétroactions sensorielles afférentes au système nerveux qui par la suite module la réponse posturale par le biais de contractions musculaires (Oddsson et al., 2004). Il est notamment décrit dans la méthode de l'étude d'Oddsson et al. (2004) qu'un tapis mousse d'équilibre est utilisé afin de mettre en difficulté cette sensibilité cutanée plantaire et donc d'amplifier les déséquilibres posturaux.



## **1.5 Rôles de la vision dans l'équilibre**

Un troisième système contribuant au domaine postural est le système visuel. La vision n'est pas indispensable au maintien d'une posture verticale puisqu'il est possible de rester en équilibre debout dans le noir (Guerraz & Bronstein, 2008). Toutefois, Guerraz et Bronstein ont montré en 2008 que les oscillations latérales du corps avaient considérablement diminué lorsque des sujets, soumis au noir total, pouvaient soudainement suivre une petite LED avec les yeux. De plus, Cooper et al. (2018) indiquent que les balancements du corps doublent d'amplitude lorsque nous n'avons pas accès la vision. Par conséquent, le système visuel n'est pas indispensable mais a un rôle considérable dans le contrôle postural.

Ce système permet de se rendre compte de sa position dans l'espace ainsi que de celle des objets environnants et facilite la capacité de gouverner sa posture et ses mouvements. Il est l'un des systèmes les plus importants pour détecter rapidement les déséquilibres posturaux (Isableu & Vuillerme, 2016). La déficience de ce système sensoriel ou des conditions empêchant la bonne réception de stimuli visuels impactent le contrôle postural (Bednarczuk et al., 2021). Il a été démontré en 2021 dans l'étude Bednarczuk et al. qu'un sujet en position debout, les yeux fermés, présentait un équilibre détérioré. Cela démontre également le fait que ce système n'est pas totalement compensé par les autres lors de dysfonctionnements.

Les informations visuelles sont captées par les photorécepteurs de la rétine, les cônes et les bâtonnets. Elles vont ensuite passer par les voies optiques qui contiennent notamment le nerf optique et finissent sur le cortex cérébral occipital pour être décryptées. Ce processus fournit des repères visuels de verticalité et permet l'orientation dans l'espace.

L'homme prend conscience de son déplacement dans un espace tridimensionnel grâce au flux visuel sur la rétine périphérique. Le flux visuel, ou flux optique, est le mouvement de la scène visuelle sur la rétine. Il peut être provoqué par l'environnement qui se déplace autour d'une personne statique (sensation exocentrique de déplacement) ou par le déplacement de cette même personne dans l'environnement (sensation égocentrique de déplacement) (Dupui, 2016). Ces conséquences visuelles, dues aux mouvements volontaires ou involontaires, sont une aide fondamentale au corps pour lui permettre de se situer dans son environnement par rapport à sa propre position (Isableu & Vuillerme, 2016). De plus, Amblard et al. (1985) ont remarqué que les références visuelles des propres mouvements d'un individu aident à maintenir une posture beaucoup plus stable, sans quoi l'équilibre serait altéré.

L'environnement dans lequel interagit l'individu est en quelque sorte dynamique. L'œil perçoit continuellement du mouvement, qu'il soit induit par son propre déplacement ou par celui de la scène alentour. Lorsque cette dernière bouge, elle peut induire ce que l'on appelle une réponse

posturale évoquée visuellement (RPEV). Bronstein décrit en 1986 la RPEV comme un déplacement du centre de gravité corporel accompagnant la direction du mouvement suivi d'une seconde inclinaison corrective du centre de gravité, allant cette fois-ci dans le sens opposé au mouvement. Le stimulus est mal interprété par l'individu, de manière à ce qu'il pense être lui-même en mouvement, et le pousse à corriger sa position (Bronstein, 1986). Or, ce même auteur a constaté que lorsqu'un sujet était exposé une seconde fois au même stimulus, il devenait beaucoup moins réceptif et avait une RPEV diminuée, mais uniquement lorsque les informations sensorielles au niveau des membres inférieurs étaient complètes. Au contraire, il a remarqué qu'un sujet qui était privé des stimuli proprioceptifs des membres inférieurs n'a pas réussi à améliorer sa RPEV (Bronstein, 1986).

Finalement, ces trois systèmes (vestibulaire, somesthésique et visuel) interagissent en boucle fermée afin de réagir aux perturbations internes et externes qui déstabilisent le corps. Le SNC reçoit les différents stimuli sensoriels, les combine et envoie les informations nécessaires aux muscles par le contrôle moteur. « Le contrôle moteur est la capacité à faire des ajustements posturaux dynamiques et à diriger le corps et les membres dans le but de faire un mouvement déterminé » (« Contrôle moteur », 2019). Via leur contraction, les muscles corrigent la position du corps ainsi que celle des yeux, qui seront à nouveau détectées par les systèmes sensoriels. Autrement dit, la cause et l'effet sont liés par un perpétuel processus au sein d'une boucle fermée (Morasso & Schieppati, 1999). Mais, Isableu et Vuillerme (2016) énoncent dans leur article : « c'est par conséquent sur un double registre vision-somesthésie que s'effectuerait principalement le contrôle postural orthostatique ».

L'objet d'étude de ce travail se concentre essentiellement sur le rôle de la vision. Néanmoins, il est nécessaire de préciser que le système somesthésique était en partie impliqué. En effet, comme pour l'étude de Oddsson et al. (2004), afin d'augmenter les oscillations corporelles, un tapis mousse a été utilisé dans cette expérience de manière à diminuer la sensibilité cutanée plantaire. Finalement, durant l'expérience de ce travail, compte tenu de la posture orthostatique « stable » des participants et de l'information visuelle prépondérante, le système vestibulaire n'était donc pas ou très peu sollicité.

### ***1.5.2 Implications du système nerveux dans le contrôle de l'équilibre***

Le SNC joue un rôle déterminant pour le contrôle postural notamment par son interprétation des informations visuelles induites par les déplacements du corps. Il permet de conserver le centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation en coordonnant l'activité musculaire, et ainsi de garder une position stable (Isableu & Vuillerme, 2016). Lorsque le corps oscille ou

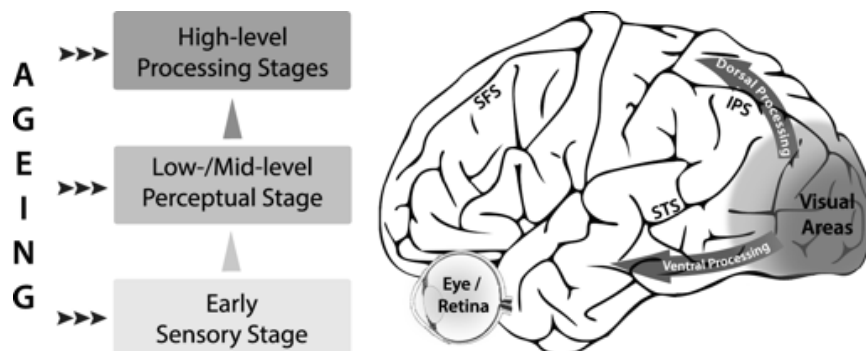
est en mouvement, la tête bouge elle aussi, activement ou passivement. Ces actions de la tête doivent être considérées par le SNC afin de déterminer les signaux d'erreurs visuelles. Ceci est possible grâce aux informations proprioceptives extraoculaires (qui situent les yeux dans la tête) (Roll & Roll, 1988), nucales et du tronc (qui situent la tête sur le tronc et le tronc sur les jambes) (Lund & Broberg, 1983).

Billino et Pilz (2019) définissent trois étapes de traitement de l'entrée visuelle qui sont illustrées à la figure 2 : stade sensoriel précoce, stade perceptif de bas/moyen niveau et stade perceptif de haut niveau. Le stade sensoriel précoce se situe dans l'œil, lorsque le flux lumineux traverse la pupille et frappe les cellules ganglionnaires (neurones recevant l'information visuelle des photorécepteurs) de la rétine. A ce niveau, l'information est transférée sous forme de signaux neuronaux par le nerf optique au noyau géniculé latéral (NGL). Le NGL est une partie interne du cerveau permettant le traitement des informations visuelles. Certains signaux sont envoyés dans les couches magnocellulaires du NGL (particulièrement spécialisées dans le traitement du mouvement) et d'autres dans les couches parvocellulaires. Ces deux voies parviennent ensuite dans les zones corticales du mouvement où commence le traitement perceptif de bas/moyen niveau. Les signaux sont traités par les premières aires visuelles selon leurs caractéristiques fondamentales (orientation, bords, luminance et signaux de mouvements simples). Finalement, le stade perceptif de haut niveau fait la distinction entre le flux de traitement dorsal et ventral. Le flux dorsal traite le mouvement de manière à contrôler l'attention spatiale (sillon frontal supérieur) ainsi que les actions guidées visuellement (sillon intrapariétal). A l'aide des signaux de mouvement, le flux ventral informe sur la forme. Le sillon temporal supérieur est une zone particulièrement sensible aux mouvements, notamment les mouvements liés au visage et au corps. Le stade perceptif de haut niveau s'adapte au moyen de processus cognitifs (prédictions, motivation, attention, mémoire...) qui contribuent à l'évaluation et l'interprétation de l'entrée visuelle (Billino & Pilz 2019). Les résultats de l'étude de Guerraz et Day (2005) confirment le lien entre le système visuel et le processus cognitif. Lors de leur expérience, les sujets observaient un mur qui pouvait parfois se déplacer à gauche ou parfois à droite. Ces mêmes sujets présentaient des RPEV lorsqu'ils ne s'attendaient pas à recevoir le stimulus. Or, dès le moment où les sujets étaient avertis du moment de l'arrivée du stimulus, ceux-ci ne produisaient plus de réponse posturale.

Ces différentes étapes sont décrites de manière hiérarchique, toutefois, les *feed-backs* entre le NGL et les zones corticales ainsi qu'entre les différentes zones corticales lient fortement ces trois stades (Billino & Pilz 2019).

**Figure 2**

*Étapes de traitement de l'information visuelle.*



*Note.* Ce schéma présente le stade sensoriel précoce (gris très clair), le stade perceptif de bas/moyen niveau (gris clair) et le stade perceptif de haut niveau (gris foncé). IPS correspond à l'abréviation en anglais de sillon intrapariétal. STS correspond à l'abréviation en anglais de sillon temporal supérieur. SFS correspond à l'abréviation en anglais de sillon frontal supérieur (Billino & Pilz 2019).

Le système nerveux périphérique (SNP), composé des voies nerveuses situées en dehors du SNC, transmet l'information afférente du corps au SNC (Trottet et al., s. d.). Ce dernier, ou plus exactement le système nerveux somatique, joue également un rôle pour le contrôle postural (Dupui, 2016). Le système nerveux somatique fait partie du SNP. Via l'utilisation des muscles squelettiques, il est associé au contrôle volontaire des mouvements du corps (Akinrodoye & Lui, 2021). Différentes composantes du système nerveux somatique agissent dans le but de rétablir et maintenir la position orthostatique du corps humain. Dans un premier temps, le contrôle du tonus musculaire garantit la cohésion des segments corporels et le maintien de la posture statique (polygone de sustentation ni déplacé ni déformé). Ensuite, le contrôle des réactions motrices tonico-phasiques est essentiel pour les adaptations posturales lorsqu'un sujet effectue des mouvements (polygone de sustentation déplacé et déformé) (Dupui, 2016).

### ***1.5.1 Perception du mouvement***

La perception du mouvement est un mécanisme indispensable pour interagir avec l'environnement dynamique dans lequel nous vivons. Par exemple, au cours d'interactions sociales, les mimiques du visage ainsi que les expressions corporelles sont décodées grâce à la perception du mouvement et donnent des indices nécessaires pour une meilleure interprétation du dialogue.

Mais la perception du mouvement peut tout simplement être utile pour suivre et anticiper notre position ainsi que celles des autres ou des objets, ou pour planifier des actions dans l'environnement (Billino & Pilz, 2019). L'intégration de ces connaissances peut se faire de deux manières différentes. Il peut s'agir d'une intégration directe par des capteurs de mouvements dédiés à l'analyse du mouvement rétinien ou d'une intégration indirecte (suivi des caractéristiques) par la déduction de mouvements lorsque des objets ou caractéristiques de l'image se déplacent sur la rétine au fil du temps (Derrington et al., 2004). Lors de l'intégration indirecte, le suivi des caractéristiques, il est obligatoire que l'élément en mouvement n'ait pas une fréquence de déplacement trop élevée et que celui-ci soit visible suffisamment longtemps, sinon il est impossible de pouvoir le suivre. Si ces deux conditions sont remplies, l'homme va alors dans un premier temps identifier et mémoriser la localisation des caractéristiques pour ensuite les suivre (Cropper & Derrington, 1994). A faible contraste, les couleurs de l'image ainsi que les ombres et les contours sont analysés par le suivi des caractéristiques alors qu'à haut contraste, ils seront analysés par les capteurs de mouvement. Chacun est capable de suivre visuellement des objets ou des caractéristiques, cependant il n'existe aucun consensus sur la manière dont nous le faisons (Derrington et al., 2004).

De plus, la perception du mouvement peut être afférente ou efférente. La perception du mouvement est efférente lorsqu'un individu poursuit un stimulus. Elle est afférente lorsque l'œil reste fixe et que l'image se déplace sur la rétine (Dichgans et al., 1975). La perception afférente est composée de la vision centrale et périphérique. La vision centrale informe sur la perception du mouvement et la forme des objets tandis que la vision périphérique est davantage sensible aux scènes en mouvement ainsi qu'à la perception de l'auto-mouvement (Dichgans & Brandt, 1978). Dans son étude, Stoffregen (1985) a constaté que le balancement postural évoqué visuellement dû à un stimulus en déplacement ou en rotation est moins marqué lorsque la stimulation couvre le champ visuel central, et qu'il est plus marqué lorsqu'elle couvre le champ visuel périphérique. En revanche, il a constaté que lorsque la taille de la zone est similaire, la vision centrale induit un balancement postural plus important. Cela peut laisser supposer que la zone périphérique de la rétine, que l'on pense être dominante soit pour la stabilisation visuelle du balancement corporel spontané soit pour le balancement corporel induit visuellement, serait plus probablement caractérisée de la sorte, dû à la dimension du champ visuel excité et manipulé plutôt qu'à la spécialisation de la rétine périphérique (Guerraz & Bronstein, 2008). Néanmoins, en 2016, Park confirme les nombreux résultats qui indiquent que la vision périphérique affecte davantage le contrôle postural ainsi que la cognition de l'auto-mouvement.

### **1.5.3 Analyse du mouvement**

Comme décrit ci-dessus, notre cerveau analyse les mouvements d'une image à travers notre rétine. L'analyse des signaux de mouvements de cette image peut impliquer ou non la perception de mouvement. Il existe des situations quotidiennes lors desquelles le mouvement d'un objet est analysé sans provoquer la perception que celui-ci est en mouvement (Derrington et al., 2004). Ce phénomène est celui de lavection. Le mouvement de scènes visuelles relativement larges peut induire une illusion consciente d'auto-mouvement (lavection) ainsi que des réponses posturales subconscientes (Thurrell & Bronstein, 2002). Lavection, en d'autres mots, correspond à une analyse du mouvement d'un objet donnant l'impression d'être soi-même en mouvement et que l'objet est immobile. L'observateur semble alors bouger alors qu'en réalité, c'est l'objet ou la scène qui est en mouvement (Derrington et al., 2004). Le mouvement d'une large portion du champ visuel active généralement l'illusion devection. La vision centrale et périphérique peuvent déclencher cette illusion et impacter le contrôle postural (Park, 2016). L'exemple le plus parlant devection est celui du train en gare. Lorsque nous sommes assis dans un wagon à l'arrêt et que nous regardons le train de la voie d'en face s'en aller, nous avons souvent la sensation que c'est notre train qui est en route (Derrington et al., 2004). Thurrell et Bronstein ont montré en 2002 que lorsqu'un individu perçoit le mouvement, le balancement postural induit visuellement est largement moins marqué que lorsqu'il s'agit devection.

### **1.6 Implication de la vision sur l'équilibre en RV**

L'effet de la vision sur le contrôle postural a été évalué au moyen de la RV. Cette technique en pleine essor permet de naviguer et d'évoluer au cœur de données tridimensionnelles complexes. Autrement dit, des environnements totalement artificiels plus ou moins fidèles à la réalité et créés numériquement par ordinateur sont utilisés comme perception visuelle du monde réel. Cette technologie fonctionne par la combinaison de trois effets différents. Le premier effet permet à l'expérimentateur d'être totalement en immersion avec l'environnement virtuel car toute source de lumière parasite externe est éliminée par l'hermétisme du casque (El Beheiry et al., 2019). Les auteurs Kelly et al. (2008) appellent ce sentiment d'immersion totale dans un monde virtuel « la présence ». Le second effet est la vision stéréoscopique. La RV est conçue de manière à ce que l'œil perçoive les scènes de deux angles différents comme lors de la vie quotidienne, ce qui permet de voir le relief des objets et donne l'impression d'un monde en trois dimensions. Le troisième effet consiste à détecter la position de la tête de la personne portant le casque avec trois ou six degrés de liberté. Cela permet de suivre précisément les mouvements

de la tête et ainsi de donner un rendu de la scène virtuelle qui concorde avec le déplacement de cette dernière (El Beheiry et al., 2019).

La perception des détails volumétriques est nettement intensifiée par ces conditions de visualisation sans pareil et permet aussi à l'utilisateur de s'introduire dans les données comme dans un univers parfaitement réaliste (El Beheiry et al., 2019).

En général, on associe la RV aux jeux vidéo. Cependant, grâce aux énormes progrès technologiques effectués ces dernières années, cet outil n'est plus seulement utilisé à des fins ludiques mais peut servir dans de nombreux autres domaines tels que la recherche scientifique, l'armée (entraînement d'aviateurs et parachutistes), la santé (entraînement à des chirurgies complexes), l'architecture (possibilité de visiter des bâtiments virtuellement) et bien d'autres domaines encore (« Réalité virtuelle », 2021).

Mohebbi et al. (2020) ont publié une étude sur la contribution de la vision sur le contrôle postural à travers la RV. Ces auteurs ont remarqué que l'information sur la fréquence du mouvement de l'environnement visuel ainsi que les indications sur la position réduisent les oscillations corporelles en réponse aux perturbations externes. Ils ont aussi constaté que les balancements du corps augmentent proportionnellement à l'amplitude de la stimulation visuelle en RV. La RPEV augmente aussi proportionnellement à la vitesse de rotation, mais cela jusqu'à un certain pic pour ensuite diminuer (Mohebbi et al., 2020).

Ce travail s'est inspiré du design et des résultats d'une étude similaire de Cooper et al. (2018). Une des dissemblances principales est que dans cette étude, la RV a été employée alors que Cooper et al. (2018) ont utilisé une image 3D reflétée sur un mur blanc. On connaît à ce jour plusieurs mécanismes visuels impliqués dans le contrôle de la posture, mais le débat reste toujours ouvert (Guerraz & Bronstein, 2008). C'est pourquoi il est intéressant de comparer les résultats de ce travail avec des études similaires dans le but d'amener de nouvelles pistes de recherche dans le monde scientifique. D'autre part, l'utilisation de la RV dans ce domaine est encore très récente, ce qui ouvre la voie à de nombreuses nouvelles découvertes.

## 1.7 Objectif du travail

L'objectif de ce travail est d'analyser l'effet du champ visuel sur le contrôle postural en RV. En plus du champ visuel qui varie (central, périphérique, total), nous avons ajouté une rotation (gauche et droite) de type *roll* ainsi que trois conditions de vitesse de rotation différentes pour chaque champ de vision. Les questions concrètes de ce travail sont les suivantes :

- 1) Y a-t-il un effet des stimulations visuelles sur l'équilibre ?
- 2) Y a-t-il un effet différent selon le sens des rotations sur l'équilibre ?
- 3) L'impact du système visuel sur l'équilibre est-il différent selon le champ de vision ?
- 4) L'absence de la vision périphérique affecte-t-elle le plus l'équilibre, suivie de la vision centrale et totale ?
- 5) Y a-t-il une relation dose-effet de la vitesse de rotation sur l'équilibre ?

Dans le but d'analyser scientifiquement ces trois questions, nous avons formulé les hypothèses suivantes :

1. Hypothèse sur l'effet des stimulations visuelles :  
H<sub>10</sub> : Les stimulations n'ont pas d'effet sur l'équilibre.  
H<sub>11</sub> : Les stimulations ont un effet sur l'équilibre.
2. Hypothèse des rotations gauche et droite sur l'équilibre :  
H<sub>21</sub> : Les rotations gauche et droite n'ont pas d'effet différent sur l'équilibre.
3. Hypothèse sur l'impact du champ visuel :  
H<sub>31</sub> : Le champ de vision a un effet sur l'équilibre.
4. Hypothèse sur l'effet de la vision périphérique :  
H<sub>41</sub> : La vision centrale affecte plus l'équilibre, suivie de la vision périphérique et totale.
5. Hypothèse sur la relation dose-effet de la vitesse de rotation :  
H<sub>51</sub> : Il y a une relation dose-effet de la vitesse de rotation sur le contrôle postural.



## 2 Méthode

### 2.1 Échantillon

Un total de 24 participants (17 hommes et 7 femmes) âgés entre 21 et 43 ans ont pris part à cette expérience. Les sujets ont été recrutés de manière aléatoire parmi la population. Pour répondre aux critères du design de l'étude, tous les participants devaient être en bonne santé physique et mentale. Ils ne devaient en aucun cas souffrir de troubles de l'équilibre ou de maladies qui pourraient l'affecter. Il était également préférable d'exclure les sujets ayant un trop bon ou trop mauvais équilibre comme par exemple des gymnastes de haut niveau ou les personnes trop âgées.

Le déroulement de l'expérience a été expliqué précisément à chaque participant avant de débiter le test. Ils ont été avertis des éventuels dangers et de la manière dont ils devaient se comporter en cas de malaise ou de perte d'équilibre. Ils ont eu la possibilité de poser les questions qu'ils souhaitaient. Cependant, les participants n'ont pas été mis au courant des hypothèses de l'étude avant le début de l'expérience pour éviter les biais liés à la connaissance de ces dernières.

En prenant connaissance du formulaire de consentement, les sujets ont déclaré accepter librement et de manière avertie la participation à l'étude. Ils avaient la possibilité de renoncer à l'étude, sans aucune justification et à n'importe quel moment.

**Tableau 1**

*Information concernant les participants.*

	Expérience
Participants [n]	24
Sexe [f/h]	7/17
Âge [ans]	26.9 ± 4.1
Étudiants en sport [n]	4

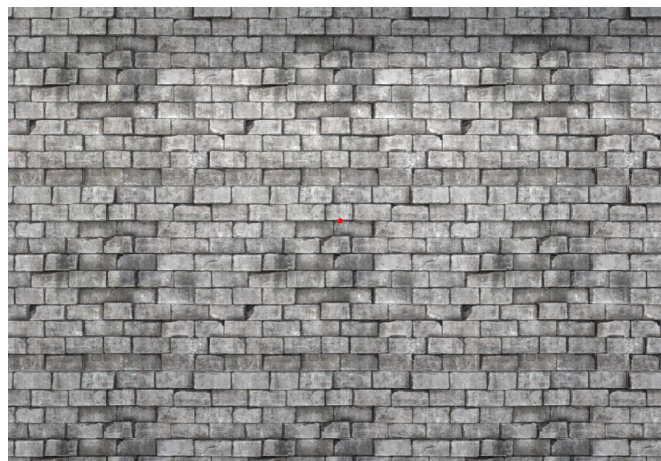
*Note.* L'âge est indiqué en moyenne ± écart type.

## 2.2 Procédure expérimentale

Les participants étaient dotés d'un casque de RV (3D) et devaient se tenir debout immobiles sur un coussin d'équilibre posé sur une plaque de force. Leurs pieds devaient être écartés d'une largeur d'épaules et devaient être bien droits et parallèles (éviter la position canard). Les bras étaient relâchés et pendaient le long du corps. Les participants tenaient leur tête bien droite. Dans le casque, ces derniers se situaient dans une pièce, face à un mur structuré avec des briques grises et devaient fixer le point rouge qui se situait au milieu de l'image pendant toute la durée des stimuli. Tout le périmètre expérimental était sécurisé avec des matelas qui entouraient la plaque de force.

### Figure 3

*Image de la scène de RV de l'expérience.*



*Note.* Il s'agit du mur structuré avec des briques que les participants de l'étude observaient durant l'expérience. Au centre se trouve le point rouge.

Nous avons testé 3 conditions de vision différentes. Soit la personne avait une vision périphérique, soit une vision centrale ou alors une vision totale du mur. Tous les sujets ont passé les 3 conditions visuelles et nous avons évidemment pris soin de contrebalancer l'ordre des conditions. Chaque condition de vision était évaluée avec une rotation en *roll* du côté droit et du côté gauche. L'ordre effectué pour les directions de rotation a aussi été contrebalancé. Cela faisait alors six blocs de 3 minutes avec des stimulations visuelles d'une durée de 6 secondes. Il y avait une pause également de 6 secondes avant chaque stimulation. Durant cette pause, le type de vision était toujours apparent mais le mur virtuel ne bougeait pas. Lors des blocs de 3 minutes,

nous testions par la même occasion trois vitesses de rotation qui s'accéléraient au fil du temps ( $1^{\circ}.s^{-1}$ ,  $1.4^{\circ}.s^{-1}$ ,  $2^{\circ}.s^{-1}$ ). Entre chaque nouvelle stimulation, l'écran devenait simplement noir mais le point rouge au centre était toujours visible, de manière à ce que les sujets restent concentrés sur le point. Entre chaque série, les sujets devaient prendre minimum 30 secondes de pause. S'ils le souhaitaient, ils pouvaient faire une pause plus longue. En moyenne, les sujets ont pris minimum 2 minutes de pause. L'expérience dans son entier durait approximativement 45 minutes à 1 heure par participant, en incluant les explications.

### **2.3 Outils de mesures**

Nous avons utilisé une plaque de force (502\*502 mm; AMTI's AccuSway Optimized™ multi-axis force platform; Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) comme outil de mesure. Cette dernière nous permet de mesurer les variations d'équilibre d'une personne statique. Précisément, elle mesure les forces et les moments, le centre de pression (CdP) ainsi que les réductions de diaphonie. Les données sont particulièrement précises notamment grâce à la technologie de calibration de grille de précision. Ce quadrillage sur la surface de la plaque fournit des coordonnées du polygone de sustentation et les combine avec les données d'équilibre. Cela permet de dresser le CdP du sujet par rapport à la position de ses pieds. (*ACS-O.pdf*, s. d.).

Nous avons ajouté un tapis mousse d'équilibre sur la plaque de force afin d'amplifier les perturbations d'équilibre provoquées par le mouvement de la pièce de RV. Lorsque le choix du support sur lequel se trouve les sujets varie, l'information sensorielle est modifiée, ce qui demande au système visuel une plus grande contribution à la tenue de la stabilité posturale (Hlavacka & Saling, 1986). La scène visuelle a été conçue avec le logiciel Unity (Unity, Unity Technologies, USA). Ce dernier a permis de déclencher et de gérer les stimulations visuelles pour chaque bloc d'enregistrement. Le casque de RV (Pi Max Vision 8K Plus – Pimax VR) a été utilisé afin d'induire les stimuli visuels aux participants de l'étude.

### **2.4 Analyse statistique de données**

L'ordinateur, relié par câble à la plaque de force, enregistrerait immédiatement les données des oscillations corporelles des sujets par le biais d'un programme développé par l'Université de Fribourg (c#). Ces données ont été ensuite recueillies, analysées puis transférées dans le logiciel Excel (Microsoft Excel 2018 pour Mac, Microsoft Corporation, Redmond, USA). Elles fournissaient des informations sur la posturographie des sujets dans l'axe médio-latéral et antéro-postérieur. Dans ce travail, 7 descripteurs permettent de caractériser la posturographie :

amplitude médio-latérale (ML), amplitude bidimensionnelle, vitesse moyenne ML, vitesse moyenne bidimensionnelle, surface des trajectoires bidimensionnelle par rapport au temps, fréquence dominante des oscillations ML et énergie totale des oscillations ML.

Pour une analyse correcte des résultats, il a été important de définir convenablement les variables dépendantes et indépendantes. Les 7 caractéristiques de posturographie récoltées par la plaque de force sont les variables dépendantes. Les variables indépendantes manipulées pour l'expérience sont la vision, la vitesse et la rotation. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées par le logiciel Jamovi version 1.1.9.0 (Le projet Jamovi, Sydney, Australie). Dans le but d'examiner l'effet général des stimulations visuelles sur le contrôle postural, les valeurs des descripteurs mesurées pendant la partie contrôle sans stimulation ont été soustraites aux valeurs avec stimulation, de manière à normaliser ces dernières. Concernant l'analyse de l'effet des facteurs vision et vitesse et de leur interaction sur l'équilibre, uniquement les valeurs avec stimulation ont été prises en compte. L'effet des deux facteurs principaux et de leur interaction sur chaque variable dépendante a été testé en utilisant un modèle linéaire à effets mixtes. Les deux facteurs principaux ont été entrés dans le modèle comme effets fixes et les participants comme effets aléatoires. Pour le calcul du F, les degrés de liberté ont été estimés en utilisant la méthode de Satterthwaite (Satterthwaite 1946). Le niveau de significativité a été défini à  $p \leq 0.05$  et corrigé avec le test post-hoc de Bonferroni.

### 3 Résultats

Les résultats de l'effet des stimulations sur l'équilibre sont présentés dans les tableaux 2, 3 et 4. Afin d'effectuer un test statistique de l'effet des stimulations, les données contrôles sans stimulation ont été soustraites des données avec stimulation. Pour cette première analyse, le modèle linéaire à effets mixtes montre un effet significatif du facteur vitesse sur la vitesse moyenne ML ( $F_{2,192} = 4.215$ ,  $p = 0.016$ ) (tableau 2) ainsi que sur la vitesse moyenne bidimensionnelles ( $F_{2,192} = 4.494$ ,  $p = 0.012$ ) (tableau 3). De plus, les résultats indiquent un effet significatif de l'interaction vision\*vitesse ( $F_{4,192} = 4.490$ ,  $p = 0.002$ ) sur l'énergie totale des oscillations ML (tableau 4). Cependant, après la correction du test post-hoc de Bonferroni, seulement deux comparaisons par paires sont significatives. Il s'agit de l'effet entre la vision périphérique avec une rotation de  $1^{\circ}.s^{-1}$  et la vision périphérique avec une rotation de  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.009$ ) ainsi que l'effet entre la vision totale avec une rotation de  $1^{\circ}.s^{-1}$  et la vision périphérique avec une vitesse de rotation de  $1^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.046$ ). Toutes les autres comparaisons par paires n'indiquent pas de différence significative.

**Tableau 2**

*Résultats du modèle linéaire à effets mixte pour la vitesse moyenne ML.*

<b>A</b> Fixed Effect Omnibus tests							
			<b>F</b>	<b>Num df</b>	<b>Den df</b>		<b>p</b>
Vision			2.849	2	192		0.060
Speed			4.215	2	192		0.016
Vision * Speed			0.533	4	192		0.711
Note. Satterthwaite method for degrees of freedom							
<b>B</b> Post Hoc Comparisons - Speed							
<b>Comparison</b>							
<b>Speed</b>		<b>Speed</b>	<b>Difference</b>	<b>SE</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>p<sub>bonferroni</sub></b>
1.4	-	2.0	-0.06063	0.0230	-2.633	200	0.027
1.0	-	2.0	-0.05168	0.0230	-2.244	200	0.078
1.0	-	1.4	0.00895	0.0230	0.389	200	1.000

*Note.* **A)** Effet du facteur vitesse sur la vitesse moyenne ML. **B)** Correction des résultats de l'effet de la vitesse par le test post-hoc de Bonferroni.

**Tableau 3**

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour la vitesse moyenne bidimensionnelle.*

**A** Fixed Effect Omnibus tests

	<b>F</b>	<b>Num df</b>	<b>Den df</b>	<b>p</b>
Vision	1.417	2	192	0.245
Speed	4.494	2	192	0.012
Vision * Speed	0.137	4	192	0.968

Note. Satterthwaite method for degrees of freedom

**B** Post Hoc Comparisons - Speed

<b>Comparison</b>							
<b>Speed</b>	<b>Speed</b>	<b>Difference</b>	<b>SE</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>p<sub>bonferroni</sub></b>	
1.4	- 2.0	-0.1356	0.0503	-2.695	200	0.023	
1.0	- 2.0	-0.1185	0.0503	-2.355	200	0.059	
1.0	- 1.4	0.0171	0.0503	0.340	200	1.000	

*Note.* **A)** Effet du facteur vitesse sur la vitesse moyenne bidimensionnelle. **B)** Correction des résultats de l'effet de la vitesse par le test post-hoc de Bonferroni.

**Tableau 4**

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour l'énergie totale des oscillations ML.*

## Fixed Effect Omnibus tests

	<b>F</b>	<b>Num df</b>	<b>Den df</b>	<b>p</b>
Vision	1.000	2	192	0.370
Speed	0.376	2	192	0.687
Vision * Speed	4.490	4	192	0.002

Note. Satterthwaite method for degrees of freedom

*Note.* **A)** Effet de l'interaction des facteurs vision\*vitesse sur l'énergie totale des oscillations ML. **B)** Corrections de l'interaction vision\*vitesse par le test post-hoc de Bonferroni (annexe 1).

Les résultats illustrés sur les tableaux 2 à 4 ont permis de constater un effet des stimulations sur le contrôle postural et donc de continuer les analyses statistiques en testant plus précisément les effets des variables indépendantes sur les 7 descripteurs de l'équilibre. Pour cela, uniquement les données avec stimulation ont été employées.

Les résultats de l'effet des facteurs vision et vitesse sur les différentes caractéristiques de l'équilibre sont illustrés dans les tableaux 5A à 7A. Ces résultats ont démontré un effet significatif des facteurs vision et vitesse sur l'amplitude ML ( $F_{2,192} = 12.38, p < 0.001$ ) ( $F_{2,192} = 5.84, p = 0.003$ ), l'amplitude bidimensionnelle ( $F_{2,192} = 3.326, p = 0.041$ ) ( $F_{2,192} = 4.46, p = 0.013$ ) ainsi que sur la vitesse moyenne ML ( $F_{2,192} = 5.937, p = 0.003$ ) ( $F_{2,192} = 5.805, p = 0.004$ ). Pour ces trois descripteurs, l'interaction vision\*vitesse n'a pas d'effet significatif.

Dans le tableau 5B-C, 6B-C, 7B-C sont illustrés les résultats du test de correction post-hoc de Bonferroni pour les facteurs vision et vitesse. Concernant l'amplitude ML, les résultats montrent un effet significativement plus grand de la comparaison entre la vision centrale et totale ( $p < 0.001$ ) plutôt que la vision périphérique et centrale ( $p = 0.012$ ) (tableau 5B). L'effet de la comparaison entre les vitesses  $1^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.006$ ) est significativement plus grand que la comparaison entre les vitesses  $1.4^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.035$ ) (tableau 5C). A propos de l'amplitude bidimensionnelle, les résultats démontrent un effet significatif de la comparaison entre les visions totale et centrale ( $p = 0.045$ ) (tableau 6B). Cependant, uniquement la comparaison entre les vitesses  $1.4^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.025$ ) est significative (tableau 6C). Pour la vitesse moyenne ML, les résultats illustrent un effet significatif entre la comparaison des visions totale et centrale ( $p = 0.003$ ) (tableau 7B). L'effet de la comparaison entre les vitesses  $1^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.005$ ) est significativement plus grand que l'effet entre les vitesses  $1.4^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.043$ ) (tableau 7C).

**Tableau 5***Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour l'amplitude ML.***A** Fixed Effect Omnibus tests

	<b>F</b>	<b>Num df</b>	<b>Den df</b>	<b>p</b>
Vision	12.38	2	192	<.001
Speed	5.84	2	192	0.003
Vision * Speed	1.99	4	192	0.098

**B** Post Hoc Comparisons - Vision

<b>Comparison</b>							
<b>Vision</b>	<b>Vision</b>	<b>Difference</b>	<b>SE</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>p<sub>bonferroni</sub></b>	
central	- peripheral	-0.499	0.171	-2.92	200	0.012	
central	- full	-0.828	0.171	-4.84	200	<.001	
full	- peripheral	0.329	0.171	1.92	200	0.168	

**C** Post Hoc Comparisons - Speed

<b>Comparison</b>							
<b>Speed</b>	<b>Speed</b>	<b>Difference</b>	<b>SE</b>	<b>t</b>	<b>df</b>	<b>p<sub>bonferroni</sub></b>	
1.4	- 2.0	-0.436	0.171	-2.547	200	0.035	
1.0	- 2.0	-0.539	0.171	-3.152	200	0.006	
1.0	- 1.4	-0.104	0.171	-0.605	200	1.000	

*Note.* **A)** Effet des facteurs vision et vitesse sur l'amplitude ML. **B)** Correction des résultats de l'effet du facteur vision par le test post-hoc de Bonferroni. **C)** Correction des résultats de l'effet du facteur vitesse par le test post-hoc de Bonferroni.



**Tableau 6**

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour l'amplitude bidimensionnelle.*

**A** Fixed Effect Omnibus tests

	F	Num df	Den df	p
Vision	3.26	2	192	0.041
Speed	4.46	2	192	0.013
Vision * Speed	1.68	4	192	0.157

Note. Satterthwaite method for degrees of freedom

**B** Post Hoc Comparisons - Vision

Comparison			Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Vision		Vision					
central	-	peripheral	-0.412	0.254	-1.622	200	0.319
central	-	full	-0.624	0.254	-2.457	200	0.045
full	-	peripheral	0.212	0.254	0.835	200	1.000

**C** Post Hoc Comparisons - Speed

Comparison			Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Speed		Speed					
1.4	-	2.0	-0.6752	0.254	-2.661	200	0.025
1.0	-	2.0	-0.6034	0.254	-2.378	200	0.055
1.0	-	1.4	0.0718	0.254	0.283	200	1.000

*Note.* **A)** Effet des facteurs vision et vitesse sur l'amplitude bidimensionnelle. **B)** Correction des résultats de l'effet du facteur vision par le test post-hoc de Bonferroni. **C)** Correction des résultats de l'effet du facteur vitesse par le test post-hoc de Bonferroni.

**Tableau 7***Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour la vitesse moyenne ML.***A** Fixed Effect Omnibus tests

	F	Num df	Den df	p
Vision	5.937	2	192	0.003
Speed	5.805	2	192	0.004
Vision * Speed	0.962	4	192	0.430

Note. Satterthwaite method for degrees of freedom

**B** Post Hoc Comparisons - Vision

Comparison			Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Vision		Vision					
central	-	peripheral	-0.0414	0.0249	-1.66	200	0.293
central	-	full	-0.0839	0.0249	-3.37	200	0.003
full	-	peripheral	0.0425	0.0249	1.71	200	0.267

**C** Post Hoc Comparisons - Speed

Comparison			Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Speed		Speed					
1.4	-	2.0	-0.0615	0.0249	-2.473	200	0.043
1.0	-	2.0	-0.0789	0.0249	-3.175	200	0.005
1.0	-	1.4	-0.0174	0.0249	-0.702	200	1.000

*Note.* **A)** Effet des facteurs vision et vitesse moyenne sur la vitesse ML. **B)** Correction des résultats de l'effet du facteur vision par le test post-hoc de Bonferroni. **C)** Correction des résultats de l'effet du facteur vitesse par le test post-hoc de Bonferroni.

Les résultats ont montré à la figure 8 un effet de la vision ( $F_{2,192} = 10.27$   $p < 0.001$ ), de la vitesse ( $F_{2,192} = 4.99$   $p = 0.008$ ) ainsi que de l'interaction vision\*vitesse ( $F_{2,192} = 2.98$   $p = 0.020$ ) sur la surface de la trajectoire bidimensionnelle par rapport au temps.

Les résultats du test de correction post-hoc de Bonferroni ont indiqué un effet significativement plus élevé entre la vision centrale et totale qu'entre la vision centrale et périphérique (tableau 8B). De plus, les résultats de la comparaison entre les vitesses  $1^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  sont

significativement plus élevés qu'entre la vitesse  $1.4^{\circ}.s^{-1}$  et  $2^{\circ}.s^{-1}$  (8C). Finalement, plusieurs résultats significatifs du test post-hoc pour l'interaction vision\*vitesse sont présentés dans l'annexe 2. Tous les résultats significatifs sont liés à la vision totale avec une vitesse de  $2^{\circ}.s^{-1}$ .

**Tableau 8**

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour la surface de la trajectoire bidimensionnelle par rapport au temps.*

**A** Fixed Effect Omnibus tests

	F	Num df	Den df	p
Vision	10.27	2	192	<.001
Speed	4.99	2	192	0.008
Vision * Speed	2.98	4	192	0.020

**B** Post Hoc Comparisons - Vision

Comparison			Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Vision		Vision					
central	-	peripheral	-0.1245	0.0475	-2.62	200	0.028
central	-	full	-0.2093	0.0475	-4.41	200	<.001
full	-	peripheral	0.0848	0.0475	1.79	200	0.227

**C** Post Hoc Comparisons - Speed

Comparison			Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Speed		Speed					
1.4	-	2.0	-0.0990	0.0475	-2.086	200	0.115
1.0	-	2.0	-0.1433	0.0475	-3.019	200	0.009
1.0	-	1.4	-0.0442	0.0475	-0.932	200	1.000

*Note.* **A)** Effet des facteurs vision et vitesse ainsi que de l'interaction vision\*vitesse sur la surface de la trajectoire bidimensionnelle par rapport au temps. **B)** Correction des résultats de l'effet du facteur vision par le test post-hoc de Bonferroni. **C)** Correction des résultats de l'effet du facteur vitesse par le test post-hoc de Bonferroni.

Dans le tableau 9 sont illustrés les résultats de l'énergie totale des oscillations ML. Ces derniers démontrent qu'il n'y a pas d'effet significatif des deux facteurs, hormis pour l'interaction vision\*vitesse ( $F_{4,192} = 2.91$   $p = 0.023$ ). Le test post-hoc de Bonferroni a indiqué uniquement deux comparaisons par paires significatives. Il s'agit de la comparaison entre la vision totale avec une rotation de  $1^{\circ}.s^{-1}$  et la vision totale avec une rotation de  $2^{\circ}.s^{-1}$  ( $p = 0.026$ ). Finalement, aucun résultat significatif n'a été constaté pour la vitesse moyenne bidimensionnelle et pour la fréquence dominante des oscillations ML.

**Tableau 9**

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour l'énergie totale des oscillations ML.*

Fixed Effect Omnibus tests				
	F	Num df	Den df	p
Vision	3.13	2	192	0.046
Speed	1.83	2	192	0.163
Vision * Speed	2.91	4	192	0.023

Note. Satterthwaite method for degrees of freedom

*Note. A)* Effet de l'interaction vision\*vitesse sur l'énergie totale des oscillations ML (voir annexe 3 pour les corrections par le test post-hoc de Bonferroni).

## 4 Discussion

L'objectif de ce travail était d'observer l'impact du champ visuel sur le contrôle postural en employant la perception du mouvement en RV. Plus spécifiquement, le but était d'analyser et de savoir quel serait le type de condition visuelle qui aurait le plus d'effet sur l'équilibre humain en induisant différents stimuli visuels (champ de vision (périphérique, central, total), vitesses de rotation ( $1^{\circ}.s^{-1}$ ,  $1.4^{\circ}.s^{-1}$ ,  $2^{\circ}.s^{-1}$ ) et rotations en *roll* (gauche, droite)). Avant de faire des analyses ciblées de l'effet de chaque facteur sur les différentes caractéristiques de l'équilibre, il était nécessaire de vérifier avec des analyses statistiques si oui ou non les différents stimuli visuels de la RV ont eu un effet sur le contrôle postural.

Les résultats ont montré un effet significatif des stimulations visuelles sur l'équilibre. En ce qui concerne la rotation gauche/droite de type *roll*, les résultats n'ont pas montré de différence significative entre les deux côtés. Pour la plupart des descripteurs de l'équilibre, le champ de vision a montré un effet significatif. Mais contrairement à ce que nous avons imaginé, les résultats du champ de vision indiquent un effet plus important de la vision totale sur l'équilibre. En revanche, les résultats des conditions de vitesse de rotation ont également révélé des résultats significatifs pour la plupart des descripteurs, et révèlent ce à quoi nous nous attendions : il y a une relation dose-effet de la vitesse de rotation sur l'équilibre.

### 4.1 Effet des stimulations visuelles sur l'équilibre

Conformément à l'hypothèse  $H_1$  de ce travail qui stipule que les stimulations ont un effet sur l'équilibre, les résultats du modèle mixte ont montré que certaines caractéristiques de l'équilibre sont influencées par les stimulations visuelles et d'autres non.

Afin de détecter rapidement les déséquilibres posturaux, le système visuel est fondamental (Isableu & Vuillerme, 2016). Des conditions empêchant une bonne entrée visuelle ou des déficiences au niveau de ce système affectent l'équilibre humain (Bednarczuk et al., 2021). Ces affirmations confirment les résultats de l'effet des stimulations visuelles sur l'équilibre. On peut alors affirmer que les conditions visuelles particulières que les sujets ont rencontrées dans cette expérience ont bel et bien eu un impact sur leur contrôle postural.

Lorsqu'un individu perçoit une scène en mouvement, cela induit une RPEV. Le déplacement du centre de gravité corporel accompagne dans un premier temps le sens du mouvement puis le centre de gravité corrige son inclinaison en se dirigeant dans le sens opposé au mouvement perçu (Bronstein, 1986). Cet auteur a remarqué que les sujets devenaient moins réceptifs au même stimulus lorsque c'était la seconde fois qu'ils y étaient exposés. Cela s'est perçu par une

RPEV diminuée. Cependant, les sujets de son étude n'ont pas amélioré leur RPEV lorsqu'ils étaient privés d'informations sensorielles au niveau des membres inférieurs. Il serait par conséquent raisonnable de penser que les sujets de cette expérience-ci ont eu une certaine habitude aux stimuli. Cela pourrait expliquer en partie pourquoi certains descripteurs de l'équilibre n'ont pas été influencés par l'effet des stimulations. Or, les sujets de cette expérience étaient dépourvus d'une partie de leurs informations sensorielles plantaires en raison de l'utilisation du tapis mousse, ce qui, selon Bronstein (1986), limiterait l'abaissement de leur RPEV. D'autre part, les stimulations envoyées par le casque de RV étaient rarement identiques puisque nous avons pris le soin de contrebalancer le sens de rotation ainsi que le champ de vision. De plus, la vitesse de rotation de l'image s'accélérait au fil du temps. C'est pourquoi il est difficile de s'imaginer que les sujets aient pu se familiariser avec les différents stimuli. Néanmoins, si les sujets se sont habitués aux stimulations, grâce à la mise en place du tapis mousse, nous espérons que cette habitude était suffisamment lente pour limiter les biais.

Il est malheureusement très difficile de tirer des conclusions sur les raisons pour lesquelles certaines caractéristiques telles que la vitesse moyenne ML, la vitesse moyenne bidimensionnelle ainsi que l'énergie totale des oscillations ML ont été plus influencées que les autres. En posturographie, les différences entre individus ou entre les conditions sont difficiles à retrouver dans les données. Ces différences sont quelque peu inhérentes. Par exemple, une personne a pu être déstabilisée principalement par le tapis mousse utilisé durant cette expérience car elle n'était pas habituée à se tenir debout sur ce type de matériaux. En effet, les pieds fonctionnent comme un organe d'équilibre. Ils contiennent de multiples mécanorécepteurs (sensibles au toucher, au contact, aux vibrations...) essentiels à la stabilisation du corps (Janin, 2016). Le tapis aurait possiblement pu davantage déstabiliser certains sujets que les stimulations visuelles. Il se peut aussi que le matériel employé lors d'expériences similaires dont nous nous sommes inspirés n'ait pas été exactement le même, ce qui peut avoir un impact différent sur le contrôle postural.

#### **4.2 Effet des rotations gauche/droite de type « roll » sur l'équilibre**

Les résultats de l'effet des rotations gauche/droite illustrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux côtés. Les oscillations corporelles restent identiques pour le côté gauche et droit. Aujourd'hui, il est communément admis qu'en l'absence de pathologie ou déficience, l'équilibre gauche/droite est symétrique.

### 4.3 Effet du champ de vision sur l'équilibre

L'hypothèse d'un effet du champ de vision sur l'équilibre est confirmée par nos résultats. La vision périphérique est davantage impliquée dans le maintien de l'équilibre de par sa sensibilité élevée aux scènes en mouvement et à la perception de l'auto-mouvement (Dichgans & Brandt, 1978). Il est pourtant surprenant de constater dans les résultats que ce n'est pas lorsque les sujets sont privés de leur vision périphérique qu'ils sont le plus déstabilisés, mais lorsqu'ils ont une vision totale de la scène.

La qualité de la scène visuelle peut donner l'impression ou non au sujet d'être totalement immergé dans le monde virtuel. Ce sentiment d'immersion dans un monde virtuel est appelé présence (Kelly et al., 2008). Riecke et al. (2006) ont constaté dans leur étude que lorsque les sujets percevaient une scène photoréaliste et la même scène mais avec une image légèrement brouillée, lavection et la présence étaient plus marquées chez le sujet lorsque la scène photoréaliste était nette. En effet, lorsque les participants de notre expérience portaient des lunettes ou avaient une petite tête, ils se sont parfois plaints d'un léger inconfort avec le casque et nous ont signalé une faible diminution de la netteté de l'image. Par conséquent, plus le sujet juge l'image ou la scène devant lui absurde en comparaison avec le monde réel, plus il y aura de chances que ce dernier sorte de l'illusion de la RV et risque alors d'ignorer la stimulation envoyée par le casque. Cela expliquerait peut-être pourquoi les participants de l'étude étaient plus perturbés avec la vision totale, puisque celle-ci paraissait plus réaliste que les deux autres types de vision.

Dans cette expérience, le sol ne bougeait pas mais l'information visuelle, elle, indiquait une salle en mouvement. Comme la vision périphérique est particulièrement sensible aux scènes en mouvement (Dichgans & Brandt, 1978), le fait d'enlever cette partie de la vision au sujet pourrait finalement lui être une aide. Cela empêcherait le sujet de se rendre compte que la pièce bouge. L'information proprioceptive des membres inférieurs ainsi que l'information visuelle seraient en accord sur le fait que la pièce est immobile. En revanche, lorsque les participants étaient soumis à la vision totale ou uniquement périphérique, ils avaient de moins bons résultats de posturographie. Dans ces deux cas de figure, les systèmes proprioceptif et visuel étaient en conflit puisque l'un indiquait du mouvement et l'autre non.

Les RPEV dues à un stimulus en mouvement rotatoire ou transversal sont moins importantes lorsque le sujet reçoit des stimulations dans son champ visuel central que dans son champ visuel périphérique. Mais lorsque la taille de la zone de stimulation est similaire, la vision centrale induit une plus grande RPEV (Stoffregen, 1985). Il est donc probable que la taille de la zone de stimulation ait davantage d'effet sur les RPEV que la nature de la zone stimulée (Guerraz &

Bronstein, 2008). Cela pourrait hypothétiquement expliquer pourquoi la vision totale dans notre étude a induit plus d'oscillations corporelles que les autres visions.

De plus, Kelly et al. ont remarqué en 2008 que la réduction du champ de vision dans le monde réel avait un impact sur la stabilisation du contrôle postural alors que dans des environnements virtuels non. Il peut être probable qu'il en soit de même pour la RV, mais cela reste une hypothèse qui nécessite plus d'investigations.

#### **4.4 Effet de la vitesse de rotation sur l'équilibre**

Mohebbi et al. (2020) ont constaté que la RPEV en RV augmentait proportionnellement à la vitesse de rotation jusqu'à un certain seuil et diminuait ensuite. Les résultats de cette étude ont pour la plupart confirmé les constatations de ces auteurs et semblent coïncider avec la littérature. Plus la vitesse de rotation est élevée, plus l'équilibre est affecté. Contrairement à l'étude de Mohebbi et al. (2020), nous n'avons pas remarqué de diminution des oscillations corporelles à un certain seuil, possiblement du fait que la vitesse de rotation la plus rapide n'était pas assez élevée.

#### **4.5 Biais et perspectives**

Les déséquilibres posturaux constatés dans cette expérience pourraient en partie être dus au fait que les sujets n'avaient pas la possibilité de voir leur propre corps. Amblard et al. (1985) ont montré que les références visuelles des propres mouvements d'un sujet amènent à maintenir une posture beaucoup plus stable. Sans ces informations, l'équilibre postural est détérioré. Cela pourrait éventuellement être un biais à cette expérience, dans la mesure où le casque de RV empêchait de se voir soi-même. Cependant, les participants devaient rester le plus immobile possible et garder la tête bien droite. Il est donc peu probable que les effets de leurs faibles amplitudes de mouvements les aient aidés, à l'exception peut-être des plus instables. Pour éviter cet éventuel biais, il serait intéressant de refaire cette expérience avec un casque de RV comprenant des interfaces motrices. Ce dernier détecte les actions motrices de l'utilisateur du casque de RV et transmet à l'ordinateur la réponse motrice adaptée (« Réalité virtuelle », 2021). De cette manière, l'utilisateur peut percevoir ses mouvements dans le monde virtuel (*interface motrice*, s. d.).

Les sujets avaient comme instruction de fixer le point rouge affiché au centre de l'image virtuelle durant toute l'expérience. La pièce tournait par rapport à l'axe perpendiculaire au mur qui passait par le point rouge. En fixant ce dernier, la personne percevait l'impression d'une rotation de type *roll*. Toutefois, si les sujets arrêtaient de fixer le point rouge et regardaient



ailleurs dans le champ de vision, ils auraient eu à la fois l'impression d'une rotation de type *roll* et de type *pitch* (correspond à la sensation de tanguer). Dans leur étude, Luo et al. (2018) ont constaté que l'équilibre des sujets étaient influencé différemment suivant la direction de la scènes virtuelles dynamique. Comme nous n'avions pas la possibilité de savoir si les sujets les plus curieux laissaient vagabonder leurs yeux, même si ces derniers étaient avertis des conditions à respecter, nous pouvons supposer que cela ait pu biaiser en partie certains résultats.

Il est aussi important de souligner qu'il existe une multitude de facteurs pouvant influencer l'équilibre. Par exemple, l'heure de la journée, le niveau d'anxiété, les données anthropométriques et l'âge sont des facteurs qui peuvent avoir un effet sur l'équilibre (Kwon et al., 2014; Ohno et al., 2004; Noé, 2016; Cooper et al., 2018; Hytönen et al., 1993). C'est pourquoi, dans l'étude de la posturographie, il est encore très difficile de détecter quel est exactement le facteur dominant sur le contrôle postural. Par exemple, Know et al. (2014) ont constaté que les capacités d'équilibre postural statique sont plus élevées le matin et plus faibles l'après-midi (Kwon et al., 2014). L'heure de la journée a pu alors biaiser en partie les résultats de cette expérience, étant donné que les participants étaient répartis tout au long de la journée, entre 8 heures le matin et 19 heures le soir. Pour être le plus juste possible, il aurait fallu faire passer les sujets tous au même moment de la journée. Le niveau d'anxiété est aussi un facteur influençant l'équilibre. Beaucoup de participants étaient un peu préoccupés au début de l'expérience. L'inconnu faisait peur. Pour la plupart, ils n'avaient jamais essayé de mettre un casque de RV et les matelas en prévention d'éventuelles chutes en impressionnaient certains. Ce facteur stress n'est pas à négliger et a probablement provoqué des effets indésirables sur les résultats. Ensuite, certains facteurs anthropométriques tels que la taille peuvent avoir un impact sur l'équilibre (Noé, 2016). A ce niveau-là non plus, les sujets n'étaient pas égaux. En revanche, ces facteurs ont été pour le mieux minimisés. Aucun sujet n'était en surpoids ou ne souffrait par exemple d'asymétrie des membres inférieurs (Noé, 2016). Le facteur âge produit aussi un effet sur l'équilibre, mais nous avons veillé à ce que l'écart d'âge des participants reste faible (21-43 ans). D'autres facteurs encore peuvent avoir des conséquences sur l'équilibre, cependant, il est difficile dans l'étude de la posturographie de contrôler chacun d'eux.

Finalement, il est nécessaire de préciser que le nombre de sujets est trop faible pour obtenir des résultats très valides des analyses statistiques. Il serait intéressant de refaire cette expérience avec un nombre beaucoup plus élevé de sujets, idéalement 240.

## 5 Conclusion

Le but de cette étude était d'analyser les effets du champ visuel sur le contrôle postural en RV. Afin d'analyser l'impact des trois différents champs visuels (périphérique, central, total), une stimulation rotatoire de type *roll* (gauche, droite) ainsi que trois vitesses de rotation ( $1^{\circ}.s^{-1}$ ,  $1.4^{\circ}.s^{-1}$ ,  $2^{\circ}.s^{-1}$ ) ont été induits durant l'expérience. Les résultats des analyses statistiques ont confirmé dans un premier temps les effets des différents stimuli visuels sur certaines caractéristiques de l'équilibre. Sans étonnement, les résultats ont confirmé la relation dose-effet de la vitesse de rotation sur l'équilibre et infirmé l'hypothèse d'une différence entre les rotations gauche/droite sur l'équilibre. Pour le champ de vision, les résultats ne coïncident pas avec la littérature. Cette dernière indique que le champ visuel le plus impliqué dans le contrôle postural est le champ périphérique (Dichgans & Brandt, 1978). Cependant, les résultats de ce travail indiquent que c'est la vision totale qui influence le plus le contrôle postural. Cela peut laisser supposer qu'en RV les effets du champ de vision sur l'équilibre se manifestent différemment, notamment en raison de la qualité ou de la modalité de l'image qui peut donner l'illusion d'une immersion totale ou non dans le monde virtuel. Si le sujet ne se sent pas en immersion totale, il risque d'ignorer le stimulus visuel. De plus, il est important de rappeler le nombre restreint de participants à cette étude. Pour avoir des résultats plus forts, il faudrait réaliser cette expérience avec 240 personnes. Avec 24 sujets, ce travail donne uniquement un premier aperçu des effets du champ visuel sur le contrôle postural en RV mais ne permet pas de tirer des conclusions scientifiquement fiables des observations faites. Il serait par conséquent intéressant de continuer les recherches dans ce domaine afin de compléter ces résultats qui introduisent de nouveaux questionnements au sujet de l'effet du champ de vision sur le contrôle postural en RV.

L'étude de l'équilibre a déjà fait l'objet de nombreuses recherches mais c'est un domaine complexe dont le champ de recherche possible reste immensément vaste. Le développement de la recherche dans ce domaine pourrait possiblement aider à la mise en place de programmes plus pertinents de prévention des chutes chez les seniors ainsi que permettre la mise en place de nouveaux tests spécifiques pour définir des profils à risque chez les personnes plus jeunes. De plus, ces connaissances pourraient être appliquées pour des entraînements sportifs demandant un haut niveau d'orientation dans l'espace tels que les sports acrobatiques (plongeon, ski acrobatique, gymnastique), mais cela reste hypothétique. Peu d'études ont été réalisées avec la technologie de la RV dans ce domaine. C'est pourquoi il serait pertinent de développer ce type de recherche afin d' étoffer les connaissances scientifiques dans ce secteur prometteur.

## Bibliographie

- ACS-O.pdf. (s. d.). Consulté 1 juin 2021, à l'adresse <https://amti.biz/PDFs/ACS-O.pdf>
- Akinrodoye, M. A., & Lui, F. (2021). Neuroanatomy, Somatic Nervous System. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK556027/>
- Amblard, B., Crémieux, J., Marchand, A. R., & Carblanc, A. (1985). Lateral orientation and stabilization of human stance : Static versus dynamic visual cues. *Experimental Brain Research*, 61(1), 21-37. <https://doi.org/10.1007/BF00235617>
- Bednarczuk, G., Wiszomirska, I., Rutkowska, I., & Skowroński, W. (2021). Role of vision in static balance in persons with and without visual impairments. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.21.06425-X>
- Billino, J., & Pilz, K. S. (2019). Motion perception as a model for perceptual aging. *Journal of Vision*, 19(4), 3-3. <https://doi.org/10.1167/19.4.3>
- Bonnet, M., & Abonnenc, M. (1978). [Use of spatial sonorous reference position in postural stabilization]. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 19(A), 43-44.
- Boyas, S. (2016). Proprioception et contrôle postural. Dans T. Paillard (éd.), *Posture et équilibration humaines* (p.81-94). Louvain-la-Neuve : De Boeck Supérieur.
- Brandt, T., Bartenstein, P., Janek, A., & Dieterich, M. (1998). Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain*, 121(9), 1749-1758. <https://doi.org/10.1093/brain/121.9.1749>
- Bronstein, A. M. (1986). Suppression of visually evoked postural responses. *Experimental Brain Research*, 63(3), 655-658. <https://doi.org/10.1007/BF00237488>
- Contrôle moteur. (2019). In *Wikipédia*. [https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Contr%C3%B4le\\_moteur&oldid=160429344](https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Contr%C3%B4le_moteur&oldid=160429344)
- Cooper, N., Cant, I., White, M. D., & Meyer, G. F. (2018). Perceptual assessment of environmental stability modulates postural sway. *PloS One*, 13(11), e0206218. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206218>
- Cropper, S. J., & Derrington, A. M. (1994). Motion of chromatic stimuli : First-order or second-order? *Vision Research*, 34(1), 49-58. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(94\)90256-9](https://doi.org/10.1016/0042-6989(94)90256-9)
- Derrington, A. M., Allen, H. A., & Delicato, L. S. (2004). Visual Mechanisms of Motion Analysis and Motion Perception. *Annual Review of Psychology*, 55(1), 181-205.

- <https://doi.org/10.1146/annurev.psych.55.090902.141903>
- Dichgans, J., & Brandt, T. (1978). Visual-Vestibular Interaction : Effects on Self-Motion Perception and Postural Control. In S. M. Anstis, J. Atkinson, C. Blakemore, O. Braddick, T. Brandt, F. W. Campbell, S. Coren, J. Dichgans, P. C. Dodwell, P. D. Eimas, J. M. Foley, R. Fox, L. Ganz, M. Garrett, E. J. Gibson, J. S. Girgus, M. M. Haith, Y. Hatwell, E. R. Hilgard, ... H.-L. Teuber (Éds.), *Perception* (p. 755-804). Springer.  
[https://doi.org/10.1007/978-3-642-46354-9\\_25](https://doi.org/10.1007/978-3-642-46354-9_25)
- Dichgans, J., Wist, E., Diener, H. C., & Brandt, T. (1975). The Aubert-Fleischl phenomenon : A temporal frequency effect on perceived velocity in afferent motion perception. *Experimental Brain Research*, 23(5), 529-533. <https://doi.org/10.1007/BF00234920>
- Dupui, P. (2016). Bases neurophysiologiques du contrôle postural. Dans T. Paillard (éd.), *Posture et équilibration humaines* (p.23-30). Louvain-la-Neuve : De Boeck Supérieur.
- El Beheiry, M., Doutreligne, S., Caporal, C., Ostertag, C., Dahan, M., & Masson, J.-B. (2019). Virtual Reality : Beyond Visualization. *Journal of Molecular Biology*, 431(7), 1315-1321. <https://doi.org/10.1016/j.jmb.2019.01.033>
- Guerraz, M., & Bronstein, A. M. (2008). Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 38(6), 391-398. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.007>
- Guerraz, M., & Day, B. L. (2005). Expectation and the vestibular control of balance. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 17(3), 463-469. <https://doi.org/10.1162/0898929053279540>
- Hasan, Z., & Stuart, D. G. (1988). Animal Solutions to Problems of Movement Control : The Role of Proprioceptors. *Annual Review of Neuroscience*, 11(1), 199-223. <https://doi.org/10.1146/annurev.ne.11.030188.001215>
- Hlavacka, F., & Saling, M. (1986). Compensation effect of visual biofeedback in upright posture control. *Activitas Nervosa Superior*, 28(3), 191-196.
- Hytönen, M., Pyykkö, I., Aalto, H., & Starck, J. (1993). Postural Control and Age. *Acta Otolaryngologica*, 113(2), 119-122. <https://doi.org/10.3109/00016489309135778>
- Interface motrice*. (s. d.). Consulté 13 juin 2021, à l'adresse [http://gdt.oqlf.gouv.qc.ca/ficheOqlf.aspx?Id\\_Fiche=8359347](http://gdt.oqlf.gouv.qc.ca/ficheOqlf.aspx?Id_Fiche=8359347)
- Isableu, B., & Vuillerme, N. (2016). Contrôle visuel de l'orientation et de l'équilibre postural. Dans T. Paillard (éd.), *Posture et équilibration humaines* (p.55-72). Louvain-la-Neuve : De Boeck Supérieur

- Janin, M. (2016). Sensibilité cutanée plantaire et contrôle postural. Dans T. Paillard (éd.), *Posture et équilibration humaines* (p.95-104). Louvain-la-Neuve : De Boeck Supérieur.
- Kelly, J. W., Riecke, B., Loomis, J. M., & Beall, A. C. (2008). Visual control of posture in real and virtual environments. *Perception & Psychophysics*, 70(1), 158-165.  
<https://doi.org/10.3758/PP.70.1.158>
- Kwon, Y. H., Choi, Y. W., Nam, S. H., & Lee, M. H. (2014). The Influence of Time of Day on Static and Dynamic Postural Control in Normal Adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(3), 409-412. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.409>
- Leca, R. (s.d.). culturestaps.com. <http://www.culturestaps.com/>
- Lund, S., & Broberg, C. (1983). Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiologica Scandinavica*, 117(2), 307-309. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1983.tb07212.x>
- Luo, H., Wang, X., Fan, M., Deng, L., Jian, C., Wei, M., & Luo, J. (2018). The Effect of Visual Stimuli on Stability and Complexity of Postural Control. *Frontiers in Neurology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00048>
- Mohebbi, A., Amiri, P., & Kearney, R. E. (2020). Contributions of Vision in Human Postural Control : A Virtual Reality-based Study. *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)*, 3347-3350.  
<https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9175605>
- Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, 82(3), 1622-1626.  
<https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.3.1622>
- Noé, F. (2016). Influence des facteurs anthropométriques sur le contrôle postural. Dans T. Paillard (éd.), *Posture et équilibration humaines* (p.143-150). Louvain-la-Neuve : De Boeck Supérieur.
- Oddsson, L. I. E., De Luca, C. J., & Meyer, P. F. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental Brain Research*, 156(4), 505-512.  
<https://doi.org/10.1007/s00221-003-1804-y>
- Ohno, H., Wada, M., Saitoh, J., Sunaga, N., & Nagai, M. (2004). The effect of anxiety on postural control in humans depends on visual information processing. *Neuroscience Letters*, 364(1), 37-39. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.04.014>
- Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines*. De Boeck Superieur.
- Park, D.-J. (2016). Effect of visual stimulus using central and peripheral visual field on postural control of normal subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(6),

- 1769-1771. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1769>
- Perrin, P., & Vibert, D. (2016). Système vestibulaire et contrôle postural. Dans T. Paillard (éd.), *Posture et équilibration humaines* (p.73-80). Louvain-la-Neuve: De Boeck Supérieur.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402-406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Réalité virtuelle. (2021). In *Wikipédia*. [https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=R%C3%A9alit%C3%A9\\_virtuelle&oldid=182893302](https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=R%C3%A9alit%C3%A9_virtuelle&oldid=182893302)
- Riecke, B. E., Schulte-Pelkum, J., Avraamides, M. N., Heyde, M. V. D., & Bühlhoff, H. H. (2006). Cognitive factors can influence self-motion perception (vection) in virtual reality. *ACM Transactions on Applied Perception*, 3(3), 194-216. <https://doi.org/10.1145/1166087.1166091>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part I : The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Röijezon, U., Clark, N. C., & Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1 : Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, 20(3), 368-377. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.008>
- Roll, J. P., & Roll, R. (1988). From eye to foot : A proprioceptive chain involved in postural control. *Posture and gait. Elsevier, Amsterdam*, 155-164.
- Satterthwaite (1946), "An Approximate Distribution of Variance Components", *Biometrics Bulletin*, 2: 110-114.
- Stoffregen, T. A. (1985). Flow structure versus retinal location in the optical control of stance. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 11(5), 554-565. <https://doi.org/10.1037//0096-1523.11.5.554>
- Thurrell, A. E., & Bronstein, A. M. (2002). Vection increases the magnitude and accuracy of visually evoked postural responses. *Exp Brain Res*, 147(4), 558-560. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1296-1>
- Trottet, L., Cane, F., Hofmeister, J., Duran, A., & Jarlborg, P. (s. d.). *TP 1 Introduction au système nerveux central*. 32.

## Annexe

### Annexe 1

Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour l'énergie totale des oscillations ML.

Post Hoc Comparisons - Vision \* Speed

Comparison					SE	t	df	pbonferroni	
Vision	Speed	Vision	Speed	Difference					
peripheral	1.4	-	peripheral	2.0	1.0067	0.606	1.6604	200	1.000
peripheral	1.4	-	central	2.0	-0.0559	0.606	-0.0922	200	1.000
peripheral	1.4	-	full	2.0	-0.1979	0.606	-0.3264	200	1.000
peripheral	1.0	-	peripheral	2.0	2.2664	0.606	3.7380	200	0.009
peripheral	1.0	-	peripheral	1.4	1.2597	0.606	2.0777	200	1.000
peripheral	1.0	-	central	2.0	1.2038	0.606	1.9855	200	1.000
peripheral	1.0	-	central	1.4	1.3207	0.606	2.1784	200	1.000
peripheral	1.0	-	full	2.0	1.0618	0.606	1.7513	200	1.000
peripheral	1.0	-	full	1.4	1.9372	0.606	3.1951	200	0.058
central	2.0	-	peripheral	2.0	1.0626	0.606	1.7526	200	1.000
central	2.0	-	full	2.0	-0.1420	0.606	-0.2342	200	1.000
central	1.4	-	peripheral	2.0	0.9456	0.606	1.5597	200	1.000
central	1.4	-	peripheral	1.4	-0.0611	0.606	-0.1007	200	1.000
central	1.4	-	central	2.0	-0.1170	0.606	-0.1929	200	1.000
central	1.4	-	full	2.0	-0.2589	0.606	-0.4271	200	1.000
central	1.4	-	full	1.4	0.6164	0.606	1.0167	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	2.0	0.4942	0.606	0.8151	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	1.4	-0.5125	0.606	-0.8453	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	1.0	-1.7722	0.606	-2.9229	200	0.139
central	1.0	-	central	2.0	-0.5684	0.606	-0.9375	200	1.000
central	1.0	-	central	1.4	-0.4514	0.606	-0.7446	200	1.000
central	1.0	-	full	2.0	-0.7104	0.606	-1.1716	200	1.000
central	1.0	-	full	1.4	0.1650	0.606	0.2722	200	1.000
central	1.0	-	full	1.0	0.2082	0.606	0.3433	200	1.000
full	2.0	-	peripheral	2.0	1.2046	0.606	1.9867	200	1.000
full	1.4	-	peripheral	2.0	0.3292	0.606	0.5429	200	1.000
full	1.4	-	peripheral	1.4	-0.6775	0.606	-1.1174	200	1.000
full	1.4	-	central	2.0	-0.7334	0.606	-1.2096	200	1.000
full	1.4	-	full	2.0	-0.8754	0.606	-1.4438	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	2.0	0.2860	0.606	0.4718	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	1.4	-0.7206	0.606	-1.1886	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	1.0	-1.9803	0.606	-3.2663	200	0.046
full	1.0	-	central	2.0	-0.7765	0.606	-1.2808	200	1.000
full	1.0	-	central	1.4	-0.6596	0.606	-1.0879	200	1.000
full	1.0	-	full	2.0	-0.9185	0.606	-1.5150	200	1.000

Post Hoc Comparisons - Vision \* Speed

Comparison												
Vision		Speed		Vision		Speed		Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
full		1.0	-	full		1.4		-0.0431	0.606	-0.0712	200	1.000

*Note.* Correction des résultats par le test post-hoc de Bonferroni de l'interaction vision\*vitesse sur l'énergie totale des oscillations ML. Il s'agit là de la première analyse statistique concernant l'effet des stimulations sur l'équilibre.

## Annexe 2

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour la surface de la trajectoire bidimensionnelle par rapport au temps.*

Post Hoc Comparisons - Vision \* Speed

Comparison					Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Vision	Speed		Vision	Speed					
peripheral	1.4	-	peripheral	2.0	-0.07948	0.0822	-0.967	200	1.000
peripheral	1.4	-	central	2.0	0.11494	0.0822	1.398	200	1.000
peripheral	1.4	-	full	2.0	-0.30875	0.0822	-3.756	200	0.008
peripheral	1.0	-	peripheral	2.0	-0.08818	0.0822	-1.073	200	1.000
peripheral	1.0	-	peripheral	1.4	-0.00870	0.0822	-0.106	200	1.000
peripheral	1.0	-	central	2.0	0.10625	0.0822	1.293	200	1.000
peripheral	1.0	-	central	1.4	0.07512	0.0822	0.914	200	1.000
peripheral	1.0	-	full	2.0	-0.31745	0.0822	-3.862	200	0.005
peripheral	1.0	-	full	1.4	-0.06876	0.0822	-0.836	200	1.000
central	2.0	-	peripheral	2.0	-0.19443	0.0822	-2.365	200	0.683
central	2.0	-	full	2.0	-0.42370	0.0822	-5.155	200	<.001
central	1.4	-	peripheral	2.0	-0.16330	0.0822	-1.987	200	1.000
central	1.4	-	peripheral	1.4	-0.08381	0.0822	-1.020	200	1.000
central	1.4	-	central	2.0	0.03113	0.0822	0.379	200	1.000
central	1.4	-	full	2.0	-0.39257	0.0822	-4.776	200	<.001
central	1.4	-	full	1.4	-0.14387	0.0822	-1.750	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	2.0	-0.18349	0.0822	-2.232	200	0.961
central	1.0	-	peripheral	1.4	-0.10400	0.0822	-1.265	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	1.0	-0.09531	0.0822	-1.159	200	1.000
central	1.0	-	central	2.0	0.01094	0.0822	0.133	200	1.000
central	1.0	-	central	1.4	-0.02019	0.0822	-0.246	200	1.000
central	1.0	-	full	2.0	-0.41276	0.0822	-5.021	200	<.001
central	1.0	-	full	1.4	-0.16406	0.0822	-1.996	200	1.000
central	1.0	-	full	1.0	-0.06024	0.0822	-0.733	200	1.000



Post Hoc Comparisons - Vision \* Speed

Comparison					Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Vision	Speed		Vision	Speed					
full	2.0	-	peripheral	2.0	0.22927	0.0822	2.789	200	0.209
full	1.4	-	peripheral	2.0	-0.01942	0.0822	-0.236	200	1.000
full	1.4	-	peripheral	1.4	0.06006	0.0822	0.731	200	1.000
full	1.4	-	central	2.0	0.17500	0.0822	2.129	200	1.000
full	1.4	-	full	2.0	-0.24869	0.0822	-3.026	200	0.101
full	1.0	-	peripheral	2.0	-0.12324	0.0822	-1.499	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	1.4	-0.04376	0.0822	-0.532	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	1.0	-0.03506	0.0822	-0.427	200	1.000
full	1.0	-	central	2.0	0.07118	0.0822	0.866	200	1.000
full	1.0	-	central	1.4	0.04005	0.0822	0.487	200	1.000
full	1.0	-	full	2.0	-0.35251	0.0822	-4.289	200	0.001
full	1.0	-	full	1.4	-0.10382	0.0822	-1.263	200	1.000

*Note.* Correction des résultats par le test post-hoc de Bonferroni de l'interaction vision\*vitesse pour la surface de la trajectoire bidimensionnelle par rapport au temps. Il s'agit là de la première analyse statistique concernant l'effet des stimulations sur l'équilibre.

### Annexe 3

*Résultats du modèle linéaire à effets mixtes pour l'énergie totale des oscillations ML.*

Post Hoc Comparisons - Vision \* Speed

Comparison					Difference	SE	t	df	p <sub>bonferroni</sub>
Vision	Speed		Vision	Speed					
peripheral	1.4	-	peripheral	2.0	-0.09401	0.569	-0.1651	200	1.000
peripheral	1.4	-	central	2.0	0.25107	0.569	0.4410	200	1.000
peripheral	1.4	-	full	2.0	-1.02817	0.569	-1.8061	200	1.000
peripheral	1.0	-	peripheral	2.0	0.65967	0.569	1.1588	200	1.000
peripheral	1.0	-	peripheral	1.4	0.75367	0.569	1.3239	200	1.000
peripheral	1.0	-	central	2.0	1.00475	0.569	1.7650	200	1.000
peripheral	1.0	-	central	1.4	1.23082	0.569	2.1621	200	1.000
peripheral	1.0	-	full	2.0	-0.27450	0.569	-0.4822	200	1.000
peripheral	1.0	-	full	1.4	0.65341	0.569	1.1478	200	1.000
central	2.0	-	peripheral	2.0	-0.34508	0.569	-0.6062	200	1.000
central	2.0	-	full	2.0	-1.27925	0.569	-2.2472	200	0.926
central	1.4	-	peripheral	2.0	-0.57116	0.569	-1.0033	200	1.000
central	1.4	-	peripheral	1.4	-0.47715	0.569	-0.8382	200	1.000
central	1.4	-	central	2.0	-0.22607	0.569	-0.3971	200	1.000

Post Hoc Comparisons - Vision \* Speed

Comparison					Difference	SE	t	df	pbonferroni
Vision	Speed		Vision	Speed					
central	1.4	-	full	2.0	-1.50532	0.569	-2.6443	200	0.318
central	1.4	-	full	1.4	-0.57741	0.569	-1.0143	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	2.0	-0.85610	0.569	-1.5039	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	1.4	-0.76210	0.569	-1.3387	200	1.000
central	1.0	-	peripheral	1.0	-1.51577	0.569	-2.6627	200	0.302
central	1.0	-	central	2.0	-0.51102	0.569	-0.8977	200	1.000
central	1.0	-	central	1.4	-0.28495	0.569	-0.5006	200	1.000
central	1.0	-	full	2.0	-1.79027	0.569	-3.1449	200	0.069
central	1.0	-	full	1.4	-0.86236	0.569	-1.5149	200	1.000
central	1.0	-	full	1.0	0.16179	0.569	0.2842	200	1.000
full	2.0	-	peripheral	2.0	0.93417	0.569	1.6410	200	1.000
full	1.4	-	peripheral	2.0	0.00626	0.569	0.0110	200	1.000
full	1.4	-	peripheral	1.4	0.10027	0.569	0.1761	200	1.000
full	1.4	-	central	2.0	0.35134	0.569	0.6172	200	1.000
full	1.4	-	full	2.0	-0.92791	0.569	-1.6300	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	2.0	-1.01789	0.569	-1.7881	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	1.4	-0.92388	0.569	-1.6229	200	1.000
full	1.0	-	peripheral	1.0	-1.67756	0.569	-2.9469	200	0.129
full	1.0	-	central	2.0	-0.67281	0.569	-1.1819	200	1.000
full	1.0	-	central	1.4	-0.44674	0.569	-0.7848	200	1.000
full	1.0	-	full	2.0	-1.95206	0.569	-3.4291	200	0.026
full	1.0	-	full	1.4	-1.02415	0.569	-1.7991	200	1.000

*Note.* Correction des résultats par le test post-hoc de Bonferroni de l'interaction vision\*vitesse sur l'énergie totale des oscillations ML. Il s'agit là de la seconde analyse statistique concernant l'effet des facteurs vision, vitesse et de leur interaction.