IFPEK Rennes

Institut de Formation en masso-kinésithérapie

Influence de l'information visuelle sur l'intégration des informations plantaires sur la statique d'adultes sains

Mémoire d'initiation à la recherche en Masso-kinésithérapie

UE27

Directeur de mémoire : Carole PUIL

Kévin LE TARGAT

Juin 2023

CHARTE ANTI-PLAGIAT

RESPECT DE LA DÉONTOLOGIE

QU'EST-CE QUE LE PLAGIAT ?

C'est lorsque vous présentez comme vôtre le travail d'une autre personne. Il s'agit d'un acte de contrefaçon, c'est un délit (conformément aux articles L. 335-2 du code de la propriété intellectuelle). Le fait d'omettre de citer ses sources, qu'elles proviennent d'internet, de document papier ou autre, est considéré comme un acte de plagiat.

Dans vos travaux de recherche documentaire, vous êtes fortement incité à reprendre les idées d'un auteur, à condition de ne pas avoir l'intention de dissimuler au lecteur de votre travail la paternité d'une idée, d'un propos ou d'une œuvre.

QU'EST-CE QUE JE RISQUE ?

Conformément à notre règlement intérieur (article 2-3-8) et de la gravité de la fraude commise, le conseil de discipline peut se prononcer sur :

- Un avertissement ;
- La nullité de l'épreuve (note : 0/20);
- L'exclusion avec sursis / temporaire / définitive;
- L'inscription du méfait au dossier scolaire.

Et selon le Code de l'Education, les risques encourus sont de :

- 300 000 euros d'amendes
- 3 ans d'emprisonnement

NOTRE CAMPAGNE DE PREVENTION DU PLAGIAT

L'Association IFPEK est engagée dans une politique anti-plagiat, comprenant la rédaction de la présente charte, l'intégration de cette charte dans notre règlement intérieur et la correction des travaux étudiants par le logiciel anti-plagiat Compilatio.net.

ENGAGEMENT ETUDIANT

Je, soussigné(e) ....Kévin LE TARGAT...., étudiant à l'IFPEK, déclare avoir bien pris connaissance des règles et sanctions appliquées en cas de plagiat, inscrites dans le règlement intérieur de mon Institut de Formation et m'engage sur l'honneur à ne pas commettre de plagiat, ni de contrefaçon dans mes travaux écrits quels qu'ils soient, et cela durant tout mon parcours de formation à l'IFPEK.

Afin d'éviter le plagiat ou la contrefaçon, je m'engage à citer mes sources lorsque je fais référence à l'idée, à l'opinion ou à la théorie d'une autre personne ; à chaque utilisation de données, résultats, illustrations, citations textuelles de paroles ou d'écrits d'autrui. S'il y a manquement à ces règles, l'IFPEK sera susceptible d'appliquer lesdites sanctions.

Nom, prénom de l'étudiant Kévin LE TARGAT

Fait à Rennes, le 05/02/2023

Signature :

ENGAGEMENT ETUDIANT

Je soussigné(e), ...Kévin LE TARGAT....., étudiant(e) IFPEK en :

❒ Pédicurie-Podologie ❒ Ergothérapie ☒ Masso-kinésithérapie

- ☑ Reconnaîs avoir pris connaissance de la procédure IFPEK « Procédure Interne Ethique Recherche Etudiante »
- ☑ Accepte les conditions de réalisation des projets au sein de l'IFPEK
- ☑ M'engage à respecter toutes les étapes définies dans la procédure, durant toute la durée de mes études au sein de l'IFPEK, et notamment :
  - Le recueil des consentements auprès des personnes interrogées dans le cadre de mes projets,
  - L'anonymisation des personnes interrogées et des données collectées,
  - La non diffusion de ces données en dehors du cadre pédagogique,
  - La destruction des données brutes recueillies à l'issue du projet.

En cas de manquement à ces différentes règles, l'IFPEK sera susceptible d'appliquer des sanctions notamment si des plaintes ou réclamations sont déposées par des personnes interrogées (avertissement, conseil de discipline, …).

Fait en deux exemplaires à RENNES , le 05/02/2023

L'étudiant IFPEK
(lu et approuvé)

"Lu et approuvé"

Nom : LE TARGAT Prénom : Kévin

Title: Influence of visual information on plantar information integration on healthy adults' statics

Titre : Influence de l'information visuelle sur l'intégration des informations plantaires sur la statique d'adultes sains

Abstract:

Aim: The control of static balance relies on several systems that function simultaneously to stabilize the individual. Indeed, the visual, vestibular and somesthetic systems give sensory information to the SN so that it commands adapted muscular responses. The disturbance of one or more of these systems induces destabilization. « Sensory reweighting » is a compensation system in which the body adapts to the environment and modifies the use of information from each system. Several visual characteristics seem to influence static equilibrium (such as distance or the nature of the information). The interposition of a foam seems to increase postural oscillations. Some studies have looked at the interaction of these two systems but with different visual experimental conditions. Our objective is therefore to determine which visual information is taken into account to stabilize the individual and what are the possible interactions and compensations with the podal information.

Method: 145 subjects participated in the inclusion phase which corresponded to an orthoptic assessment. 76 were selected for phase 2. It included 54 static recordings on a stabilometric platform under different visual (no target, target, textured target, eyes closed) and podal conditions (foam or not). The movement of the center of pressure was analyzed.

Results: The results show a significant effect of distance with participants more stable at 40cm than at 200cm. Moreover, we also note an effect of the target, with the textured target significantly more stable than the simple target or without target. On the other hand, no significant difference was found with the interposition of Depron ® foam.

Conclusion : This study shows that there is an influence of vision and distance on static balance in healthy adults. In contrast, there was no effect of foam. Further studies are needed to better understand the role of plantar information and its evaluation (on different populations and in different tasks).

Résumé :

Présentation : Le contrôle de l'équilibre statique repose sur plusieurs systèmes qui fonctionnent simultanément afin de stabiliser l'individu. En effet, les systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique donnent des informations sensorielles au SN afin que celui-ci commande des réponses musculaires adaptées. La perturbation d'un ou de plusieurs de ces systèmes induits des déstabilisations. La repondération sensorielle est un système de compensation dans lequel le corps s'adapte à l'environnement et modifie l'utilisation des informations de chaque système. Plusieurs caractéristiques visuelles semblent influencer l'équilibre statique (comme la distance ou encore la nature de l'information). L'interposition d'une mousse semble augmenter les oscillations posturales. Quelques études se sont

intéressées à l'interaction de ces 2 systèmes mais avec des conditions expérimentales visuelles différentes.

Notre objectif est donc de déterminer quelles informations visuelles sont prises en compte pour stabiliser l'individu et quels sont les possibles interactions et compensations avec les informations podales.

Méthode : 145 sujets ont participé à la phase d'inclusion qui correspondait à un bilan orthoptique. 76 ont été sélectionnés pour la phase 2. Elle comprenait 54 enregistrements statiques sur plateforme stabilométrique selon différentes conditions visuelles (pas de cible, cible, cible texturée, yeux fermés) et podales (mousse ou non). Le mouvement du centre de pression a été analysé.

Résultats : Les résultats montrent un effet significatif de la distance avec des participants plus stables à 40cm qu'à 200cm. De plus, on note également un effet de la cible, avec la cible texturée significativement plus stable que la cible simple ou sans cible. En revanche, aucune différence significative n'est retrouvée avec l'interposition de mousse Dépron ®.

Conclusion : Cette étude montre qu'il existe une influence de la vision et de la distance sur l'équilibre statique chez des adultes sains. En revanche, on ne note aucun effet de la mousse. D'autres études doivent être mises en place pour mieux comprendre le rôle de l'information plantaire et son évaluation (sur différentes populations et dans différentes tâches).

Mots-clés anglais : Static balance, postural control, visual information, podal integration

Mots-clés français : Équilibre statique, contrôle postural, informations visuelles, intégration podale

INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE :
12 rue Jean Louis Bertrand, 35000, Rennes
MEMOIRE D'INITIATION A LA RECHERCHE EN MASSO-KINESITHERAPIE - 2023

Remerciements :

En premier lieu, je souhaiterais remercier ma directrice de mémoire Carole PUIL sans qui ce mémoire aurait été impossible. Je la remercie pour son incroyable investissement, ses conseils, sa pertinence ainsi que pour son soutien dans les difficultés que j'ai éprouvé cette année. Merci aux personnes qui m'ont conseillé dans ce projet ainsi que celles qui ont pris le temps de lire et relire ce mémoire.

Je tenais à remercier l'ensemble des participants de cette expérience qui sont au nombre de 145.

J'adresse aussi mes remerciements à ma famille, mes parents et mon frère qui m'ont soutenu durant ces 4 années et m'ont permis d'aboutir à ce projet professionnel.

Enfin j'adresse mes remerciements à mes collègues de promotion sans qui ses 4 années auraient été bien moins abouties.

Table des matières

I- Introduction 1

II- Revue de littérature 3

1- Équilibre et posture 3

2- Contrôle postural 5

1) Généralités 5
2) Stratégies de maintien de la posture 7
3) Évaluation 9

3- Organisation du système moteur 10

1) Systèmes mis en jeu 10
2) Voies descendantes motrices 11
3) Voies spinales 12
4) Système musculaire effecteur 13

4- Organisation des entrées sensorielles 15

1) Le système vestibulaire 15
2) Le système visuel 19
3) Système somesthésique 25

III- Synthèse et objectifs 40

IV- Méthode 43

1- Population 43

1) Critères d'inclusion 43
2) Critères exclusion 45

2- Population 45

1) Déroulé général 45
2) Analyse 48

V- Résultats 50

1- Phase d'inclusion 50

2- Données anthropométriques 51

3- Sélection d'une information sur les répétitions 51

4- Conditions expérimentales et impact sur le mouvement du CoP 52

1) Distance du mur 52
2) Effet de la cible sur le CoP 52
5) Effet de la mousse sur le CoP 54
6) Effet du mur sur le CoP 55
7) Effets d'interaction 56
8) Quotients plantaires 57
9) Quotients de Romberg 58

VI- Discussion 58

1- Résultats principaux 58

2- Cohérence externe 59

3- Cohérence interne 64

1) Forces 64
2) Limites 64

4- Perspectives 65

1) Suite 65
2) Liens avec la masso-kinésithérapie 68

VII- Conclusion 70

VIII- Bibliographie 71

Tables des abbréviations :

AP = Antero-posterieur
CoM = Centre de masse
CoP= Centre de pression
CG = Centre de gravité
CGL = Corps genouillé latéral
DF = Droit fémoral
EMG = Electromyogramme
FNM = Fuseau neuro musculaire
GF= Grand fessier
LEH = Long extenseur de l'hallux
LEO = Long extenseur des orteils
LFH = Long flechisseur de l'hallux
LFO = Long flechisseur des orteils
MF = Moyen fessier
ML = Médio-latéral
OTG = Organes tendineux de Golgi
SNC = Système nerveux central
PF = Petit fessier
QR = Quotient de Romberg
QP = Quotient plantaire
TA = Tibial antérieur
TFL = Tenseur du fascia lata
YBT = Y balance test
YF = Yeux fermés
YO = Yeux ouverts

Table des Figures :

Figure 1: Schématisation d'un sujet en équilibre sur un support. 4

Figure 2 : Les Stratégies de hanche et de cheville (D. Winter, 1995) 9

Figure 3 : Organisation du contrôle moteur (Vibert et al., 2019) 11

Figure 4 : Anatomie des voies descendantes et ascendantes au niveau de la moelle épinière 12

Figure 5 : Groupes musculaires impliqués dans l'équilibre orthostatique (Le Goïc, 2013) 14

Figure 6 : Anatomie du système vestibulaire (Purves et al., 2011) 17

Figure 7 : A : Anatomie de l'œil humain. B : Voies visuelles primaires (Purves et al, 2011) 20

Figure 8 : Illustration des différentes images utilisées lors du protocole de Van Asten (1988). Les modèles de stimulus présentés au sujet. Les modèles WI, W2, W3, ont été utilisé pour simuler un mur mobile et les modèles T1 et T2, ont été utilisés pour simuler un tunnel mobile. 24

Figure 9 : (1) Localisation des récepteurs sensitifs (Purves et al., 2011). (2) Mécanorécepteurs de la sole plantaire (Kennedy et Ingles, 2002) 27

Figure 10 : Anatomie d'un fuseau neuromusculaire (Purves et al, 2011) 28

Figure 11 : Anatomie d'un OTG (Purves et al, 2011) 29

Figure 12 : Trajet de la voie lemniscale (Purves et al, 2011) 31

Figure 13 : Environnement de prise de mesures de Pimouss3 50

Figure 14 : Effet de la distance sur la longueur du CoP 52

Figure 15 : Effet des informations visuelles sur la longueur du CoP 53

Figure 16 : Effet seul des cibles sur la longueur du CoP 53

Figure 17 : Effet des de la condition mousse vs contrôle sur le CoP 55

Figure 18 : Effet de l'environnement sur la longueur du CoP en condition CT 55

Figure 19 : Effet de l'environnement sur la longueur du CoP en condition mousse vs CT 56

Figure 20 : a : Effet des cibles sur le QP ; b : Effet de la distance sur le QP 57

Figure 21 : a : Effet des cibles sur le QR ; b : Effet de la distance sur le QR 58

Figure 22 : Exemple de semelles texturée (Nurse et al., 2005) 67

Tables des Tableaux :

Tableau 1: Caractéristiques des différents types de muscles striés squelettique d'après (Purves et al., 2011)__ 13

Tableau 2 : Description du système vestibulaire d'après (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011) _____ 17

Tableau 3: Caractéristiques des photorécepteurs de l'œil d'après (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011) ___ 20

Tableau 4 : Caractéristiques des récepteurs cutanés et sous cutanés d'après (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011)_____ 26

Tableau 5: Caractéristiques des Mécanorécepteurs (Kandel et al, 2013 ; Purves et al, 2011) _____ 29

Tableau 6 : Détails des conditions expérimentales_____ 47

Tableau 7 : Données anthropométriques des participants _____ 51

Tableau 8 : Effet d'Interaction de la distance par rapport aux cibles_____ 56

Tableau 9 : Importance des informations podales_____ 57

Tables des annexes :

Annexe 1 : Demande d'attestation d'éthique pour le projet de recherche_____ *76*

Annexe 2 : Attestation de conformité à l'éthique de la recherche_____*111*

Annexe 3 : Bilan orthoptique_____*113*

Annexe 4 : Trame phase 2 : stabilométrie_____*120*

I- Introduction

La pratique de la masso-kinésithérapie comporte la promotion de la santé, la prévention, le diagnostic kinésithérapique et le traitement :

- Des troubles du mouvement ou de la motricité de la personne
- Des déficiences ou des altérations des capacités fonctionnelles (JORF, 2016).

Son champ d'application est très large : traumatologie, neurologie, rhumatologie, respiratoire etc… La prise en charge des troubles de l'équilibre est quotidienne et les causes de ceux-ci sont multiples. En effet de nombreuses pathologies affectent et modifient l'équilibre et/ou le contrôle postural, élément indispensable pour la marche et de nombreuses activités de la vie quotidienne (Massion, 1995). Les troubles de l'équilibre ont des étiologies diverses : médicamenteuse, faiblesse musculaire, trouble de l'oreille interne, trouble de la vision, pathologies neurologiques. De plus, ces troubles de l'équilibre augmentent le risque de chute qui est un risque de mortalité, en particulier chez les personnes âgées (Rubenstein, 2006) qui sont particulièrement touchées par ces pathologies. En effet, un tiers des personnes de plus de 65 ans chutent chaque année entrainant environ 10000 décès par an et de nombreux traumatismes comme les fractures du col du fémur. De même le taux de mortalité augmente avec l'âge (Thélot, 2017).

L'âge modifie les différents systèmes impliqués dans l'équilibre postural. Plusieurs études montrent que les systèmes visuel, vestibulaire ou encore proprioceptif faiblissent avec l'âge et donc augmentent le risque de chute qui est le premier facteur de morbidité chez la personne âgée. Il parait donc essentiel de connaitre les différents mécanismes de maintien du contrôle postural et de l'équilibre afin de pouvoir prévenir et traiter ces troubles.

La posture peut être définie comme la position relative de l'ensemble des segments corporels à un instant donné (J. Paillard, 1976 ; Massion, 1998). Chez l'homme, elle correspond à la position debout érigée. Ce sont les informations visuelles, vestibulaires, proprioceptives et somesthésiques transmises puis interprétées par le système nerveux central (SNC) qui permettent le contrôle de la posture (Peterka, 2002).

Afin de comprendre le fonctionnement du contrôle postural et son rôle dans l'équilibre, plusieurs études ont perturbé l'information fournie aux différents systèmes afin de comprendre les adaptations du corps à ces stimuli. La perturbation visuelle, largement étudiée, montre une augmentation des oscillations posturales les yeux fermés (30%), traduisant un déséquilibre (Romberg et al., 1857). De la même façon, l'information plantaire a également été étudiée soit par augmentation de l'information (stimulation électrique) soit par diminution (anesthésie, interposition de plaque de mousse). Les résultats montrent une augmentation des oscillations sur mousse par rapport au sol dur (Patel, Fransson, Lush, & Gomez, 2008). On remarque, malgré tout, un manque d'harmonisation des conditions expérimentales tant au niveau des conditions visuelles que des mousses utilisées. Tout cela rend difficile la comparaison entre ces différentes études. Il parait donc important de standardiser tant au niveau expérimental qu'au niveau clinique les conditions de passation des sujets afin d'avoir une analyse clinique juste et reproductible.

Après avoir exposé les composants impliqués dans le système postural, nous présenterons le protocole expérimental mis en place et analyserons les résultats obtenus. Ce protocole vise à répondre à la problématique suivante : « Quel est l'influence des informations visuelles sur l'intégration des informations plantaires concernant la statique d'adultes sains ».

Puis nous discuterons ces résultats et leurs apports scientifiques cliniques.

Ce travail rentre dans un projet plus global de thèse en Sciences de l'analyse du mouvement (UFR STAPS de l'université de Rennes 2) de Carole PUIL. Cette étude est la 3ème expérimentation au sein du projet de thèse.

II- Revue de littérature

1- Équilibre et posture

La réalisation des actes du quotidien nécessite en premier lieu de disposer d'une posture stable (Massion, 1995). Elle est essentielle lors de la locomotion ou encore des gestes de préhension réalisées par les membres supérieurs.

La posture préférentielle chez l'homme correspond à la position orthostatique, c'est à dire la station debout érigée. Elle est acquise et maintenue à la fois par des caractéristiques morphologiques et par les contraintes exercées par l'environnement (J. Paillard, 1971). La posture est généralement définie comme la position relative de l'ensemble des segments corporels à un instant donné (J. Paillard, 1976 ; Massion, 1998). Elle décrit l'orientation de tout segment du corps par rapport au vecteur gravitationnel. Il s'agit d'une mesure angulaire par rapport à la verticale (Winter, 1995).

L'équilibre est un terme générique décrivant la dynamique de la posture du corps pour prévenir la chute. Il est lié aux forces d'inertie agissant sur le corps et aux caractéristiques d'inertie des segments du corps (D. Winter, 1995). Le but de l'équilibre est de maintenir la posture malgré les forces de contraintes et en dépit des perturbations internes ou venant de « l'extérieur ». L'équilibre et la posture sont donc intimement liés. En effet, le maintien de la posture correspond à la conservation du corps en équilibre. Elle est donc continuellement ajustée pendant l'exécution des différents mouvements grâce à l'intégration multisensorielle (entrées visuelles, vestibulaires et proprioceptives) (Peterka, 2002 ; D. Winter, 1995).

Mécaniquement, la notion d'équilibre est régie par les lois newtoniennes : un système est en équilibre lorsque la somme des forces et des moments de force agissant en tout point sur celui-ci est nulle. Tout corps A exerçant une force sur un corps B subit une force d'intensité égale, de même direction mais de sens opposé, exercée par le corps B (Loi Newton). Tout objet appartenant au système terrestre subit le Poids. La gravité terrestre attire en effet tout corps avec une masse vers le centre de la terre. Cette force agit de haut en bas et son point d'application est le centre de masse (CoM). A l'inverse, la résultante des forces de réactions,

qui soutient le corps et qui est de sens opposé, à comme point d'application le centre de pression (CoP) (Figure 1).

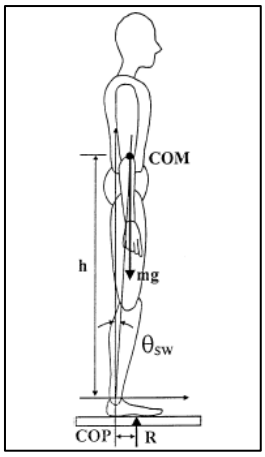


Figure 1: Schématisation d'un sujet en équilibre sur un support.

P est le poids corporel s'appliquant au CM du sujet, R la force de réaction au sol s'appliquant au niveau du CP, d la distance entre la ligne d'action de R et C, l la distance entre la ligne d'action de P et C. La distance entre C et le CM est considérée comme constante (Winter 2001)

En réalité cette situation d'équilibre parfait des forces n'arrive presque jamais car l'individu est constamment soumis à des perturbations, qu'elles soient internes (mouvements musculo-squelettiques, respiration, muscles lisses) ou externes (issues de l'environnement). En effet, les mouvements corporels liés à la respiration créent une perturbation du système postural (Hunter & Kearney, 1981). Certains mouvements continus du corps proviennent des mouvements respiratoires, cardiaques et liquidiens (Conforto et al., 2001). Ainsi, l'homme n'est jamais en situation de parfait équilibre mais en recherche constante de cet équilibre.

En condition orthostatique, les variations du CoP sont corrélées à celles du CoM (J. W. Błaszczyk, 2008). L'équilibre se définit donc par les relations qui existent entre ces 2 paramètres (SwayRatio). En condition statique, l'équilibre est maintenu lorsque la projection du CoM se situe à l'intérieur du polygone de sustentation (correspondant à la surface d'appui au sol et nommée base de support (BS)).

Pour maintenir l'équilibre, le système nerveux doit contrôler la position et le mouvement du CoM, ainsi que la rotation du corps autour de ce point. Le CoM est un point qui représente la position moyenne de la masse totale du corps (Kandel et al., 2013). Son emplacement, lorsqu'il est soumis aux forces extérieures, n'est pas fixe et dépend de la position des segments les uns par rapport aux autres. Lors de la position statique debout, celui-ci se situe au niveau de l'abdomen (environ 20mm en avant de L2). En revanche, lors d'une flexion de hanche, par exemple, il se situe vers l'avant à l'extérieur du corps (Kandel et al., 2013).

Le corps étant toujours en mouvement, même lors d'une tâche statique, le CoM se déplace constamment par rapport à la base d'appui. L'instabilité posturale est conduite par la vitesse à laquelle se déplace le CoM vers la limite de la base de support et par la projection du CoM hors de cette base. Dans ces conditions, le déséquilibre survient.
Nous avons donc vu et défini ce qu'était l'équilibre et la posture ainsi que les règles et les lois nécessaires afin de maintenir cet équilibre. Dans la prochaine partie, nous allons nous intéresser au contrôle postural et aux différents systèmes mis en jeu pour contrôler cet équilibre.

2- Contrôle postural

1) Généralités

La stabilité posturale est très dépendante d'un système de contrôle continuellement actif : le contrôle postural (D. Winter, 1995). Il se base sur l'intégration d'informations venant des différents systèmes sensoriels. Ces systèmes envoient des afférences par différentes voies. Elles sont ensuite intégrées et interprétées par le SNC qui transmet les réponses effectrices au système musculaire.

La finalité du contrôle postural est triple : participer à l'élaboration des représentations spatiales, assurer l'équilibre, et fournir une base stabilisée à l'action (Pérennou, 2012). Les deux principaux objectifs fonctionnels du contrôle postural sont donc l'orientation posturale et l'équilibre postural.

Le contrôle postural est une habileté motrice qui découle de l'interaction entre des processus sensorimoteurs complexes qui sont nécessaires à la perception et à l'action et qui remplit deux fonctions : l'orientation spatiale et l'équilibration (F. B. Horak, 2006; Paillard, 1986).

La fonction d'orientation posturale permet d'orienter, de calculer et de planifier une action précise par rapport à l'environnement extérieur. La position des segments corporels les uns par rapport aux autres détermine la manière dont notre corps va interagir avec l'environnement (Massion, 1995; Berthoz & Viaud-Delmon, 1999). La fonction d'orientation du corps dans l'espace constitue une interface avec l'environnement en intégrant la gravité,

les caractéristiques de la surface d'appui, l'environnement visuel ou encore les rétroactions sensorielles intéroceptives (Le Goïc, 2013). Les informations sensorielles provenant des systèmes somatosensoriel, vestibulaire et visuel sont intégrées puis transmises au SNC. La proportion donnée à chaque système dépend de plusieurs paramètres (comme les objectifs du mouvement ou encore du contexte) (Peterka, 2002).

La fonction d'équilibration permet le maintien de l'équilibre et renvoie aux mécanismes impliqués dans le contrôle postural. Lors des différentes perturbations soumises à l'individu, elle a pour objectif de coordonner les stratégies de mouvement afin de stabiliser le CoM. La stratégie mise en place dépend à la fois des caractéristiques du déplacement postural, mais également des attentes, des objectifs et de l'expérience antérieure de l'individu ou encore de ses capacités intrinsèques (F. B. Horak, 2006).

En environnement stable, les personnes saines se basent approximativement à 70% sur des informations somatosensorielles, 10% sur la vision et 20% sur des informations vestibulaires (Le Goïc, 2013). La proportion des informations sensorielles utilisées varie lorsque la personne se situe en environnement instable (F. B. Horak, 2009).
Si on prend l'exemple de la locomotion, le système visuel sert à planifier le mouvement ou encore éviter les obstacles, le système vestibulaire envoi des informations relatives aux accélérations linéaires et angulaires de la tête et le système somato-sensoriel détecte la position et la vitesse des segments corporels par rapport à l'environnement. Les mécanorécepteurs cutanés plantaires contribuent à maintenir la stabilité en détectant le déplacement, les vibrations, et l'accélération de la peau (Purves et al., 2011).

La position statique érigée nécessite deux actions :

- La lutte contre la gravité qui correspond au maintien du CoM à une certaine hauteur
- La conservation de l'équilibre qui correspond au contrôle de la trajectoire du CoM dans le plan horizontal.

Le contrôle de cette position dépend donc d'informations sensorielles multiples qui sont traitées simultanément afin de détecter l'automouvement. Ceci permet au corps une réponse musculaire adaptée. Cette estimation du déplacement de son propre corps dépend des différents systèmes visuel, vestibulaire et somatosensoriel qui, lorsque qu'ils sont perturbés,

entrainent une augmentation du balancement corporel (Lee & Lishman, 1975; Kavounoudias et al., 1999; Day et al., 1997). L'intégration de ces informations sensorielles s'effectue de manière dynamique et semble être régulée en fonction des conditions environnementales et des informations sensorielles disponibles. Ce processus se nomme « repondération sensorielle » (Oie et al., 2002; Peterka & Loughlin, 2004; Kiemel et al., 2002). Il correspond à la modulation de l'importance d'une entrée sensorielle par rapport à une autre. Par exemple lors d'une tache statique, les yeux fermés, sur une surface plane, la principale source d'information sensorielle est proprioceptive. En revanche, si cette plateforme bouge alors la source principale passe de proprioceptive à vestibulaire. On retrouve également ceci lors d'une lésion neurologique comme l'ataxie proprioceptive ou l'ataxie cérébelleuse. La première accorde une dépendance accrue au système visuel alors que la seconde beaucoup moins. De nombreuses études ont montré l'interaction et ce phénomène entre 2 systèmes (F. B. Horak & Macpherson, 1996; Peterka & Loughlin, 2004; Oie et al., 2002; Kiemel et al., 2002). Hwang et al., ont prouvé cette interaction entre les 3 modalités d'entrées sensorielles, illustrant les solutions multiples de pondération disponibles (Hwang et al., 2014).

2) Stratégies de maintien de la posture

Un modèle a été défini pour comprendre la dynamique posturale et l'interaction entre le CoP et le CoM permettant d'assurer l'équilibre de la station debout chez l'humain : le modèle du pendule inversé (L. M. Nashner, 1971 D. Winter, 1995; Gurfinkel, 1973). Le corps solide oscillerait autour de la cheville et le déplacement du CoP dans une direction entrainerait une accélération du CoM dans la direction opposée (D. A. Winter et al., 1998).

La distinction entre stratégie et synergie a été introduite par Faye Horak et Lewis Nashner en 1986 (F. B. Horak & Nashner, 1986). Les stratégies concernent la cinématique et donc le changement de géométrie corporelle. Plusieurs stratégies sont mises en évidence afin de contrôler l'équilibre face aux différentes perturbations et seraient au nombre de 4 : la stratégie de cheville, la stratégie de hanche, la stratégie verticale (abaissement du CG) et la stratégie du pas avant ou arrière (F. B. Horak & Nashner, 1986; L. M. Nashner & McCollum, 1985).

Selon certains auteurs, la mise en place de ces stratégies serait différente en fonction de l'axe dans lequel on se place (AP/ML) (D. A. Winter et al., 1998) (Figure 2). En effet la stratégie de cheville serait une stratégie de maintien de l'équilibre dans l'axe antéro-postérieur. Elle correspondrait à un déplacement du CoP en avant lors de la contraction des fléchisseurs plantaires (Triceps sural principalement) et en arrière lors de la contraction des fléchisseurs dorsaux (Tibial antérieur principalement). Elle implique donc un changement d'angle articulaire au niveau de la cheville tout en gardant les genoux et les hanches relativement immobiles (L. M. Nashner, 1976). D'après ces auteurs, elle serait la stratégie la plus adaptée pour se stabiliser sur un support fixe et rigide.

La stratégie de hanche serait mise en place pour le déplacement du CoP sur l'axe medio-latéral. Une contraction des abducteurs de hanche (MF +++, PF, GF, TFL) déplacerait le CoP du coté controlatéral. Elle consiste à diviser le corps en 2 segments linéaires au niveau des hanches et met en jeu principalement les muscles du tronc et des cuisses en jouant sur la flexion et l'extension du hanche (L. M. Nashner & McCollum, 1985). Une autre stratégie consiste à faire un pas en avant afin de recentrer le CoP en augmentant la surface de la base de support afin de lutter contre un déséquilibre important.

Ces différentes stratégies peuvent être vues sur un continuum en fonction du déséquilibre et sont utilisées simultanément (Pérennou, 2012). En effet, la stratégie de cheville est plutôt mise en place lors de perturbations lentes ou de faibles amplitudes impliquant un déséquilibre léger. Lorsque le déséquilibre devient plus important ou que le sujet se trouve sur une surface plus étroite alors la stratégie de hanche est mise en place afin de déplacer rapidement le CoM. Des synergies musculaires sont activées en fonction du mouvement généré (soit vers l'avant ou vers l'arrière) (F. B. Horak & Nashner, 1986). En fonction de la direction de la perturbation, les muscles recrutés sont différents :

- TA, DF, et droit de l'abdomen lorsque le mouvement est vers l'avant ;
- Les gastrocnémiens, le semi tendineux et les spinaux lorsque le mouvement est vers l'arrière ;
- Les muscles stabilisateurs du cou et de la tête sont également importants dans le contrôle postural car ils permettent de stabiliser la tête et le regard (essentiel pour avoir un meilleur équilibre).

A la suite d'un déséquilibre, l'état est qualifié de stable lorsque qu'après une oscillation le corps revient en position d'équilibre statique c'est-à-dire avec la projection du CoM dans la base de support (Murray et al., 1967).

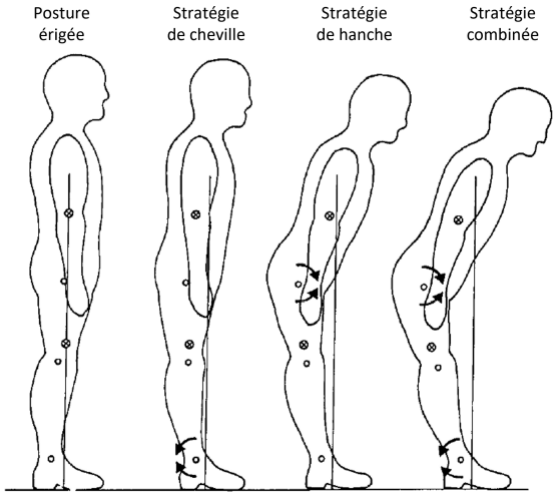


Figure 2 : Les Stratégies de hanche et de cheville (D. Winter, 1995)

3) Évaluation

Une des principales méthodes d'évaluation posturale instrumentale est l'analyse des déplacements du CoP sur plateforme de stabilométrie. Elle est utilisée dans de nombreuses études étudiant le sujet. Plusieurs informations relatives au CoP peuvent être analysées grâce à ce système. En effet, il est possible de calculer la surface totale du déplacement du CoP au cours du temps mais également sa position moyenne dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale ce qui permet d'objectiver la performance des individus et de quantifier l'instabilité posturale (Pérennou et al., 2005).

Elle constitue un moyen d'évaluation précis et relativement fiable (Pérennou et al., 2005; Raymakers et al., 2005; J. Błaszczyk et al., 2014) malgré l'absence de normes concernant les modalités de passation. Afin d'être le plus reproductible possible, la position du sujet est standardisée sur la plateforme : posture droite, bras le long du corps. Le positionnement des pieds est également standardisé : pieds parallèles ou en angle de Fick (30°) ou encore en tandem (Fujiwara et al., 2006; F. Horak et al., 2002). La position des pieds modifie le polygone de sustentation et modifie donc la difficulté de stabilisation. De plus, il est communément admis que le temps de maintien des différentes postures doit être de minimum 20 secondes

(afin de permettre une vision de l'exercice de station debout) et le plus souvent de 30 secondes.

Afin de mieux comprendre les phénomènes et tâches citées, nous allons présenter le fonctionnement et les interactions des différents systèmes sensoriels ainsi que la façon dont les différentes informations sont traitées et coordonnées pour permettre une réponse motrice efficiente.

3- Organisation du système moteur

1) Systèmes mis en jeu

Le système moteur est organisé autour de 3 principaux niveaux hiérarchiques de contrôle.

Le système le plus « haut » est le **cortex cérébral** dont le rôle est l'élaboration, le contrôle, la supervision des programmes moteurs ainsi que l'intégration des afférences sensorielles. Le 2ème niveau est le **tronc cérébral** dans lequel naissent les voies extrapyramidales ayant un rôle de régulation du tonus musculaire ainsi que d'orientation de la tête et du corps par rapport aux informations sensorielles. Enfin, le dernier niveau de contrôle est la **moelle épinière** qui met en jeu plusieurs boucles reflexes dont le reflexe myotatique, myotatique inverse ou encore d'inhibition réciproque nécessaires au contrôle postural. Ils mettent en jeu différents récepteurs musculaires, tendineux, articulaires ou sous cutanés ainsi que les motoneurones alpha (Vibert et al., 2019).

Entre ces différents niveaux de contrôle, il y a deux structures de régulation que sont le **cervelet** et les **ganglions de la base** (ou noyaux gris centraux NGC). Ils reçoivent des afférences sensitives et envoient l'information des voies descendantes motrices à la moelle épinière. Le cervelet a pour rôle le maintien de la posture, l'équilibre et également la motricité volontaire. Son rôle est de détecter les erreurs motrices en comparant le mouvement prévu et le mouvement réalisé. Il corrige l'erreur en comparant les informations afférentes sensitives aux programmes moteurs établis par le cortex cérébral reçu en copie. Son rôle est donc en grande partie la coordination sensorimotrice. Les ganglions de base sont situés en profondeur dans le cerveau et suppriment les mouvements non souhaités. Ils sont essentiels dans l'initiation du mouvement (Purves et al., 2011). L'organisation hiérarchisée du système moteur est expliquée au sein de la Figure 3.

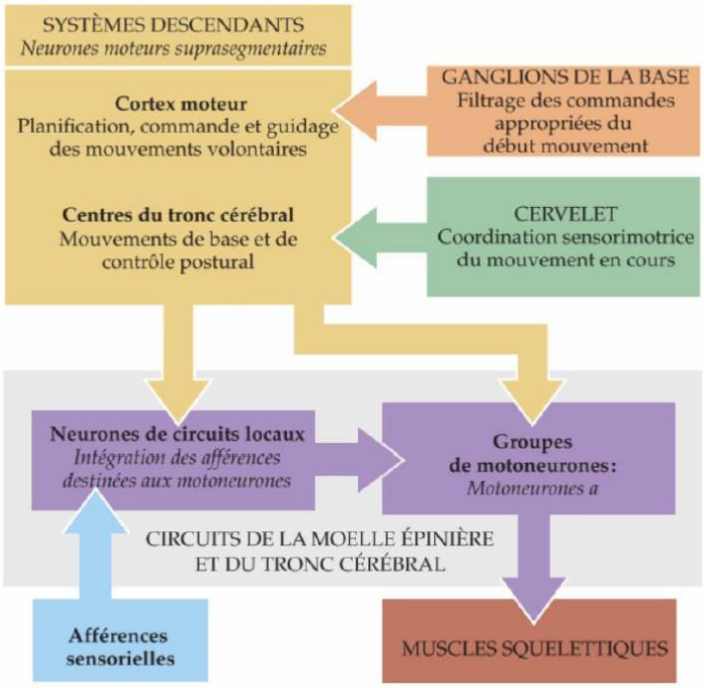


Figure 3 : Organisation du contrôle moteur (Vibert et al., 2019)

2) Voies descendantes motrices

Il est possible de classer les voies motrices descendantes selon différents niveaux.

On peut distinguer <u>2 groupes de voies descendantes</u> parallèles terminant au niveau des α-motoneurones et des interneurones au niveau de la moelle épinière. Elles sont impliquées dans le système moteur, et classées selon leur origine, leur localisation, leur terminaison et leur rôle. On peut différencier anatomiquement **la voie pyramidale** et **les voies extrapyramidales** dont la première prend naissance dans le cortex cérébral et les secondes au niveau du tronc cérébral (Vibert et al., 2019) (Figure 4).

Cependant, on peut les classer selon leur <u>rôle fonctionnel</u>. On différencie le système latéral ou dorso latéral. Il comprend les faisceaux corticospinal et rubro spinal, cheminant dans le cordon latéral de la ME et se terminant sur la partie dorsolatérale de la corne ventrale de la ME au niveau des α-motoneurones et interneurones. Elles sont impliquées dans les mouvements volontaires, la motricité fine distale des membres et la motricité idiocinétique (Kuypers, 1982).

Le système ventromédial comprend les faisceaux vestibulospinaux, tectospinaux, reticulospinaux ainsi que corticospinal. Ces voies se terminent sur la partie ventromédiale de la corne ventrale de la ME sur des motoneurones alpha et des interneurones. Leurs rôles fonctionnels sont le maintien de la posture, l'équilibre ou encore la motricité involontaire et holocinétique (Kuypers, 1982).

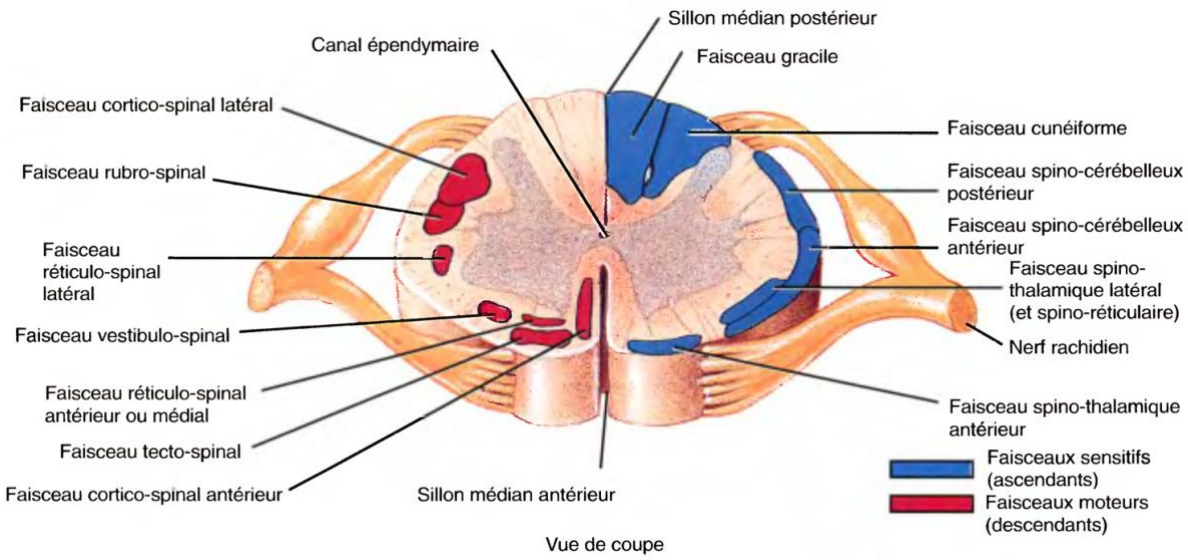


Figure 4 : Anatomie des voies descendantes et ascendantes au niveau de la moelle épinière

3) Voies spinales

Le reflexe myotatique (reflexe d'étirement spinal) est un réflexe spinal d'origine musculaire. Il est sensible à l'étirement de la longueur musculaire. Il est à l'origine du contrôle postural en luttant contre la pesanteur qui aurait tendance à provoquer un fléchissement des membres inférieurs et donc à déséquilibrer l'individu. C'est ce système qui permet un maintien du tonus musculaire constant et donc facilite l'équilibre postural. En position érigée, la gravité a tendance à allonger les muscles extenseurs. Afin de lutter contre cette activité, ils doivent être constamment contractés : c'est le tonus musculaire (Purves et al., 2011).

C'est le réflexe d'étirement qui se trouve à la base de ce système car l'étirement des extenseurs active les fuseaux neuro musculaires qui activent à leur tour les α-motoneurones des extenseurs. En retour, les muscles antagonistes (les fléchisseurs) sont inhibés : c'est l'inhibition réciproque. Cela se produit grâce aux interneurones situés dans la moelle épinière qui inhibent les motoneurones des fléchisseurs (Kandel et al., 2013).

A la mise en tension d'un tendon, un autre reflexe se met en action dans le but de protéger les structures : c'est le reflexe myotatique inverse. Il implique les organes tendineux de Golgi et les afférences sensorielles. Ces informations diminuent l'activité de l'α-motoneurone via un interneurone inhibiteur, ce qui provoque un relâchement du muscle concerné.

4) Système musculaire effecteur

Chez l'homme, une grande partie de la lutte contre la gravité et donc du maintien de la position érigée est assurée par des phénomènes passifs. En effet, au niveau des articulations, le contact osseux (genou en position érigée) , ou la stabilisation ligamentaire (ligaments antérieurs de la hanche) stabilisent passivement le système (Kandel et al., 2013). Cependant, ces phénomènes passifs ne suffisent pas et un système actif est indispensable : le système musculaire.

Le système musculaire joue un rôle crucial dans le maintien de la position orthostatique chez l'homme. En effet, la conservation de la posture érigée nécessite une activité musculaire de base nommée tonus musculaire afin de lutter contre la gravité.

Il existe deux types de muscles striés squelettiques au sein du corps humain. Les muscles dits phasiques et les muscles dits toniques (Tableau 1). Les muscles phasiques ont une fonction posturale, nécessitant peu de précision et sont constitués d'un nombre faible de fibres musculaires (Purves et al., 2011). Les muscles extenseurs sont les muscles principaux du contrôle postural car il s'oppose à la gravité et sont donc nommés antigravitaires. Cette distribution du tonus postural est régulée au niveau spinal et au niveau du tronc cérébral (Pérennou, 2012).

	Fibres	**Contraction**	**Résistance**	**Fatigabilité**	**Rôle**
Phasiques	Fibres I blanches	Lente	Longue	-	Antigravitaire
Toniques	Fibres II rouges	Rapide et volontaire	Rapide	+	Force, mouvement

Tableau 1: Caractéristiques des différents types de muscles striés squelettique d'après (Purves et al., 2011)

Le soutien antigravitaire nécessite donc une contraction musculaire active des muscles de la cheville, du tronc et du cou. L'analyse de l'activité électromyographique (EMG) lors du maintien de différentes postures montre une activité des muscles soléaire, du droit fémoral,

du biceps fémoral, du vaste latéral principalement mais aussi de certains muscles du tronc comme les érecteurs du rachis, ou les abdominaux lors de la position debout érigée (Okada, 1972).

En revanche, la contraction de ces muscles antigravitaires n'est pas suffisante pour maintenir la position statique. L'homme étant en perpétuelle oscillation, sa stabilité passe par la co-contraction musculaire afin de lutter contre l'instabilité induite. Pour cela, le contrôle du mouvement du CoM se fait par des activations complexes d'activation musculaire (Kandel et al., 2013).

On retrouve également une fonction spécifique musculaire dans le maintien de l'équilibre. Par exemple, les fléchisseurs plantaires (Triceps sural, LFH, LFO) et les fléchisseurs dorsaux (Tibial antérieur, LEO, LEH) de chevilles sont impliqués dans le maintien de la posture dans le plan antéro-postérieur lorsque la stratégie de cheville est mise en action, alors que les inverseurs et éverseurs de la cheville sont impliqués dans le contrôle de la posture dans le plan médio-latéral (D. Winter, 1995). L'activité des muscles intrinsèques du pied (carré plantaire, abducteur de l'hallux, court fléchisseur des orteils) sont également impliqués dans le contrôle ML des oscillations. L'activité de ces muscles est corrélée avec les déplacements du CoP et avec la difficulté de la tâche (Kelly et al., 2012). Plusieurs autres études confirment ces résultats, en concluant, que le court fléchisseur des orteils et le court fléchisseur de l'hallux joue un rôle important dans le contrôle de la posture (Okai & Kohn, 2015; Tortolero et al., 2007) (Figure 5).

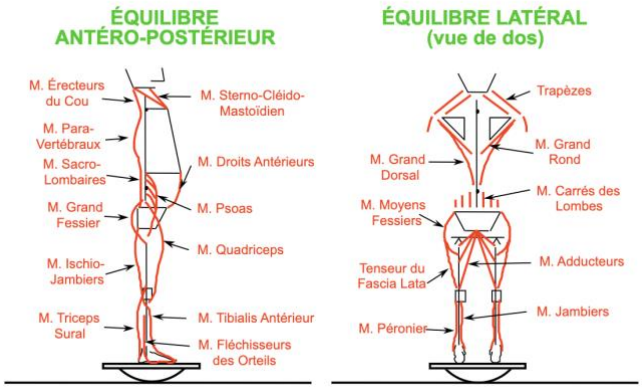


Figure 5 : Groupes musculaires impliqués dans l'équilibre orthostatique (Le Goïc, 2013)

Lors d'une perturbation imprévue, la réponse posturale automatique n'est pas un simple reflexe mais est liée à la mise en place d'une synergie musculaire spécifique ayant pour

objectif le maintien de l'équilibre. Ces muscles sont donc coactivés dans des synergies, et reçoivent un signal de commande commun durant les réponses posturales pour permettre une réponse cohérente et réalisable. La latence des réponses posturales automatiques est plus courte que le temps de réaction volontaire mais plus longue que le réflexe d'étirement (Kandel et al., 2013). Les muscles activés lors de la position érigée sont illustrés sur la figure 5.

Nous savons donc comment fonctionne le contrôle postural et comment le corps humain réagis afin de maintenir son équilibre. Cependant, avant de mettre en jeu le système musculaire et un schéma moteur adapté, le SNC reçoit des informations afférentes de plusieurs systèmes. Elles sont analysées puis interprétées afin que celui-ci puisse y répondre de la manière la plus efficace possible. Nous allons voir les systèmes des différentes voies impliquées dans la transmission de ces informations aux SNC.

Il est nécessaire de comprendre que l'importance de chaque entrée sensorielle dans le contrôle postural n'est pas fixe et est variable en fonction du profil individuel, ou encore de la tâche à accomplir (Peterka, 2002).

4- Organisation des entrées sensorielles

Plusieurs systèmes participent à informer le SNC de son environnement extérieur mais également de son propre positionnement et mouvement dans l'espace.

1) Le système vestibulaire

a) Anatomie

Le système vestibulaire a des fonctions sensorielles importantes, comme vu précédemment, il participe activement au contrôle de la posture. Ce système contribue à la perception de ses mouvements, de la position de sa tête ainsi qu'à l'orientation spatiale par rapport à la gravité. Il aide également à stabiliser la tête et le regard (Purves et al., 2011).

On peut diviser le système vestibulaire en 2 parties :

- La partie périphérique comprend les structures de l'oreille interne qui fonctionne comme des accéléromètres en rapportant continuellement des informations sur les mouvements et la position de la tête et du corps. Ces informations sont conduites au tronc cérébral, au cervelet et aux cortex sensoriels.
- La partie centrale comprend les noyaux vestibulaires qui ont des connexions étendues avec le tronc cérébral et les structures cérébelleuses. Ces noyaux innervent également les motoneurones contrôlant certains muscles extra oculaires, cervicaux et posturaux. Ces fonctions motrices sont importantes dans la stabilisation du regard, l'orientation de la tête ou encore la posture (Kandel et al., 2013).

Le principal composant périphérique du système vestibulaire est un ensemble élaboré d'éléments interconnectés : le labyrinthe.

Les cellules ciliées sont des cellules sensorielles qui transforment le mouvement physique en impulsions neurales. Les mouvements transduits proviennent des mouvements de la tête, des effets d'inertie dus à la gravité et des vibrations transmises par le sol. Le labyrinthe est placé profondément dans l'os temporal et se compose des deux organes otolithiques (l'utricule et le saccule) et de trois canaux semi-circulaires orthogonaux entre eux. L'utricule et le saccule sont principalement spécialisés pour répondre aux accélérations linéaires de la tête et à la position statique de la tête par rapport à l'axe gravitationnel, tandis que les canaux semi-circulaires, comme leur forme le suggère, sont spécialisés pour répondre aux accélérations rotatives de la tête (Purves et al., 2011).

Les mouvements d'inclinaison ou de translation induisent des déplacements et les accélérations de la tête et sont détectés par les deux organes otolithiques : le saccule et l'utricule. Ces deux organes contiennent un épithélium sensoriel, la macula, qui se compose de cellules ciliées et de cellules de soutien associées. Les cils situés dans les organes otolithiques sont orientés dans toutes les directions ce qui permet de détecter les mouvements du corps dans toutes les directions.

L'utricule détecte principalement les mouvements dans le plan horizontal et le saccule repère préférentiellement les mouvements verticaux. Ils se coordonnent pour mesurer les

forces linéaires exercées sur la tête à tout moment et en trois dimensions (Purves et al., 2011) (Tableau 2).

	Rôle	**Plan**	**Terminaisons**	**Innervation**
Utricule	Accélération linéaire + position statique tête	Mouvements horizontaux +	Macule composée de cellules ciliés et soutiens	Nerf Vestibulaire supérieur
Saccule		Mouvements verticaux +		Nerf Vestibulaire inférieur
Canaux semi-circulaires	Accélération rotative	Mouvement rotatoires +	Ampoule puis cupule composée de cellules ciliées + soutien	Nerf Vestibulaire supérieur (ant + lat) et inférieur (post)

Tableau 2 : Description du système vestibulaire d'après (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011)

L'utricule et la saccule s'occupent donc surtout des translations de la tête et de son orientation par rapport à la gravité.

Les canaux semi-circulaires, eux, détectent les rotations de la tête, provenant soit de mouvements que l'individu effectue lui-même, soit d'accélérations de la tête induites par des forces extérieures. Chacun des trois canaux semi-circulaires possède à sa base un gonflement appelé ampoule qui contient l'épithélium sensoriel, ou crista, qui renferme les cellules ciliées. L'anatomie du système vestibulaire est imagée sur la figure 6 ci-dessous.

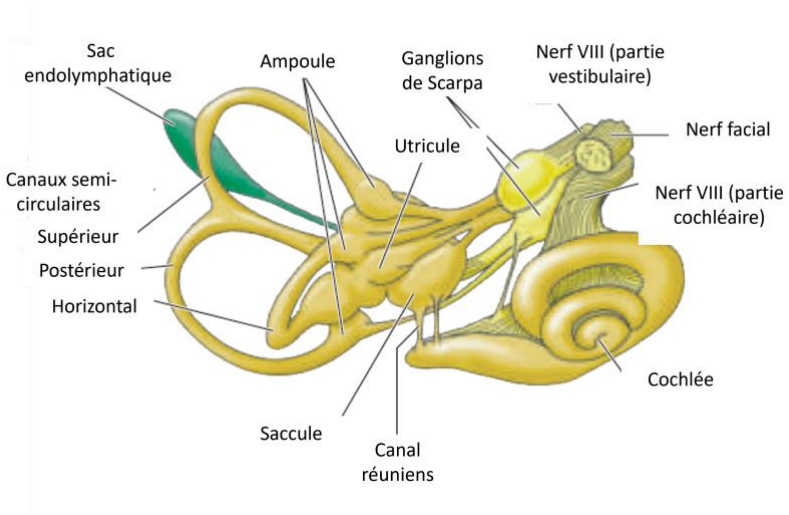


Figure 6 : Anatomie du système vestibulaire (Purves et al., 2011)

Voies ascendantes vestibulaires

Les afférences vestibulaires sont envoyées via le nerf vestibulaire puis forme (avec le nerf cochléaire) le nerf vestibulo-cochléaire (nerf VIII). Ils envoient l'information aux noyaux vestibulaires situés dans le bulbe rachidien qui agissent comme des centres d'intégration sensorimotrice en recevant des informations vestibulaires, somesthésiques et visuelles (Kandel et al., 2013). Ils transmettent les informations vers le thalamus, la ME, le cervelet ou les noyaux des nerfs crâniens. D'autres axones rejoignent directement le cervelet (Purves et al., 2011). Après intégration et analyse de ces afférences sensorielles, des voies efférentes sont mises en jeu :

- Voie vestibulo-oculaire qui est à l'origine du reflexe vestibulo-oculaire et qui permet la stabilisation de l'image visuelle sur la rétine lors du mouvement de tête
- Voie vestibulo-spinale activant le reflexe vestibulo-nucal permettant la stabilisation de la tête.

b) Rôle dans la posture

Le système vestibulaire a de multiples fonctions : stabilisation du regard, postural, orientation spatiale ou encore l'équilibre et contrôle de la posture (Green & Angelaki, 2010).

Néanmoins, l'importance de ce système dans le contrôle postural statique est moindre. La surface d'oscillation du CoP augmente d'environ 5% lors de la perturbation des entrées vestibulaires contrairement à la perturbation des entrées somatosensorielles (neuropathie) (66%) ou visuelles (41%) (Simoneau et al., 1995). De même, le balancement postural est moins impacté par une perturbation du système vestibulaire comparativement aux systèmes proprioceptifs ou visuels (Hansson et al., 2010). Le seuil de sensibilité des entrées vestibulaires est plus élevé que celui des informations proprioceptives ou visuelles. Il faudrait donc de grandes perturbations de la posture pour que le système vestibulaire fournisse des informations sur le balancement du corps. Lors d'une tache statique, le vestibule ne fournit donc aucune information sur ce balancement (Fitzpatrick & McCloskey, 1994). Le vestibule est ainsi utilisé lors de taches plus complexes et plus exigeantes (Forbes et al., 2015; F. Horak et al., 2002; F. B. Horak & Hlavacka, 2001). Le temps de réaction du système

vestibulaire est également supérieur aux autres systèmes et aux autres sens (retard de 120ms par rapport au système visuel) (Barnett-Cowan & Harris, 2009).

Cependant même si le système vestibulaire ne fournit pas d'information sur les oscillations posturales en position orthostatique, il a un rôle essentiel de par la sensibilité à la pesanteur des organes otolithiques et aux canaux de transduction des cellules ciliées. Ceux-ci fournissent des informations continues sur l'accélération verticale gravitationnelle même lors d'une position debout érigée (Forbes et al., 2015). Le maintien de cette activité spontanée des fibres vestibulaires permet d'activer en permanence le réflexe vestibulo-spinal assurant la posture érigée. Ce système participe donc à l'entretien du tonus des muscles extenseurs des membres inférieurs et paravertébraux. Ce système sensoriel contribue au contrôle postural statique et dynamique responsable de l'activation des muscles antigravitaires (Borel et al., 2008). Ces informations continues font la particularité du système vestibulaire qui est par conséquent impossible d'interrompre définitivement.

2) Le système visuel

a) Anatomie

Le système visuel joue un rôle essentiel dans le maintien de l'équilibre statique et dynamique. L'œil est l'organe principal du système visuel. Son rôle est de capter les rayons lumineux et les images afin de les transformer en activités nerveuses et les transmettre au cerveau via le nerf optique. Ces signaux sont ensuite traités et interprétés par le cerveau qui renvoie les images et permet d'interpréter l'environnement. L'œil est composé de plusieurs parties ayant chacune un rôle spécifique (Purves et al., 2011).

Le rôle de la cornée et du cristallin est de capter la lumière et de la renvoyer correctement sur la rétine. La rétine est une membrane neurosensorielle située au fond du globe oculaire et est composée de million de cellules photoréceptrices. Ces cellules reçoivent les informations lumineuses et les transforment en signal nerveux afin de les transporter au cerveau via le nerf optique. Cette transformation de l'information visuelle en information nerveuse est appelée photo transduction (Kandel et al., 2013). La rétine peut aussi être divisée

en deux zones anatomiques que sont la rétine centrale (Fovéa) et la rétine périphérique (Figure 7A).

On distingue deux types de photorécepteurs : les cônes et les bâtonnets (Tableau 3).

	Zone	Sensibilité lumière	Sensibilité couleur	Résolution	Autres
Cônes	Fovéa ++ (centrale)	-	+	Forte	Perception détails
Batônnets	Ensemble de la rétine sauf fovéa (périphérique)	+	-	Faible	Mouvement et environnement

Tableau 3: Caractéristiques des photorécepteurs de l'œil d'après (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011)

Ces récepteurs ont pour caractéristiques une sensibilité à la couleur, une faible sensibilité à la lumière et la perception des détails surtout au niveau de la fovéa où l'acuité visuelle est maximale. En revanche, la rétine périphérique est principalement constituée de bâtonnets, absents dans la fovéa, qui sont très sensibles à la lumière mais ont une faible résolution spatiale. Elle a également une forte sensibilité aux mouvements du corps et de l'environnement (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011).

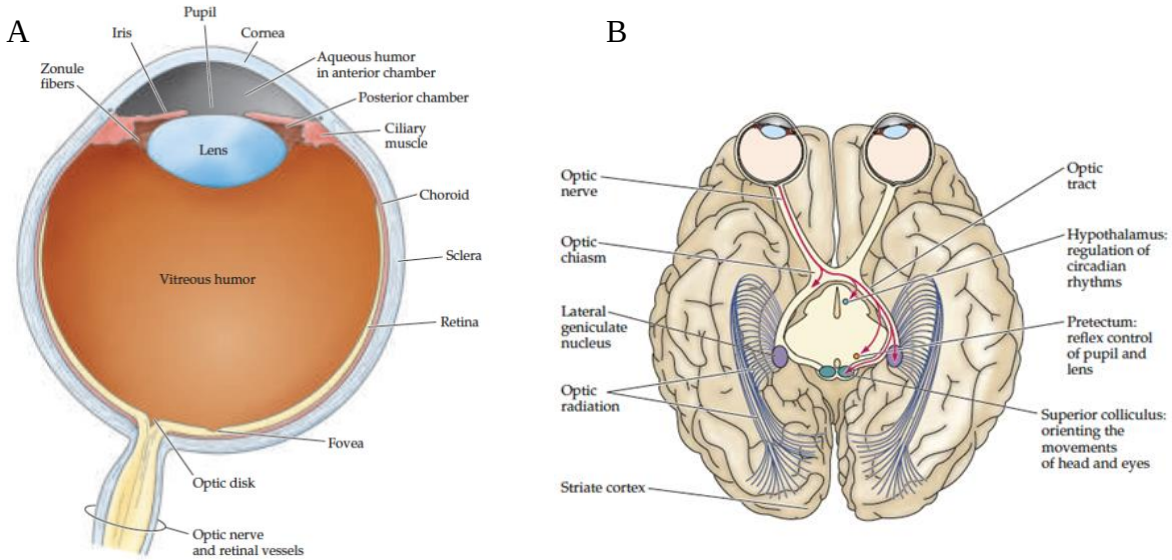


Figure 7 : A : Anatomie de l'œil humain. B : Voies visuelles primaires (Purves et al, 2011)

Voies ascendantes visuelles

Les fibres du nerf optique rejoignent une zone nommée le chiasma optique situé à la base du diencéphale. C'est une zone de croisement où 60% des fibres croisent à ce niveau. Le

reste continue vers le thalamus homolatéral et le mésencéphale. Au-delà du chiasma, les axones des cellules ganglionnaires forment le tractus optique composé des fibres émanant des deux yeux (contrairement au nerf optique) (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011) (Figure 7B).

Ces axones rejoignent le corps genouillé latéral (CGL) du thalamus puis le cortex visuel primaire. Cette voie est appelée voie géniculo-striée ou voie visuelle primaire responsable de la majeure partie de la perception visuelle consciente (environ 90% des fibres du nerf optique). Le CGL est constitué de 6 couches superposées séparées dont chacune reçoit l'hémi champ d'un seul œil. Les couches inférieures reçoivent les neurones de grandes tailles et sont appelées zones magnocellulaires M (vitesse de conduction rapide) tandis que les 4 couches supérieures sont composées de cellules plus petites constituant la zone parvocellulaire P (sensible à la couleur) qui répondent respectivement de manière phasique ou tonique aux stimuli visuels. Donc la voie retino-géniculée est composée de la voie magnocellulaire et de la voie parvocellulaire étant séparées et ayant des fonctions différentes. La voie retino-géniculée participe aux tâches de localisation spatiale d'objets en mouvement tandis que la voie parvocellulaire participe à l'analyse des détails des objets (Purves et al., 2011).

Après le thalamus, les neurones passent par la capsule interne pour finir dans le cortex visuel primaire au niveau du lobe occipital. Le cortex visuel primaire est le premier niveau de traitement cortical de l'information visuelle. De là, l'information est transmise par deux voies principales. Une voie ventrale dans le lobe temporal transporte des informations sur la nature du stimulus, et une voie dorsale dans le lobe pariétal contient des informations sur l'emplacement du stimulus, c'est-à-dire des informations essentielles pour guider le mouvement (Purves et al., 2011; Vibert et al., 2019).

Après avoir vu l'anatomie du système visuel ainsi que la façon dont les informations afférentes sont transmises au SNC, nous allons nous intéresser au rôle du système visuel dans la posture.

b) Rôle dans la posture

Le rôle de la vision dans le contrôle postural est unanimement reconnu. Romberg (Romberg et al., 1857) a été le premier à mettre en évidence une augmentation de l'instabilité lorsque les individus étaient privés d'informations visuelles. En effet, de nombreuses études

montrent que la vision affecte le balancement postural : les balancements posturaux antéro-postérieur et médio-latéraux sont majorés lors de la condition yeux fermés (dans toutes les conditions testées : position de la tête, mousse sous les pieds) (Lee & Lishman, 1975; Hansson et al., 2010). Cette augmentation de l'oscillation posturale les yeux fermés se produit physiologiquement peu importe l'âge du sujet. En effet, l'analyse de 8000 personnes montre que la condition visuelle yeux fermés augmente le balancement AP avec un doublement des valeurs par rapport à la condition contrôle (Yeux ouverts) et ce pour tous les âges. La variation de l'oscillation est corrélée à l'avancée en âge lors de la condition yeux fermés.

La vision est un élément primordial du contrôle postural. Lorsque que l'on réduit les informations proprioceptives, le système visuel est plus utilisé afin de maintenir le contrôle postural (Redfern et al., 2001). De même, la diminution des capacités fonctionnelles liées à l'âge provoque une utilisation accrue du système visuel (Hytönen et al., 1993).

Cependant, bien que le système visuel soit important pour le contrôle de la posture, il n'est pas indispensable pour maintenir la station debout érigée car l'homme peut tenir debout les yeux fermés sans difficulté.

Le Quotient de Romberg (QR) permet de déterminer l'importance de l'utilisation de l'entrée visuelle dans la stabilité (van Parys & Njiokiktjien, 1976). Il correspond au rapport des surfaces d'oscillations du CoP les yeux fermés sur les yeux ouverts.

$$\text{Quotient de Romberg} = \frac{\text{Surface CoP (Yeux fermés)}}{\text{Surface CoP (Yeux ouverts)}} \text{x}100$$

Pour mieux déterminer quelle information visuelle influe la stabilité, des études ont multiplié les conditions de vision : influence de la vision périphérique/centrale, flux visuel, distance de la cible… (Amblard et al., 1985; Kapoula & Lê, 2006; Taneda et al., 2021).

Les informations du système visuel utilisées dans la stabilisation posturale dépendent principalement de l'utilisation des hautes fréquences visuelles. La convergence oculaire améliore également le contrôle postural. Afin de mieux comprendre l'interaction des systèmes proprioceptifs et visuels et leur pondération, des sujets ont été placés sur un support mobile avec 2 conditions visuelles : contrôle (environnement normal) et mobile

(environnement mouvant en même temps que le support). Lors de la condition visuelle contrôle, l'activation des muscles de cheville était rapide alors que lors de la condition visuelle en mouvement, l'activation de cette activité musculaire ne s'est pas faite. Cette expérimentation traduit le rôle informationnel de la vision lors d'un déséquilibre. La contribution principale pour la stabilisation vient de la vision en mouvement (Amblard et al., 1985; L. Nashner & Berthoz, 1978).

D'autres paramètres comme la distance de la cible par rapport au sujet ont été évalués. Kapoula confirme un effet de la distance (40cm et 200cm) sur la stabilité posturale chez des sujets sains (Kapoula & Lê, 2006). En effet, les oscillations posturales sont plus faibles à courte distance, liées à l'angle de convergence plus élevé lorsque la cible est proche. On retrouve également une analyse de l'effet de l'obscurité couplé à la distance de la cible sur le Quotient de Romberg (Kapoula & Lê, 2014).

Le QR est plus élevé lors des distances proches, ce qui souligne l'importance des afférences visuelles lorsque la cible est proche. Cela laisse penser que le SNC se baserait davantage sur les systèmes vestibulaires et somatosensoriels pour les distances lointaines.

Une perte accrue du champ visuel périphérique entraine une perte de stabilité posturale chez des jeunes sujets adultes sains. Elle est cependant maintenue dans la direction AP. En revanche la perte d'information visuelle a pour conséquence une augmentation de l'utilisation de l'entrée vestibulaire pour maintenir l'équilibre (Taneda et al., 2021).

La perte de la perception visuelle du mouvement peut être induite par une lumière stroboscopique (Amblard & Cremieux, 1976). Cela entraine une instabilité et une difficulté supérieure à maintenir la position statique par rapport à une situation visuelle normale. En effet, lors de l'exposition à la lumière stroboscopique les sujets ne peuvent se fier qu'aux repères de position dans l'image et non au mouvement. Ceci expliquerait l'instabilité générée par ces conditions.

Le flux visuel est également un paramètre à considérer lors de l'analyse de l'entrée visuelle sur la stabilité orthostatique. Les mouvements produits en position debout par l'homme dans un environnement stable génèrent un flux optique qui permet la régulation de la posture : ''Nous percevons pour bouger, mais nous devons aussi bouger pour percevoir''

(Gibson, 1979). Le champ de flux optique transporte des informations sur les déplacements d'objets extérieurs par rapport à l'observateur et sur les mouvements de l'observateur par rapport à un environnement stable. De nombreuses études se sont donc intéressées à ce flux optique et son impact sur le contrôle postural et l'équilibre statique. Dans une étude, (Gautier et al., 2008) ont placé les participants face à un écran où était projetée une image créant l'illusion d'un couloir infini. Elle était soit fixe, soit se déplaçait vers l'individu à vitesse de marche. Des ajustements posturaux ont été retrouvés dès lors que l'image semblait se déplacer. De la même manière, Van Asten et al (1988) ont réalisé une étude dans laquelle les participants devaient regarder une scène comportant des stimulus visuels qui donnaient l'impression d'avancer ou de reculer (Figure 8). On observe une augmentation des réponses posturales par rapport à la fixation d'une scène « immobile ».

Figure 8 : Illustration des différentes images utilisées lors du protocole de Van Asten (1988). Les modèles de stimulus présentés au sujet. Les modèles WI, W2, W3, ont été utilisé pour simuler un mur mobile et les modèles T1 et T2, ont été utilisés pour simuler un tunnel mobile.

Le déplacement d'une scène dynamique provoque également une modification du contrôle postural (Luo et al., 2018). La direction de déplacement de ces scènes dynamiques oriente les oscillations posturales. Lorsque la scène se déplace horizontalement, les oscillations posturales augmentent dans le sens AP, ce qui suggère un balancement augmenté dans ce sens. Lorsque le déplacement de la scène est vertical, la déviation standard est plus élevée dans la direction ML. Enfin lorsque le mouvement de la scène est en rotation il y a une augmentation des oscillations dans les 2 directions.

Enfin le tableau de la cible modifie également la réponse posturale (Kapoula et al., 2011). Lors de la fixation de 4 tableaux avec des effets de profondeur différents, les sujets sont plus instables lorsque la profondeur du tableau augmente. Le système visuel tient un rôle majeur dans le contrôle postural et son maintien. Les stimulations diverses observées dans la littérature montrent une adaptation de la réponse posturale des sujets. Les plus utilisées en

réadaptation (non visuelle) sont la distance au mur, la présence de cible/tableau, le flux visuel. Cependant sont-ils utilisés consciemment et pris en compte dans la thérapeutique (diagnostic et soin) ?

3) Système somesthésique

Le système somesthésique se compose de récepteurs cutanés, musculaires, articulaires et tendineux. Ils informent le système sur la localisation, l'intensité, la qualité et la durée du stimulus et sont sensibles à la déformation mécanique de la peau (Paillard, 2016). Les informations sensorielles sont communiquées au cerveau par plusieurs voies afférentes qui rejoignent la moelle épinière, le tronc cérébral et le thalamus puis le cortex cérébral.

a) Anatomie

1. Récepteurs cutanés et sous cutanés

Ils sont à l'origine de la sensibilité extéroceptive tactile et permettent l'analyse avec le monde environnant. Il y a cinq types de récepteurs : disque de Merkel, corpuscule de Meissner, corpuscule de Ruffini, corpuscule de Paccini et les terminaisons libres. Ils sont sensibles à la pression, au toucher, aux vibrations et au tact en agissant comme des amplificateurs ou des filtres. On différencie deux types de récepteurs : les récepteurs à adaptations rapides (ou phasiques) (FA : Fast adaptation) et à adaptations lentes (ou toniques) (SA : slow adaptation).

Le traitement sensorimoteur est donc initié par la stimulation de certains mécanorécepteurs cutanés et sous-cutanés qui relaient l'information au SNC pour l'interpréter et réaliser l'action appropriée.

Ces récepteurs sont appelés collectivement mécanorécepteurs à faible seuil (ou à haute sensibilité) car même une faible stimulation mécanique de la peau les amène à produire des potentiels d'action. Tous les mécanorécepteurs à bas seuil sont innervés par des axones myélinisés relativement gros, assurant la transmission centrale rapide des informations tactiles.

Les caractéristiques principales de ces récepteurs sont regroupées dans le tableau 4.

	Disques de Merkel	Corpuscule de Meissner	Corpuscule de Ruffini	Corpuscule de Paccini
Localisation	Encapsulé, épiderme	Encapsulé dans le derme papillaire	Encapsulé, derme	Encapsulé, Derme tissus profond
Diamètre axone (μm)	6-11	6-12	6-12	6-12
Vitesse conduction ($m.s^{-1}$)	40-65	35-70	35-70	35-70
Stimulus	Toucher, Pression (statique)	Toucher, Pression (dynamique)	Pression, vibration, étirement	Pression profonde, vibration
Niveau d'adaptation	Lente	Rapide	Lente	Rapide
Seuil d'activation	Bas	Bas	Bas	Bas
Champ récepteur		Petit et très délimité	Large	Large et limite floue

Tableau 4 : Caractéristiques des récepteurs cutanés et sous cutanés d'après (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011)

Les disques de Merkel et les corpuscules de Ruffini sont des récepteurs à adaptations lentes et fonctionnent tant que le stimulus est présent. Ils détectent la valeur absolue de l'intensité du stimulus sur la durée. Les corpuscules de Meissner et les corpuscules de Paccini, à adaptations rapides, répondent de manière maximale mais brève et détectent les variations du stimulus en fonction du temps (T. Paillard, 2016; Purves et al., 2011).

Les corpuscules de Meissner sont les mécanorécepteurs les plus courants de la peau "glabre", et leurs fibres afférentes représentent environ 40 % de l'innervation sensorielle de la main humaine (Kandel et al., 2013).

Les corpuscules de Paccini ont comme caractéristique de détecter les textures de surface fines (T. Paillard, 2016). Ils constituent 10 à 15% des récepteurs cutanés de la main et sont situés dans les membranes interosseuses détectant probablement les vibrations transmises au squelette.

Les disques de Merkel représentent environ 25 % des mécanorécepteurs de la main et sont particulièrement denses au niveau du bout des doigts. Une sensation de légère pression est ressentie lorsque l'on stimule ces récepteurs. Ces résultats laissent penser que les disques de

Merkel jouent un rôle majeur dans la discrimination statique des formes, des bords et des textures rugueuses (Purves et al., 2011).

Les corpuscules de Ruffini sont particulièrement sensibles à l'étirement et les cisaillements cutanée en informant le SNC sur l'intensité, la direction, et la forces du stimulus. Ils représentent environ 20% des récepteurs de la main et ne provoquent aucune sensation tactile particulière lorsqu'ils sont stimulés électriquement (Purves et al., 2011).

La microneurographie a permis d'identifier une centaine de mécanorécepteurs cutanés au niveau de la peau glabre de la sole plantaire dont une majorité à adaptation rapide. Néanmoins, leurs nombres et leur emplacement varient selon les individus (Kennedy & Inglis, 2002) (Figure 9).

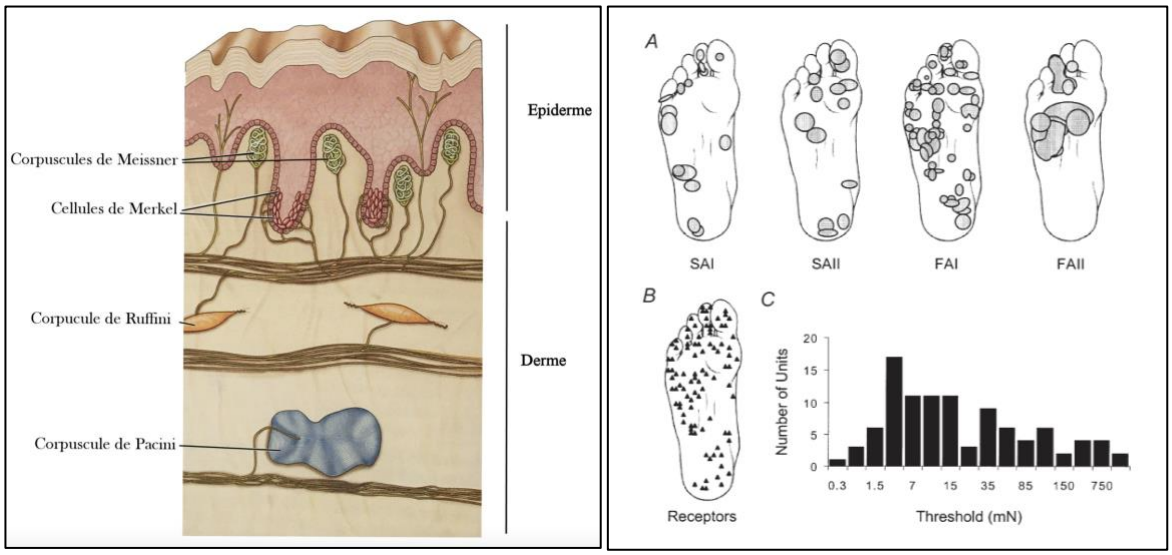


Figure 9 : (1) Localisation des récepteurs sensitifs (Purves et al., 2011). (2) Mécanorécepteurs de la sole plantaire (Kennedy et Ingles, 2002)

2. Récepteurs proprioceptifs

Il existe d'autres types de récepteurs situés dans les muscles, les tendons ou les articulations. Ceux-là sont sensibles aux forces mécaniques générées par le système musculo-squelettique et sont appelés propriocepteurs. L'objectif des propriocepteurs est de fournir des informations perpétuelles sur la position des membres et d'autres parties du corps dans l'espace. Ils fournissent des informations essentielles à l'exécution précise de mouvements complexes.

La proprioception est définie comme la perception de soi, de son corps et de ses différents membres dans l'espace qu'elle soit consciente ou non. Elle fonctionne grâce à des

récepteurs à faible seuil situés au sein des différents tissus constituant le corps humain (Purves et al., 2011). En effet, on peut citer :

- Les fuseaux neuro musculaire (FNM) au niveau musculaire ;
- Les organes tendineux de golgi (OTG) au niveau des tendons ;
- Les récepteurs articulaires.

Les FNM

Les fuseaux neuro musculaires se trouvent presque exclusivement dans les muscles striés squelettiques. Ils sont constitués de quatre à huit fibres musculaires intrafusales spécialisées et entourées d'une capsule de tissu conjonctif et sont innervés par deux types de fibres afférentes sensitives (Figure 10) :

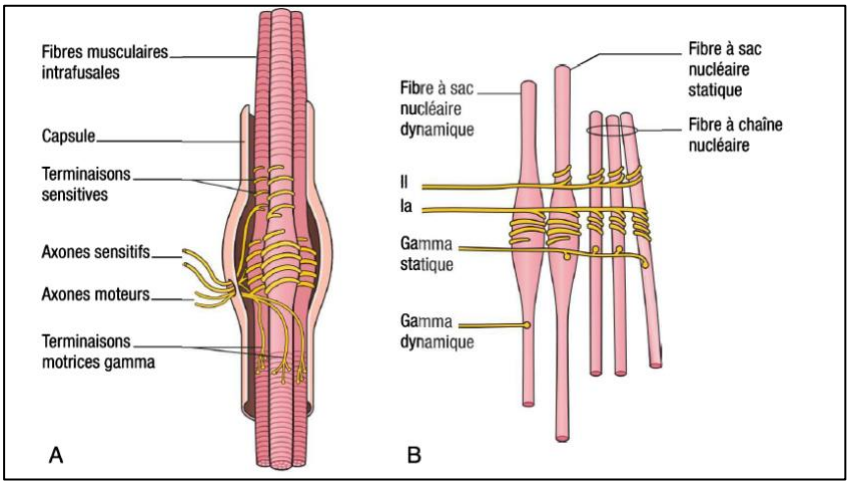


Figure 10 : Anatomie d'un fuseau neuromusculaire (Purves et al, 2011)

La principale fonction des fuseaux neuro musculaires est de fournir des informations sur le degré d'étirement des muscles et ce sont eux qui sont à l'origine du reflexe myotatique indispensable au maintien du tonus des muscles posturaux (Paillard, 2016). La densité des FNM dans les muscles n'est pas égale. Les muscles qui produisent des mouvements grossiers ont relativement peu de fuseaux à l'inverse de certains muscles extra-oculaires, de la main ou du cou. Cela démontre l'importance de la précision des mouvements oculaires, la finesse de la main et la précision continue de la tête. Les caractéristiques des différents mécanorécepteurs dont les FNM sont décrits dans le tableau 5.

Les FNM ont un seuil de détection très bas, ils sont capables de repérer un allongement de 0,1mm et des forces de 3 à 15g.

Tableau 5: Caractéristiques des Mécanorécepteurs (Kandel et al, 2013 ; Purves et al, 2011)

Mécanorécepteurs	Type	Axone	Sensibilité
FNM primaire	Terminaisons primaires Ia	12-20 um myélinisé	Longueur instantanée FNM, vitesse d'allongement de faible amplitude, changement de longueur
FNM secondaire	Terminaisons secondaires II	6-12um myélinisé	État de longueur du muscle, importante des étirements prolongées
OTG	Ib	12-20um myélinisé	Tension et contraction musculaire
Récepteurs articulaires	II		Angle et mouvement articulaire

Les fuseaux sont totalement absents de quelques muscles, tels que ceux de l'oreille moyenne, qui ne nécessitent pas le type de retour d'information que ces récepteurs fournissent. A l'inverse ils sont nombreux dans les muscles extra oculaires ou cervicaux (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011).

Les OTG

Ils sont situés au niveau des jonctions myotendineuses ou encore au niveau des aponévroses périmusculaires et sont répartis au sein des fibres de collagène qui forment les tendons et sont reliés au fibres sensitives IIb. Ils sont sensibles à la tension consécutive aux contractions musculaires, en revanche ils ne détectent pas les étirements passifs mais sont à l'origine du reflexe myotatique inverse. Les OTG ont des décharges proportionnelles à l'importance de tension musculaire (Roll et al., 1989). Leur anatomie est décrite au sein de la figure 11 et leurs caractéristiques dans le tableau 5.

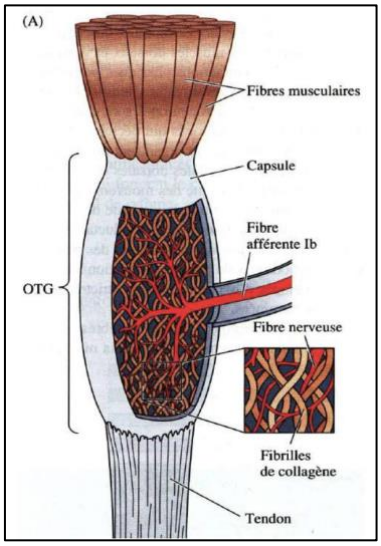


Figure 11 : Anatomie d'un OTG (Purves et al, 2011)

Mécanorécepteurs articulaires

Enfin, des mécanorécepteurs articulaires, situés dans les capsules articulaires, sont phasico-toniques : ils renseignent aussi bien sur les mouvements articulaires et leur direction que sur la position de l'articulation et le degré de déformation causée par la pression (Proske & Gandevia, 2009). Ils sont composés de plusieurs récepteurs : les récepteurs ligamentaires de Golgi, les corpuscules de Ruffini qui sont les plus nombreux ou encore les capsules de

Pacini. Ils sont à adaptation lente et à seuils très élevés. Ils s'activent principalement en course externe lors des positions extrêmes en recueillant des informations dynamiques sur la position du membre et de l'articulation (Tableau 5).

Voies ascendantes somesthésiques

Voie lemniscale

La voie principale ascendante des informations somesthésiques est la voie lemniscale : c'est la voie de la proprioception consciente et du tact épicritique du corps. Elle circule dans la colonne dorsale de la ME.

Elle est elle-même constituée de 2 faisceaux : le faisceau gracile, le plus médial qui véhicule les afférences des membres inférieurs et le faisceau cunéiforme. Le premier neurone sensitif arrive au niveau de la moelle épinière par des fibres de gros calibres (Ab) ou il remonte par le cordon postérieur pour se projeter dans le bulbe rachidien du tronc cérébral où il fait synapse avec un deuxième neurone.

Le second véhicule les informations (proprioceptive, toucher, vibration) venant du cou, des membres inférieurs et du haut du tronc jusqu'au noyau cunéiforme puis va aller dans le thalamus (plus précisément le noyau ventro-postéro-latéral) et se projeter dans le cortex somesthésique. On note une décussation des neurones de 2ème ordre à la base du bulbe rachidien à partir duquel ils vont former un gros faisceau : le lemnisque médian (Purves et al., 2011; Vibert et al., 2019)

.

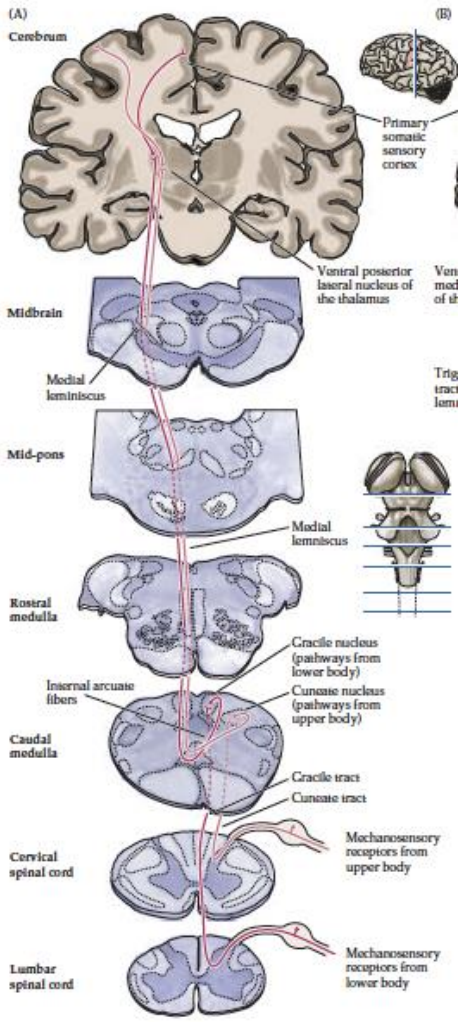


Figure 12 : Trajet de la voie lemniscale (Purves et al, 2011)

<u>Voie spinothalamique (ou extra lemniscale)</u>

La voie spinothalamique est la voie nerveuse sensitive responsable de la sensibilité thermo-algique (néo-spinothalamique) et du tact protopathique (paléo-thalamique).

Le premier neurone de la voie néo-spino-thalamique part de l'apex de la corne dorsale de la moelle épinière puis croise la ligne médiane au niveau de la commissure grise pour remonter dans la partie antérieure et latérale de la moelle épinière, d'où son nom de cordon ventrolatéral. Ensuite, les axones arrivent dans le bulbe rachidien puis vont se terminer dans le noyau ventrolatéral postérieur du thalamus. Les neurones de ce noyau, troisième de la voie néo-spinothalamique, envoient quant à eux leur axone au cortex somesthésique primaire.

Cette voie est constituée de fibres de petit calibre (Ac et C). Elle a pour fonction de discriminer et localiser la douleur (Kandel et al., 2013; Purves et al., 2011).

La voie paléo-spinothalamique est aussi composée de fibres de petit calibre à conduction lente. Dans la moelle épinière le faisceau passe dans le cordon ventrolatéral de la moelle. Il a de nombreux relais dans la substance réticulée du tronc cérébral et se projette ensuite sur le thalamus médial. Cette voie continue ensuite vers le cortex cingulaire, l'hypothalamus, les structures limbiques, le complexe amygdalien et les aires préfrontales. Cette voie est essentielle au niveau de l'aspect affectif, cognitif et comportemental de la douleur (Vibert et al., 2019).

Voie spino-cérébelleuse

La voie spino-cérébelleuse est responsable de la proprioception non consciente en se projetant dans le cervelet. Il existe deux faisceaux distincts recevant les informations des FNM, des OTG ou encore des récepteurs articulaires.

Le faisceau spino-cérébelleux dorsal (direct, postérieur ou de Flechsig) transmet les informations des membres inférieurs et de la partie inférieure du tronc. Le neurone de 1er ordre, après être entré dans la moelle épinière par la racine dorsale, et le deutoneurone naissent du noyau de Clarke puis cheminent le long du cordon latéral puis atteignent le cervelet par le pédoncule cérébelleux inférieur (Kandel et al., 2013).

Le faisceau spino-cérébelleux croisé (ou ventral) transporte la sensibilité proprioceptive inconsciente du membre supérieur. Dans cette voie, les deutoneurones émergent du noyau de Betcherew puis croisent la ligne médiane dans la commissure blanche pour monter vers le cervelet via le pédoncule cérébelleux supérieur (Purves et al., 2011; Vibert et al., 2019).

b) Rôle dans la posture

Les informations du système somatosensoriel sont considérées comme étant les plus importantes pour le contrôle postural. Nous pouvons le diviser en 2 grandes catégories : les capteurs plantaires (de par leur position distale) et les mécanorécepteurs proprioceptifs.

Mécanorécepteurs :

Concernant les récepteurs proprioceptifs, plusieurs travaux ont étudié les effets d'une stimulation par vibration électrique sur les tendons. Ces stimulations déclenchent l'activation des FNM qui transmettent l'information au SNC, la considérant comme un étirement. Les résultats ont mis en évidence des réponses posturales et motrices compensatoires afin de rééquilibrer ou orienter le sujet en fonction des muscles stimulés. De plus, des illusions kinesthésiques de déplacements de segments excités ont été induits lorsque le sujet était immobile. Cependant, une même fréquence de vibration ne donnait pas les mêmes réponses. La stimulation tactile avec basses fréquences induisait une réponse posturale plus importante que la stimulation proprioceptive. A l'inverse, la stimulation par hautes fréquences induisait une réponse posturale plus élevée pour la stimulation proprioceptive (Kavounoudias et al., 2001; Roll et al., 1989)

D'autres auteurs, utilisant la même technique, ont rapporté des réponses posturales avec un balancement du corps vers l'avant et une augmentation du muscles soléaires à la suite de la stimulation des muscles du cou (Ivanenko et al., 1999).

L'anesthésie articulaire du genou ne perturbe pas la réalisation de tâches comme la marche ou encore la détection d'un mouvement passif de 5° (Burgess et al., 1982). Ces résultats concordent avec les conclusions de Macefield en 2005 affirmant que les seuils de ces récepteurs articulaires étaient très élevés, pour les activer, les articulations doivent se retrouver dans des positions extrêmes dans le but de protéger les articulations (Macefield, 2005).

Récepteurs cutanés et sous cutanés plantaires

Le pied, de par son positionnement distal, informe via ses propriocepteurs et ses mécanorécepteurs cutanés sur sa position et sur l'environnement extérieur. La sole plantaire est en effet considérée comme une « carte dynamométrique » quantifiant les pressions plantaires informant le SNC afin de contrôler la posture (Kavounoudias et al., 1998).

Il a été montré que lorsque les récepteurs cutanés à bas seuil de la peau glabre de la plante du pied sont activés par des pressions ou vibrations, ces informations sont transmises au SNC par les fibres sensorielles Ab. Ces informations sont utilisées pour le contrôle de la posture

statique et dynamique ainsi que les mouvements conscients ou non (McGlone et al., 2007; Nurse & Nigg, 2001).

c) Évaluation de l'informations des capteurs plantaires

Pour comprendre l'impact des récepteurs cutanés plantaires et leur rôle dans le contrôle postural, plusieurs techniques ont été utilisées dans la littérature. Nous observons soit une diminution de cette information (par hypothermie, pathologie, plaque de mousse) ou au contraire une augmentation (stimulation électrique, mécanique, …).

Hypothermie

La perte de sensation de la sole plantaire provoquée par hypothermie chez des sujets sains a permis de déterminer que le froid provoque une augmentation de la vitesse du CoP et donc une diminution du contrôle postural en position debout statique (Magnusson et al., 1990; Stål et al., 2003). Ce résultat est majoré par le retrait des informations visuelles (yeux fermés) (F. Horak et al., 2002; Magnusson et al., 1990; Stål et al., 2003).

L'immersion des pieds dans l'eau glacée provoque une augmentation de la vitesse des oscillations posturales (Magnusson et al., 1990). De plus, cette augmentation a été observée chez les sujets sous les 2 conditions visuelles : yeux ouverts et fermés, même si dans la condition yeux ouverts l'instabilité était moindre. Cela peut laisser penser que le système visuel compense la perte d'afférences plantaires. Cette perturbation plantaire via l'hypothermie augmente également les oscillations posturales principalement dans le plan antéro-postérieur (Asai et al., 1990). On retrouve également une augmentation dans ce plan lors d'un appui unipodal ou bipodal (McKeon & Hertel, 2007). En revanche, la compensation de la perte des afférences sensitives plantaires par le système visuel a des limites. En effet, en station unipodale, aucune différence n'a été trouvée entre les conditions yeux ouvert et yeux fermés après exposition des soles plantaires à l'hypothermie contrairement à la station bipodale ce qui suggère que les informations visuelles ne sont pas suffisantes pour compenser la diminution des informations plantaires lorsque l'instabilité augmente.

Anesthésie

L'anesthésie est une autre méthode permettant de diminuer les afférences plantaires. Une anesthésie des afférences cutanées plantaires chez des sujets sains augmente le déplacement du CoP dans la direction AP , peu importe la condition considérée (YO, YF, pieds écartés, pieds serrés) (Wang & Lin, 2008).

Neuropathie

L'importance des informations plantaires est également mise en avant lors de l'analyse de sujets présentant une neuropathie périphérique (par exemple complication du diabète). Leur instabilité est plus importante car la vitesse du CoM est augmentée, ainsi que leur surface d'oscillations (McKeon & Hertel, 2007).

Les patients atteints de neuropathies diabétiques avec des déficits somatosensoriels (sensoriels et proprioceptifs) ont une surface d'oscillations du CoP 66% plus importante que des sujets sains (Simoneau et al., 1995). En accord avec les études précédemment citées, l'augmentation de cette surface se fait principalement dans la direction AP tandis que la diminution des afférences visuelles influence plutôt la direction medio latérale. Ces travaux soulignent que la perturbation du système somatosensoriel est celle qui créer le plus d'instabilité par rapport aux systèmes visuels et vestibulaires alors que le système proprioceptif ne peut être totalement supprimé, ce qui laisse penser que ces résultats sont sans doute sous-estimés.

Plus le nombre de systèmes perturbés augmente, plus l'instabilité est importante. Ceci confirme l'importance des informations de ces différents systèmes.

Cependant, la neuropathie diabétique n'affecterait pas uniquement les afférences sensitives plantaires mais également la proprioception (Yi & Park, 2009) ce qui est à prendre en compte dans l'analyse des résultats précédemment évoqués. En effet, la neuropathie engendre une perte des récepteurs sensoriels cutanés et sous cutanés mais aussi des récepteurs proprioceptifs tels que les FNM ou les OTG impliqués dans la perception du mouvement ou de la position articulaire (Boulton et al., 2004; D'Silva et al., 2016; van Deursen & Simoneau, 1999). La neuropathie impacte aussi la vision et plus récemment il a été rapporté un dysfonctionnement vestibulaire causé par le diabète (D'Silva et al., 2016). Le diabète

impacte donc le système postural sur plusieurs plans. Les résultats trouvés précédemment correspondent donc certainement à l'impact de la maladie sur plusieurs systèmes.

Mousse

Une dernière méthode non invasive permet de modifier les afférences plantaires, il s'agit de mettre une mousse sous les pieds des individus. Pour modifier cette information plantaire, de nombreuses études utilisent des plaques de mousse. L'interposition de ces plaques entre le sol et les pieds des sujets provoquent une augmentation de leur instabilité (Fransson et al., 2007; Magnusson et al., 1990; Patel, Fransson, Lush, & Gomez, 2008).

La surface des oscillations posturales les yeux fermés augmente lors de l'interposition d'une plaque de mousse de 5cm (Magnusson et al., 1990). L'association de la perturbations des autres systèmes afférents (en particulier le système somesthésique avec une mousse de 16cm) provoque une augmentation des oscillations AP (Anand et al., 2003). Cette instabilité est d'autant plus grande en fonction du nombre de systèmes perturbés.

L'analyse EMG couplée à une mousse (10cm) sur des sujets sains montre une augmentation de l'activité de certains muscles posturaux comme les gastrocnémiens ou le tibial antérieur surtout les YF (Fransson et al., 2007). De plus, la mousse influence surtout les mouvements des membres inférieurs (genou et cheville) et modifie les stratégies d'équilibre. Les participants adoptent davantage la stratégie de hanche dans une situation de perte d'afférences plantaires sur la mousse (Patel, Fransson, Lush, & Gomez, 2008; Yi & Park, 2009).

Cependant, les matériaux utilisés sont articles dépendants. Il est difficile de comparer les résultats obtenus entre eux car plusieurs propriétés intrinsèques des mousses modifient les résultats posturaux obtenus.

En effet les propriétés mécaniques, comme la densité de la mousse et sa déformation sont significativement liées à la tâche de stabilité demandée. La hauteur de mousse influence les oscillations posturales. En effet, la vitesse des oscillations augmente avec l'accroissement de l'épaisseur des mousses utilisées, jusqu'à un plateau à 18,8 cm (Liu et al., 2018).

La non-uniformisation des mousses utilisées permet donc uniquement de valider l'aspect perturbateur sur l'équilibre orthostatique mais sa quantification est impossible.

De plus la comparaison des effets sur la statique de plusieurs méthodes (mousse, anesthésie par le froid et combinaison des deux par rapport une condition contrôle) montre que les effets sont différents entre le froid et la mousse. En effet, l'instabilité croit entre l'utilisation du froid, de la mousse et de l'association des 2. Deux des méthodes utilisées pour diminuer les informations sensorielles plantaires agissent et modifient différemment les afférences sensorielles (Patel et al., 2011). Ce résultat complexifie également la généralisation des conclusions obtenues lors d'une diminution de l'information plantaire.

L'influence d'une mousse épaisse (13cm) et molle vs. une anesthésie plantaire par hypothermie montre que la déstabilisation est plus importante sur mousse qu'avec anesthésie plantaire. Ceci peut être expliqué par le fait que l'anesthésie influerait uniquement sur les récepteurs phasiques tandis que la mousse influerait sur tous les récepteurs (Patel et al., 2011).

Il est également possible de stimuler les afférences plantaires de différentes manières comme : la texture du support, la stimulation manuelle, la stimulation électrique ou encore la stimulation vibratoire.

d) Interaction des perturbations des systèmes

Après avoir étudié tous ces systèmes individuellement, plusieurs études se sont intéressées à l'interaction de la perturbation de ces différents systèmes, en particulier les interactions entre somesthésie et vision. L'instabilité est d'autant plus grande que la nombre de systèmes impactés augmente (Anand et al., 2003; Simoneau et al., 1995). Une instabilité plus importante est observée lorsque des sujets ont été placé sur une mousse les YF par rapport à la condition YO (Magnusson et al., 1990). Les afférences visuelles compenseraient la perte d'afférences plantaires. Il s'agit d'une repondération sensorielle. Seulement, cette compensation aurait ses limites car la station unipodale (sous anesthésie plantaire) sous les conditions YO et YF ne provoque aucune différence sur les oscillations enregistrées (McKeon & Hertel, 2007). Lorsque l'instabilité atteint un certain stade, ici avec la diminution de la BS, alors la compensation visuelle n'est pas suffisante.

On retrouve donc une interaction possible entre les informations plantaires et visuelles ainsi que des compensations mises en place par le corps afin de répondre au mieux aux différentes conditions proposées. Cependant, les conditions visuelles testées sont souvent yeux ouverts et yeux fermés. De nombreuses caractéristiques visuelles peuvent influencer la statique. En effet, des travaux montrent un impact de la mousse (Dépron®) sur la stabilité avec une cible visuelle à 40cm. Une meilleure stabilisation sur mousse traduirait une inefficience podale c'est-à-dire une difficulté d'intégration de l'information plantaire, ici avec un système visuel contraint en convergence de près (Foisy & Kapoula, 2017). Cette caractéristique se définit par un quotient plantaire qui traduit l'importance de l'information plantaire lors de la stabilité.

Il s'agit du rapport de la surface d'oscillation du CoP sur mousse par la surface d'oscillation du CoP sur sol dur.

$$\text{Quotient Plantaire} = \frac{\text{Surface CoP (mousse)}}{\text{Surface CoP (sans mousse)}} \text{x100}$$

Cela s'oppose aux résultats des premières expérimentations réalisées par l'équipe de recherche (PiMouss1, n° 2021-007) dans lesquelles aucune différence n'est retrouvée entre les essais sur mousses et sur sol dur. Cependant, l'information visuelle était différente (cible à 40cm pour Foisy et al., mur blanc à 1m pour Pimouss1). La mousse utilisée étant la même, une explication plausible pourrait être cette différence au niveau des conditions visuelles. Un besoin de clarification est nécessaire pour appréhender les raisons du changement de stabilité.

Si l'on se place dans un contexte de pratique clinique, il est nécessaire de normaliser les conditions d'évaluations de l'équilibre et en particulier sur mousse pour éviter les biais d'origine visuelle et afin permettre une reproductibilité des évaluations.

e) Variabilité des protocoles utilisés pour l'évaluation sur mousse

Nous avons vu précédemment que de nombreuses études se sont intéressées à l'impact de la mousse sur le système somesthésique et le contrôle postural. Cependant, beaucoup de

mousses différentes sont utilisées avec des épaisseurs, des densités et élasticités variables. On retrouve des mousses allant de quelques millimètres d'épaisseur à plusieurs dizaine de centimètres (Foisy & Kapoula, 2017) ; Liu et al., 2018). Des mousses de différentes compliances provoquent des résultats différents sur l'oscillation. Les sujets sont d'autant plus déstabilisés que la mousse est peu compressible (Patel, Fransson, Lush, Petersen, et al., 2008). La hauteur de mousse modifie également la qualité de la stabilisation posturale (Liu et al., 2018). Souvent, le protocole expérimental de l'étude ne fournit pas toutes les informations physiques des mousses utilisées, ni le positionnement du sujet dans l'espace.

Les systèmes mis en jeu sont-ils les mêmes lorsque l'on met une mousse de quelques millimètres ou de de plusieurs centimètres, ou lorsque l'on utilise des mousses avec des compliances différentes ? Comme vu dans la section précédente, l'interposition d'une mousse entre le sol et le pied a pour objectif de perturber les afférences sensitives plantaires. Néanmoins, la proportion d'informations mises en jeu sur ces différentes mousses peut varier. L'influence d'une mousse (d'environ 3.5 cm d'épaisseur) perturberait les entrées des récepteurs articulaires et mécanorécepteurs du pied mais pas les récepteurs musculaires. La mousse entrainerait donc une perturbation à la fois des afférences sensorielles cutanées plantaires mais aussi du système proprioceptif ce qui est à prendre en compte dans l'analyse des résultats (Chiang & Wu, 1997).

L'interposition d'une surface en mousse sous la sole plantaire provoque une baisse de la fiabilité des informations des récepteurs cutanées plantaires (Chiang & Wu, 1997; Perry et al., 2000). Ceci a pour résultat une augmentation du balancement postural et un changement de stratégie de position debout (Fransson et al., 2007; Nurse & Nigg, 2001).

Cependant à ma connaissance aucune étude n'a comparé l'impact de l'épaisseur de la mousse et/ou de la compliance de celle-ci sur la pondération des entrées sensorielles plantaires et proprioceptives.

Le but de ce projet est donc de mieux comprendre le fonctionnement de l'interaction entre les informations visuelles perçues et les informations mécaniques externes au niveau des capteurs de la sole plantaire. Pour cela, l'étude se focalise sur la répercussion d'une

stimulation visuelle couplée à une modification de l'information plantaire (par plaque de mousse) sur les paramètres d'équilibre en statique bipodale.

III- Synthèse et objectifs

La posture peut être définie comme la position relative de l'ensemble des segments corporels à un instant donné. Il est nécessaire d'avoir une posture stable afin de pourvoir réaliser les différentes taches de la vie quotidienne (Massion, 1995). La posture privilégiée chez l'humain est la position orthostatique. Pour celle-ci, les variations du CoP sont corrélées à celle du CoM (J. W. Błaszczyk, 2008). L'équilibre y est maintenu lorsque la projection du CoM se situe à l'intérieur du polygone de sustentation. En effet, le corps humain n'est jamais stable et est à la recherche constante de cet équilibre comme en témoignent les oscillations posturales. La stabilité posturale est dépendante d'un système de contrôle perpétuellement en activité : le contrôle postural (D. Winter, 1995). Celui-ci se base sur l'intégration d'informations venant de différents systèmes sensoriels : visuels, vestibulaires, somesthésiques et proprioceptifs (Peterka, 2002). Ces afférences sont conduites par différentes voies afin que les informations puissent être intégrées puis interprétées par le SNC qui lui, envoie des efférences afin de moduler la posture en mettant en jeu le système musculaire.

Les informations visuelles transmises principalement par la voie visuelle primaire sont importantes dans le maintien de l'équilibre. L'instabilité augmente lorsque l'on supprime les informations visuelles (augmentation de 30% des oscillations et particulièrement dans l'axe AP) (Romberg et al., 1857). D'autres paramètres de la vision impactent la posture. La distance de la cible lors de la position statique influence la stabilité. Elle est améliorée avec une cible à 40cm par rapport à une cible à 2m (Kapoula & Lê, 2006). Les informations du système visuel utilisées dans la stabilisation posturale dépendent principalement de l'utilisation des hautes fréquences visuelles et la convergence oculaire améliorait également le contrôle postural (L. Nashner & Berthoz, 1978; Amblard et al., 1985) . Aussi, la perte de perception visuelle de mouvement entrainerait une instabilité posturale (Amblard & Cremieux, 1976). Une perte du champ visuel périphérique entraine également une perte de stabilité sauf dans la direction AP

(Taneda et al., 2021). Le flux visuel permet à un individu de percevoir la mouvement de l'environnement. Il joue un rôle essentiel dans la stabilisation posturale. La variation du flux visuel modifie les réponses posturales. En effet la variation de la profondeur de champ d'un tableau à fixer module l'instabilité posturale (Kapoula et al., 2011). L'impression de mobilité de la cible augmente également l'instabilité (Gautier et al., 2008).
Tous ces résultats indiquent l'importance de la prise d'information visuelle lors d'une tâche statique.

Le système somatosensoriel est composé de la somesthésie et de la proprioception. Cette dernière inclue les FNM, les OTG et les récepteurs articulaires et recueille des informations en continues sur la longueur musculaire, la raideur articulaire ou encore le positionnement articulaire. Ils sont essentiels au contrôle postural car sont à l'origine du tonus musculaire de base avec le reflexes myotatiques qui permet le maintien de la position orthostatique (Purves et al., 2011).

La somesthésie regroupe plusieurs récepteurs cutanés et sous cutanés comme les disques de Merkel, les corpuscules de Meissner, les corpuscules de Rufini, de Paccini et les récepteurs libres. Ils détectent les changements de pression, les vibrations ou encore le toucher à des seuils différents. Plusieurs méthodes ont été mises en place afin de perturber les informations sensorielles. Une des plus utilisées est l'interposition d'une plaque de mousse entre le pied et le sol car non invasive et simple d'utilisation. Cela induit une instabilité posturale dans la majorité des cas, avec une augmentation des oscillations du CoP en particulier dans le plan AP (Patel, Fransson, Lush, & Gomez, 2008).
Néanmoins, les variations de mousse, en épaisseur ou en hauteur, ainsi que les variations d'information visuelle rendent difficile la comparaison entre les études. En effet la proportion des informations somesthésiques ou proprioceptives utilisée n'est pas la même en fonction des conditions expérimentales.
En pratique, de nombreuses mousses ayant des caractéristiques différentes peuvent être utilisées, ainsi que des dispositions de cliniques différentes (mur, environnement visuel). Si les réponses obtenues sont « mousses dépendantes » et « vision dépendante », les résultats sont difficilement extrapolables et prédictibles.

La perturbation des afférences de différents systèmes sensoriels induit des perturbations posturales à des degrés différents. L'instabilité est d'autant plus grande que l'on trouble

différents systèmes. De nombreuses études se sont intéressées à l'interaction des systèmes visuels et sensoriels plantaires, seulement aucune ne s'est intéressée à la comparaison des informations visuelles utilisées par les individus pour pouvoir se stabiliser sur mousse.

L'objectif premier de ce projet de thèse est de définir l'impact d'une plaque de mousse sur la stabilité de sujets sains. L'interposition d'une mousse de fine épaisseur permet de minimiser l'utilisation du système proprioceptif. Les résultats des études préalables à Pimouss3 montrent que cette perturbation n'entraine en réalité aucune perturbation de la statique de sujets sains.

Comme vu précédemment, de nombreux paramètres visuels influencent l'équilibre statique. Une information visuelle provoquant une convergence oculaire (cible) et sa distance semblent influencer l'intégration des informations plantaires sur mousse fine (Foisy & Kapoula, 2017). En effet, la distance du mur modifie le champ visuel (avec une auto-appréciation du mouvement plus marquée de près) et la convergence oculaire.

Les études préalables du projet n'utilisaient pas de cible pour contraindre le système visuel. La distance du mur était également différente. Ces modalités de protocole semblent entrainer une réponse posturale différente sur mousse. L'objectif de Pimouss3 est donc de déterminer quelle information visuelle modifie l'intégration des informations plantaires.

Afin de mieux comprendre les interactions visio-podales, ce protocole va évaluer l'influence :

- Du flux visuel par l'utilisation de cible texturée et de cible classique
- De la convergence par l'utilisation de cible et de la distance au mur
- De la présence d'une cible
- De la présence du mur à 40 cm

Les différentes conditions visuelles seront réalisées avec et sans mousse perturbant ainsi plusieurs entrées sensorielles. La mousse utilisée est le Dépron® (6mm) utilisée dans Pimouss1 et 2 ainsi que par Foisy et al. (Foisy & Kapoula, 2017).

Les hypothèses émises sont :

- Un effet significatif de la distance sur les oscillations provoquant par conséquent une stabilité plus performante avec la cible proche.
- La convergence oculaire créée par la présence d'une cible à fixer réduit les oscillations par rapport à un mur sans cible.
- La cible incluse dans une texture (paysage bord de mer) conduit à une augmentation des oscillations par rapport à une simple cible en raison d'un flux visuel plus important et davantage d'informations visuelles à gérer.
- Les conditions de passage intégrant une mousse augmentent les oscillations posturales.

IV- Méthode

L'objectif de cette étude est d'étudier l'interaction visio-podale sur le contrôle postural. Nous cherchons donc à déterminer et comprendre comment et quelles informations visuelles permettent à un individu de se stabiliser et la perturbation des entrées sensorielles plantaires majore l'instabilité.

Le lieu de l'expérimentation est l'IFPEK et le CHU de Rennes.

1- Population

La taille de l'échantillon de l'effet a été calculée et est de 76 participants (d=0,77) suivant l'article de Foisy (Foisy & Kapoula, 2017).

1) Critères d'inclusion

La population visée par ce protocole concerne les adultes sains entre 18 et 45 ans. Pour être inclus dans l'étude, le participant doit effectuer une évaluation de ces capacités visuelles (accommodation, acuité, convergence). Ces différents tests seront réalisés par une étudiante en 3ème année d'école d'orthoptie et sont non invasifs, non douloureux et de routine clinique. Sa durée est estimée à 30 minutes par participant.

Les tests choisis afin de garantir une population sans déficit visuel majeur sont les suivants (Annexe 1) :

- Méthode de Parinaud pour l'acuité visuelle de la vision proche (lecture de phrases de taille différente avec un texte situé à 33cm du participant) (Kniestedt & Stamper, 2003)
- Echelle ETDRS pour l'acuité visuelle de loin (lecture de lettres décroissantes avec un dispositif placé à 5m du participant) (Kniestedt & Stamper, 2003).
- La vision binoculaire avec le test de stéréoacuité TNO (le participant doit atteindre avec son doigt la pointe d'un crayon tenu par l'examinateur (horizontalement puis verticalement)) (Antona et al., 2015).
- Le test de convergence de près (évaluation de la distance minimale à laquelle le participant voit un objet distinctement sans dédoublement) (Hung et al., 1986)
- L'amplitude d'accommodation par la méthode Push up (mesure de la distance minimale pour laquelle le participant ne peut plus distinguer les lettres non floues (utilisation du support de l'échelle de Parinaud)).

Lors de cette inclusion, le participant aura au préalable reçu la notice d'information et signé le consentement éclairé pour l'ensemble de l'expérimentation.

S'il n'est pas dans les normes des tests, il ne pourra pas continuer l'expérimentation. En fonction des résultats, il sera conseillé au participant de réaliser une consultation chez un ophtalmologue ou orthoptiste afin de réaliser une évaluation plus approfondie.

Pour être inclus dans l'étude, le participant devra obtenir les résultats suivants :

- Pour son acuité visuelle de la vision proche : le résultat doit être inférieur à P3. L'échelle de Parinaud classe le niveau d'acuité visuelle de près entre P1.5 (vision parfaite) et P28. P2 est considéré comme une vision normale.
- Pour son acuité visuelle de loin : elle doit être de 10/10e.
- Pour la convergence de près, le résultat est dit physiologique lorsque le sujet obtient un résultat entre 5 et 7 cm.
- Pour la vision binoculaire avec le test de stéréoacuité TNO, le sujet doit obtenir un résultat inférieur ou égal à 60'' d'arc.
- Pour l'amplitude d'accommodation : le sujet devra obtenir un résultat compris entre son minimum et son maximum théorique d'amplitude d'accommodation.

2) Critères exclusion

- Personnes visées par les articles L. 1121-5 à L. 1121-8 et L. 1122-1-2 (mineurs, majeurs protégés, etc.)
- Troubles musculo-squelettiques
- Personnes sujettes à des douleurs lombaires chroniques
- Personnes malvoyantes et/ou malentendantes
- Femmes enceintes ou allaitantes
- Rééducation en cours du membre inférieur
- Troubles de l'équilibre (oreille interne, vision)
- Médicamentation perturbant l'équilibre
- Ne correspondant pas aux normes visuelles précédemment citées

2- Population

1) Déroulé général

Chaque sujet inclus dans l'étude devra se déplacer à l'IFPEK de Rennes pour la séance expérimentale. Il/elle sera convié(e) à une séance de mesures correspondant à ses disponibilités.

Avant de prendre part à l'expérience tous les participants recevront une notice d'informations dans laquelle seront décrites toutes les étapes de l'expérience.

Afin de répondre à nos objectifs, les participants devront réaliser une tâche statique bipodale durant laquelle ils devront se tenir debout, immobiles sur une plateforme de stabilométrie. Cette plateforme est composée de capteurs de force et permet de suivre l'évolution du déplacement du centre de pression lorsqu'ils se tiennent debout immobiles. Plusieurs conditions visuelles et deux conditions podales seront mises en œuvre. Il sera demandé aux participants de maintenir une posture statique les bras le long du corps afin de mesurer les oscillations naturelles. Les mousses seront désinfectées entre chaque sujet.

Le matériel utilisé pour cette étude est :

- Une plateforme de stabilométrie Win-posturo de Medicapteurs®. La fréquence d'acquisition est de 40hz.
- Une cible visuelle ronde en face des yeux (soit positionnée au mur soit suspendue à un fil transparent lorsque la cible est à 40cm mais le mur à 200cm). Sa taille est fonction de la distance : 0.5cm de diamètre pour 40cm et 2.50 cm pour 200cm.
- Une image texturée (image d'un paysage de bord de mer avec la cible ronde précédente positionnée au milieu) (image de 6x4cm lorsqu'elle est à 40cm et 20x30cm lorsqu'elle est à 200cm)
- Une plaque de Dépron® de 6mm

Cette étude se décompose en 2 étapes :

La première partie consiste au test d'inclusion pour uniformiser la population sur le versant visuel (cf. critères d'inclusion). La seconde partie est la prise de mesure sur plateforme de stabilométrie.

La phase 2 de l'expérimentation est estimée à 60 minutes. Le protocole est organisé en trois grandes étapes incluant successivement : une phase d'accueil, une phase de préparation du participant et enfin une étape de mesure sur plateforme de stabilométrie. Chaque étape se déroule comme suit :

- Accueil (5min) :
    3) Explication précise des tests et réponses aux questions
    4) Récupération du code identifiant généré pendant la phase 1 pour la procédure de pseudonymisation des données.
    5) Recueil des données personnelles : Nom, Prénom, Date de naissance, Genre, Masse corporelle, Taille, Pointure.
- Préparation (5 min) :
    a) Retrait des chaussures et chaussettes
    b) Découpe des mousses à la taille des pieds du participant

- Mesures des réactions aux sollicitations (50min)
    - Positionnement du participant

- Réalisation de 54 essais randomisés de 30 secondes (Annexe 4).
- Une pause peut être prise par le participant à tout moment de l'expérience.

Afin de limiter les effets de la fatigue, une pause pourra être effectuée à tout moment à la demande de l'individu et une 1 minute espacera chaque début d'enregistrement.

Les facteurs expérimentaux sont :

- La distance de la cible avec 2 niveaux : 40 cm et 200cm
- L'information de la cible avec 4 niveaux : sans cible yeux fermés, sans cible yeux ouverts, avec cible ronde yeux ouverts et avec cible texturée yeux ouverts
- L'information plantaire avec 2 niveaux : sans mousse et avec une mousse (Dépron®).

Chaque association de facteurs sera répétées 3 fois totalisant 54 essais au total. Les 54 essais seront ainsi repartis dans un ordre aléatoire pour chaque participant selon 2 blocs (tableau 6).

Bloc 1 (mur à 200cm)	**Cible x distance mur**	**Pas de cible**		**Cible à 40cm**	**Cible à 200**	**Cible texturée à 200**
	Yeux	Fermés	Ouverts	Ouverts	Ouverts	Ouverts
	Surface sol	Dépron ®	Dépron ®	Dépron ®	Dépron ®	Dépron ®
		Sol dur	Sol dur	Sol dur	Sol dur	Sol dur
Bloc 2 (mur à 40cm)	**Cible x distance mur**	**Pas de cible**			**Cible**	**Cible texturée**
	Yeux	Fermés	Ouverts		Ouverts	Ouverts
	Surface sol	Dépron ®	Dépron ®		Dépron ®	Dépron ®
		Sol dur	Sol dur		Sol dur	Sol dur

Tableau 6 : Détails des conditions expérimentales

Le temps d'enregistrement est de 30 secondes. Le positionnement sur la plateforme est standardisé : les pieds seront positionnés selon l'angle de Fick (30° avec un écart de 4 cm entre les talons, regard fixe horizontal, bras le long du corps).
La mousse utilisée sera le Depron® 6mm.

2) Analyse

L'analyse statique sur plateforme stabilométrique réalisée par le centre investigateur fait partie des explorations fonctionnelles habituellement réalisées dans ce centre. Ce centre reçoit quotidiennement des patients. C'est un examen non invasif et non irradiant. L'acquisition des données des participants suivra une procédure de pseudonymisation classiquement utilisée au laboratoire M2S (et transférée ici à l'IFPEK). Les investigateurs du projet sont ainsi spécialistes de ce type d'analyse. Un comité d'éthique local de l'université de Rennes 2 (*n° PIMOUSS3 2022_21*) aura validé l'expérimentation préalablement (ANNEXE 2).

a) Paramètres calculés

<u>Analyse des données du centre de pression</u> : Les données brutes de positions successives du centre de pression seront enregistrées via le logiciel Medicapteur® associé à la plateforme utilisée Win-Posturo. Ces données seront ensuite importées dans le NAS du M2S.

Le mouvement du centre de pression sera analysé (vitesse, surface, Quotient de Romberg et quotient plantaire) et comparé entre les différentes conditions enregistrées.

b) Statistiques

La normalité sera vérifiée (test de Shapiro-Wilk).

En cas de normalité, une Anova à mesures répétées à 3 voies (conditions mousse * conditions visuelles* condition mur) sera réalisée, suivie de tests post-hoc de Tukey en cas de mise en avant d'effets d'interaction.

En cas de non-normalité des données, le test non paramétrique Aligne Rank Transformed Anova (ART Anova) sera réalisé suivi des tests post hoc de Tukey en cas d'effet d'interaction.

Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0.05$.

c) Principes éthico-administratives

L'expérimentation de recherche décrit ci-après s'inscrit dans le cadre de la loi Jardé de 2016 (Décret n° 2016-1537 du 16 novembre 2016 relatif aux recherches impliquant la personne

humaine, 2016). Pour cela, un dossier d'éthique a été rédigé et présenté devant la commission d'éthique de l'université de Rennes 2, n° 2022_21 (Annexe n°1).

Les données personnelles recueillies seront en conformité avec le RGPD. Les données personnelles suivantes seront recueillies : Nom, Prénom, date de naissance, genre, courriel, taille, masse.

Les personnes ayant un accès direct aux données prendront toutes les précautions nécessaires en vue d'assurer la confidentialité des informations relatives aux essais, aux personnes qui s'y prêtent et notamment en ce qui concerne leur identité ainsi qu'aux résultats obtenus. Ces personnes, au même titre que les investigateurs eux-mêmes, sont soumises au secret professionnel. Pendant la recherche impliquant la personne humaine ou à son issue, les données recueillies sur les personnes qui s'y prêtent et transmises au promoteur par les investigateurs (ou tous autres intervenants spécialisés) seront pseudoanonymisées. Pour ce faire, nous attribuerons un code unique à chaque participant. Toutes les données seront donc associées à ce code et ne feront apparaître en aucun cas en clair les noms des personnes ou toute autre donnée personnelle permettant l'identification. Le promoteur s'assurera que chaque personne qui se prête à la recherche a donné son accord par écrit pour l'accès aux données individuelles la concernant et strictement nécessaires au contrôle de qualité de la recherche.

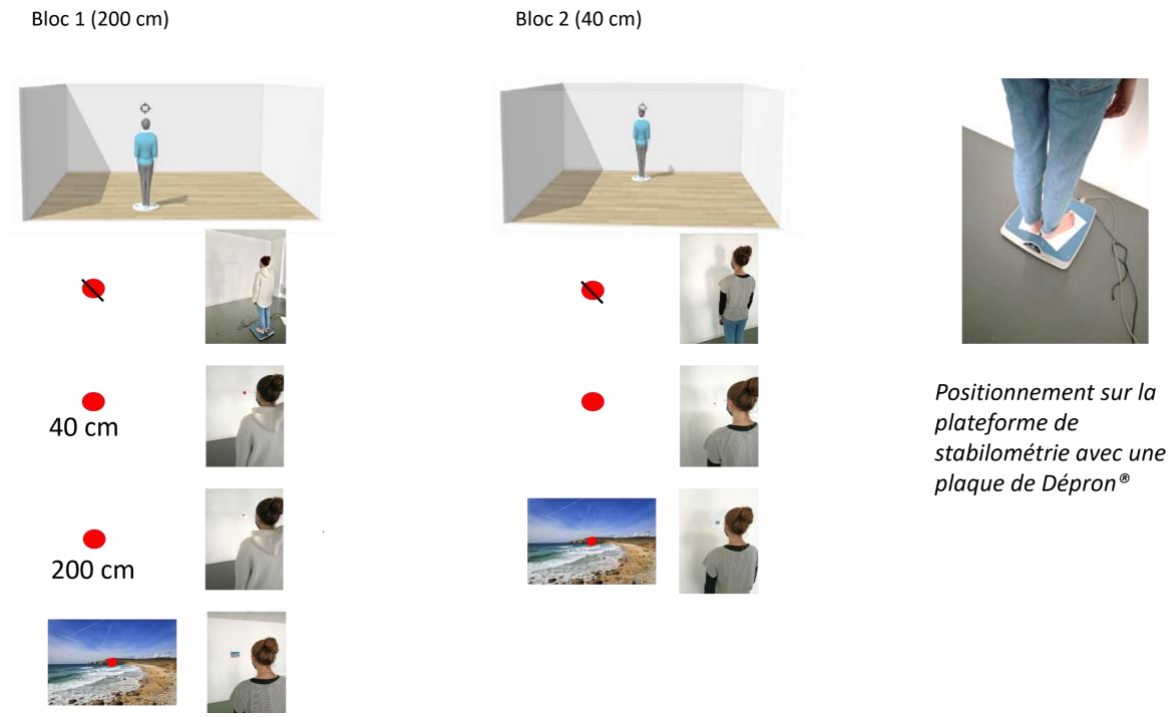


Figure 13 : Environnement de prise de mesures de Pimouss3.

V- Résultats

1- Phase d'inclusion

Dans cette étude 145 sujets ont participé à la phase 1 qui consistait à effectuer un bilan orthoptique. Seul les participants ayant des résultats conformes aux normes physiologiques étaient inclus dans la phase 2 de l'expérimentation.

Au total, 77 personnes ont été incluses après la phase 1. Ce qui représente un taux d'exclusion de 46,9%.

Sur les 68 personnes exclues, voici les causes d'exclusions :

- 54 aux tests d'accommodation
- 4 personnes pour strabisme
- 4 aux tests de convergence (PPC)
- 5 pour causes d'acuité visuelle
- 1 personne pour problème neurovisuel

Le premier sujet a été désigné comme un sujet test dans le cadre de la phase 2. Nous avons donc une population finale incluse de 76 sujets.

2) Données anthropométriques

L'ensemble des données anthropométriques se trouve dans le tableau 7.

L'âge moyen des participants de la phase 2 est de 22,6 ans ± 3,77.

Sur les 76 participants, nous avons 52 femmes et 24 hommes

La taille moyenne est de 170cm ± 9,66 pour 62,7 kg ± 10,8.

La pointure moyenne était de 39,6 ± 2,65.

	Genre		Age (années)	**Masse (Kg)**	**Taille (cm)**	**Pointure**
N	76		76	76	76	76
Moyenne			22,6	62,7	170	39,5
Ecart Type			3,77	10,8	9,66	2,65
Fréquence						
%	68,4 (F)	31,6(M)				
nombre	52	24				

Tableau 7 : Données anthropométriques des participants

3- Sélection d'une information sur les répétitions

Sur les 3 répétitions, le meilleur résultat a été gardé, c'est-à-dire l'essai pour lequel la longueur ou la surface d'oscillation du CoP est la plus faible. Les consignes de la tâche étant de rester le plus immobile possible sur 30 secondes, le meilleur essai correspond donc à la capacité du sujet à limiter son oscillation posturale.

De plus, nous allons nous fier d'avantage aux résultats de la longueur du CoP plutôt que sur ceux de la surface du CoP. En effet, nous avons calculé le coefficient de variations des 3 essais pour évaluer le plus fiable/reproductible.

$$\text{Coefficient de variation} = \frac{\text{Ecart type standard (3essais)}}{\text{Moyenne (3essais)}} \times 100$$

Le coefficient moyen de variation de la surface des sujets est de 40% ± 23 alors que celui de la longueur est de 17%± 12.

4- Conditions expérimentales et impact sur le mouvement du CoP

1) Distance du mur

Pour rappel, le facteur distance a 2 niveaux : 40cm et 200cm. La normalité sur les résidus est non respectée, une art-Anova a été réalisée.

L'analyse statique réalisée avec l'art Anova montre un effet de la distance du mur sur la longueur du CoP ($F(1,75)=87.37$, $p<0.0001$, $eta^2p=0.54$) et sur la surface ($F(1,75)=107.7$, $p<0.0001$, $eta^2p=0.59$). La taille de l'effet est donc estimée à 54% pour la longueur et 59% pour la surface.
En effet, la longueur totale du déplacement du CoP est significativement plus élevée à 200cm par rapport à 40cm traduisant un équilibre statique moins bon.

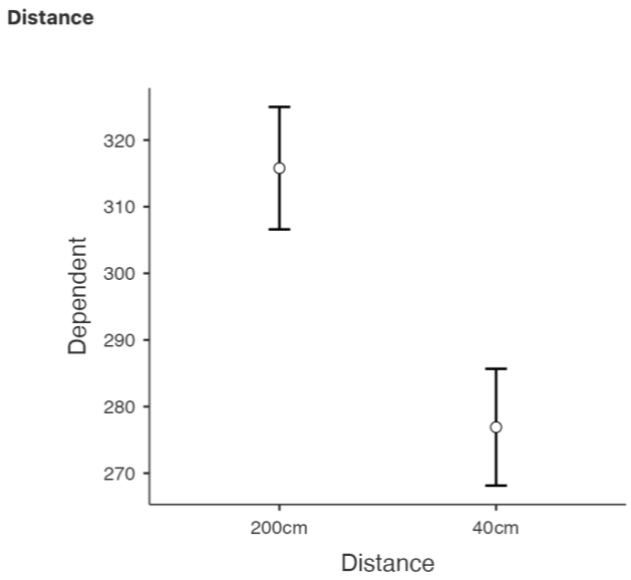


Figure 14 : Effet de la distance sur la longueur du CoP

La moyenne marginale calculée sur la longueur pour les essais effectués à 40cm est de 277mm ± 8,76 alors que celle pour les essais à 200cm est de 316mm ± 9,19. Cela représente un écart moyen de 14,1% entre les conditions distances.

2) Effet de la cible sur le CoP

La normalité sur les résidus est non respectée, une art-Anova a été réalisée.

Pour rappel, le facteur cible comprenait 4 niveaux :

- Sans cible yeux fermés (YF)
- Sans cible yeux ouverts (NC YO)
- Cible ronde yeux ouverts (TG YO)
- Cible texturée yeux ouverts (TX YO)

3) Sur la longueur du CoP :

L'information visuelle montre une différence significative avec l'Art Anova (F(3.225)=192.25, p<0.0001, eta²p=0.72). On note une différence significative entre la condition yeux fermés et les autres conditions visuelles (p<0.0001) avec une moyenne marginale de 361mm ± 12,16.

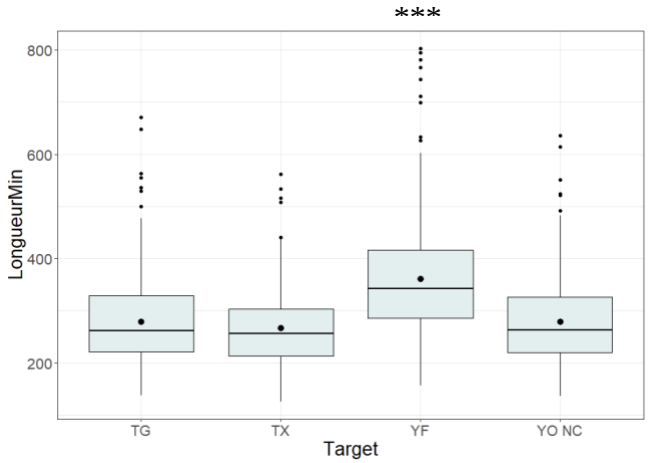


Figure 15 : Effet des informations visuelles sur la longueur du CoP

L'effet seul de la cible montre également des effets d'interaction :

- Cible texturée (TX) et cible target (TG) (t(225)=2.685, p=0.04)
- Cible texturée et aucune cible (NC) (t(225)=-3.297, p=0.0062)

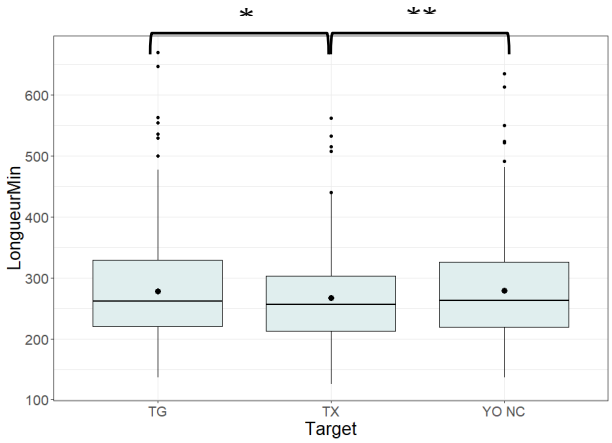


Figure 16 : Effet seul des cibles sur la longueur du CoP

La cible texturée est associée à une longueur du CoP plus faible (moyenne marginale de 257mm ± 7,20) alors que celles de la TG et NC étaient respectivement de 278 mm ± 8,42 et 279mm ± 8,29. Aucune différence significative n'a été retrouvée entre les conditions TG et NC.

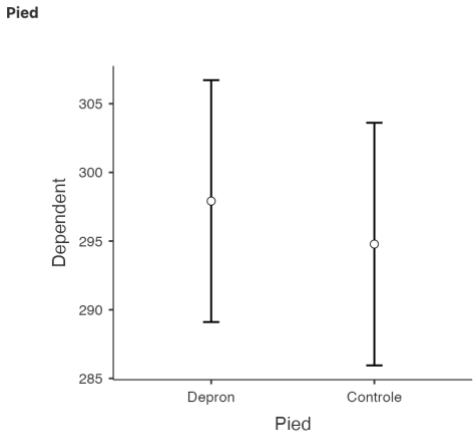
Il y a donc un écart moyen de 35% entre les conditions YO TX et YF alors que l'écart avec YO TG est de 29,9% et avec YO NC est de 29,4% (Figure 16).
La différence des moyennes marginales entre la conditions YO TX et YO NC et YO TG est respectivement de 4,5% et 4,2%.
La condition YF créer une différence significative avec toutes les conditions yeux ouverts traduite par une augmentation de l'oscillation.
La cible texturée est significativement différente des cibles target et de la condition sans cible.
La longueur du CoP est diminuée traduisant une équilibration de meilleure qualité sous cette condition.

4) Sur la Surface du CoP

Les résultats montrent un effet de la cible sur la surface du CoP ($F(3,225)=71,70$, $p<0.0001$, $eta^2p=0.48$
On note une différence significative entre les conditions Yeux fermés et toutes les autres conditions (TG : $p<0,001$, TX : $p<0,001$ et NC : $p<0,001$).
On remarque également une différence significative entre TG et NC ($t(225)=-3.337$,$p=0,0054$).
En revanche, au niveau de la surface, il n'y a aucune différence significative entre TG et TX, ni entre TX et NC.
Les moyennes marginales sont de 146mm² ± 104 pour TG, 137mm² ± 95,4 pour TX, 205mm² ± 130 pour YF et 149mm²± 103 pour NC.
Il y a donc une différence moyenne de 38% entre la condition YF et NC, 40% entre YF et TG, 50% entre YF et TX. De la même manière, on note une différence de 9% entre NC et TX.

5) Effet de la mousse sur le CoP

En ce qui concerne l'effet de la mousse, on ne remarque aucun effet de celle-ci sur l'équilibre statique. La moyenne de longueur des essais effectués sur Dépron® est de 298cm±8,80 alors que celle en condition contrôle est de 295± 8,83cm. On ne note donc aucune différence entre les 2 conditions.



Figur *e CoP*

6) Effet du mur sur le CoP

Nous avons voulu évaluer l'influence de la présence du mur sur la statique. Nous avons donc effectué des essais avec une cible à 40cm du mur et d'autres avec cette même cible à 40cm mais le mur à 200cm.

La normalité n'est pas respectée, nous avons effectué un test de Friedman et une comparaison Pair to pair avec le test de Durbin-Conover.

On retrouve une différence significative entre les conditions « Cible à 40cm mur à 200cm » et Cible à 40 cm et mur à 40cm » ($F=11.8$, $p<0.01$) sur sol dur, alors que lors de la mise en place de la mousse Dépron®, aucune différence significative n'est retrouvée ($p=0.254$).

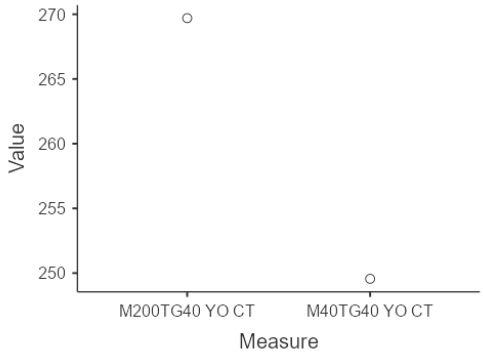


Figure 18 : Effet de l'environnement sur la longueur du CoP en condition CT

De la même façon, lorsque la cible est à 40cm et le mur à 200cm, on note une différence significative entre les conditions sol dur et Dépron® (F=10.3, p<0.001). Dans la condition Cible à 40cm et mur à 40cm, aucune différence significative n'est relevée entre sol dur et Dépron® (p=0.17).

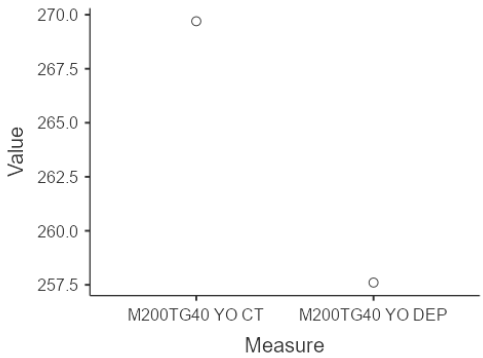


Figure 19 : Effet de l'environnement sur la longueur du CoP en condition mousse vs CT

7) Effets d'interaction

a) Cible - distance

Après analyse statistique, on note un effet d'interaction cible/distance F(3,225)=25,6, P<0,001, eta²p=25,5.

En regardant de manière plus détaillée (Tableau 9) :

	NC/TG	NC/TX	TG/TX	YF/NC	YF/TG	YF/TX
40cm	0,99	0,17	0,3	0,001	0,001	0,001
200cm	0,99	0,004	0,049	0,001	0,001	0,001

Tableau 8 : Effet d'Interaction de la distance par rapport aux cibles

Il n'y aucun effet d'interaction entre les conditions NC et TG que ce soit à 40cm ou à 200cm. On constate un effet de l'interaction de la condition YF avec toutes les autres conditions et de façon significative (p<0,001).

En revanche, on constate une différence significative sur l'effet d'interaction entre les conditions NC et TX à 200cm (p<0,004) mais absente à 40cm (p=0,17). De la même manière, on note un effet d'interaction entre les conditions TG et TX à une distance de 200cm (p<0,049) mais également absente à 40cm (p=0,3).

b) Distance – Cible - Pied

L'analyse statistique montre un effet de l'interaction Distance/cible/Pied F(3, 225) = 6,6, P<0,001, eta²p=0,08. La taille de l'effet est donc estimée à 8%, ce qui parait négligeable face aux tailles d'effet des conditions mur et cible.

8) Quotients plantaires

Les quotients plantaires ont été calculés avec le paramètre longueur de déplacement du CoP. Nous nous intéressons aux quotients les yeux ouverts. Ils sont donc au nombre de 7 :

Abréviation	Distance du mur	Cible (distance)
QP 40 NC	40	NC
QP 40 TG	40	TG (40)
QP 40 TX	40	TX (40)
QP 200 NC	200	NC
QP 200 TG	200	TG (200)
QP 200 TX	200	TX (200)
QP 200 TG 40	200	TG (40)

Tableau 9 : Importance des informations podales

L'analyse statistique montre :

- Aucun effet de la distance du mur sur le QP (F (1 ;75)= 2,51 , p=0,12, eta²p=0,032 = 3%) (figure 20b)
- Effet de la cible sur le QP (F(2, 150) =3.43 , p<0,034 , eta²p =0,043 = 4%), avec une différence significative entre la cible TX vs NC (p=0,0405) (figure 20a)
- Pas d'effet de l'environnement mur/cible sur le QP (F(2, 150) = 2,77 , p=0,07, eta²p = 0,035 = 3,5%)

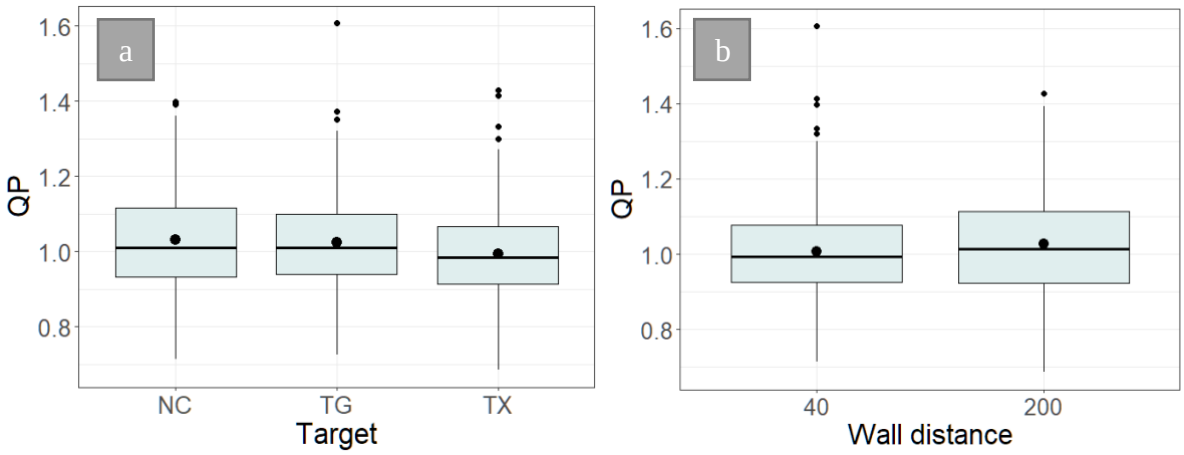


Figure 20 : a : Effet des cibles sur le QP ; b : Effet de la distance sur le QP

9) Quotients de Romberg

Les quotients de Romberg ont été calculés avec le paramètre longueur du CoP.

L'analyse statistique montre :

- Un effet de la distance sur le QR ($F(1,75) = 89,2$, $p<0,001$, $eta^2p=0,54$ donc 54%)
  - ✓ On note une différence significative sur le QR entre les distances 40cm et 200cm ($p<0,001$) (figure 21b)
- Pas d'effet de la mousse sur le QR
- Un effet des cibles sur le QR ($F(2,150) = 12,89$, $p<0,001$, $eta^2p= 0,146$ donc 15%)
  - ✓ On note une différence significative des cibles sur le QR, entre NC vs TX ($p<0,001$), et TG vs TX ($p<0,001$) (figure 21a)
- Un effet d'interaction distance/mousse sur le QR : $F(1,75) =15$, $p<0,001$, $eta^2p=0,166$ donc 17%
  Un effet d'interaction mousse/cible sur le QR : $F(2,150) = 4,5$, $p<0,05$, $eta^2p=0,05$ donc 5%

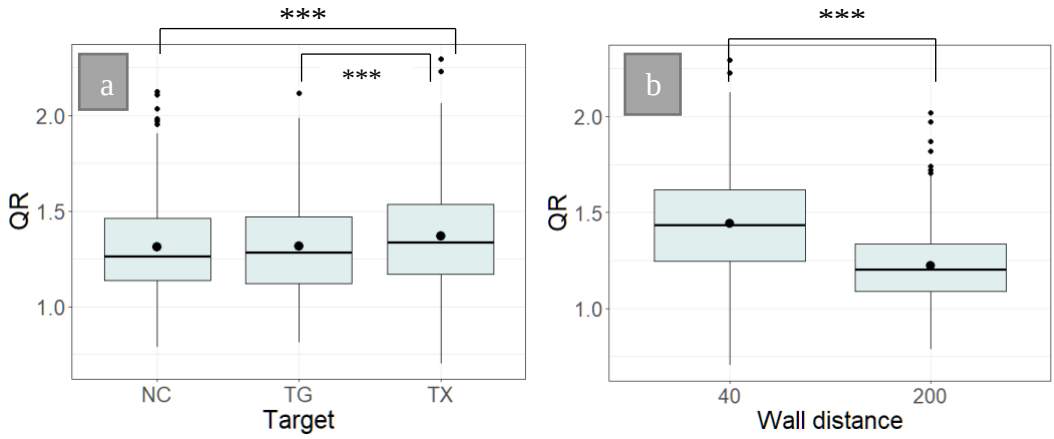


Figure 21 : a : Effet des cibles sur le QR ; b : Effet de la distance sur le QR

VI- Discussion

1- Résultats principaux

L'information visuelle influence le contrôle postural statique d'adultes sains. En effet, la fixation de la cible texturée améliore de manière significative la statique des participants ($p<0,001$). Sans surprise, la condition YF augmente de façon significative les oscillations posturales et ce par rapport à toutes les autres conditions visuelles ($p<0,001$).

La distance du mur modifie le contrôle postural avec une augmentation des oscillations dans la condition mur à 200cm. En revanche, l'interposition de mousse Dépron® de 6mm ne

perturbe pas le contrôle postural des individus. Ces résultats confirment ceux de Pimouss 1 : pas d'impact de la mousse choisie sur la statique.

Quand on évalue l'effet de l'interaction cible - distance, on remarque un effet significatif de de la cible (TX différent de NC et de TG) lorsque les essais sont effectués à 200cm. Cet effet s'annule lorsque le mur est à 40cm.

Un autre résultat important à souligner est l'effet de la proximité du mur sur le CoP. Cette proximité entraine une différence significative ($p<0,001$) lorsque la cible est à 40cm et le mur à 200cm par rapport à la même cible (à 40 cm) fixée au mur à 40cm. Cependant, lorsqu'on analyse l'impact de la proximité du mur sur plaque de Dépron®, on ne retrouve pas de différence entre un mur à 40 cm et un mur à 200cm. L'interposition de mousse semble modifier l'impact de l'information visuelle sur la statique, alors même qu'elle ne modifie pas la réponse elle-même.

Quand on s'intéresse au QP, on ne note pas d'effet du Dépron ®, mais on remarque un effet de la cible sur le QP, en particulier de la cible TX qui diminue le QP par rapport aux autres cibles, ce qui traduit une diminution de la variation d'oscillation due à la mousse.

En ce qui concerne le QR, on remarque un effet important de la distance sur le QR, avec un QR plus faible à 40cm qu'à 200cm ainsi qu'un effet des cibles sur le QR. En effet, il y a une augmentation significative du QR avec la cible TX par rapport à NC et TG. Cela traduit une stabilisation plus difficile avec la cible texturée.

2- Cohérence externe

Cibles

L'une des hypothèses était que la cible « texturée » devait augmenter les oscillations posturales des participants. L'influence de tableaux avec des profondeurs différentes a été évaluée sur la stabilisation posturale. Lorsque le tableau avait un effet de profondeur majoré, les oscillations augmentaient aussi en surface. Cependant, il n'y avait pas de groupe contrôle afin de comparer l'équilibre statique avec et sans tableau ni de situation contrôle (Kapoula et al., 2011). La condition contrôle mise en place dans Pimouss 3 permet de visualiser l'impact

de la texture avec cible versus la cible uniquement. La condition TX a permis aux participants de se stabiliser davantage par rapport aux autres conditions visuelles et de façon significative ce qui va à l'encontre de notre hypothèse initiale. En effet, l'augmentation de l'information visuelle déstabiliserait les sujets et donc augmenterait leurs oscillations. Nos résultats ne sont pas en accord. Au contraire, il semblerait que l'ajout d'information visuelle donne des informations sur l'auto-mouvement permettant au sujet de mieux se stabiliser. L'environnement de l'expérimentation, malgré une volonté de neutralité visuelle, présentait des informations de verticalité et d'horizontalité. Le contraste du pourtour de la photo sur un mur blanc, certaines lignes d'horizon au sein même de l'image, la jonction mur/plafond…ont peut-être apporté des informations permettant de visualiser son propre mouvement par rapport à son environnement et donc d'adapter son équilibration. Neutraliser totalement l'environnement visuel peut se faire avec une salle de hauteur sous plafond plus importante, une image beaucoup plus grande donc les bords sont hors champ visuel… L'outil de réalité virtuel permet d'obtenir ce résultat. Cependant, il présente une limite avec la diffusion d'une image devant chaque œil, et non pas une adaptation de la vision binoculaire sur une image unique.

Nous avons vu dans une section précédente, que les individus oscillent naturellement afin de se tenir en équilibre. Ce mouvement permet d'obtenir des informations sur son mouvement par rapport à son environnement. De plus, nous avons également vu que les informations d'ordre vertical et horizontal permettaient d'avoir des informations sur notre propre mouvement, davantage que les informations d'ordre rotatoire qui déstabilisent dans les 2 plans (van Asten et al., 1988).

Même si la consigne était de fixer le point au centre de l'image, la vision périphérique dont le rôle est la vison en mouvement, permet de capter les informations environnantes donc des informations de verticale et d'horizontale. Lorsque la cible était absente ou un point, l'information visuelle horizontale ou verticale était diminuée ce qui peut expliquer la différence significative entre ces conditions. Effectivement, lors de la conditions NC, bien que le mur blanc présentait des reliefs, aucun repère ne pouvait donner des informations comme celles données par la condition TX. De même, la fixation de la TG ne donne des informations que d'un point de vue rotatoire, et dans ce cas, la vision périphérique ne peut capter les mouvements de façon aussi précise que lorsque des lignes horizontales et/ou verticales sont dans le champ visuel.

Se pose donc la question de savoir si c'est l'image en elle-même qui permet de stabiliser les participants et auquel cas, est-ce la nature de l'image qui fait varier les oscillations posturales, ou bien le cadre de l'image qui donne des informations précises sur l'auto mouvement avec des lignes verticales et horizontales. L'étude de Kapoula nous offre une partie de la réponse car en modifiant la nature d'un tableau (celui-ci étant fondamentalement le même) la réponse posturale était différente, ce qui indique que la nature de l'image fixée joue un rôle dans l'équilibre statique (Kapoula et al., 2011). Une étude avec une image plus grande (limitant la vision des bords de l'image) permettrait certainement de vérifier ces conclusions et de les discriminer.

Distance

Notre travail met également en avant un effet significatif de la distance sur la statique des participants. Les sujets sont plus stables à 40cm qu'à 2m avec une différence de 15% entre les 2 conditions. Les résultats sont similaires à d'autres études avec une augmentation des oscillations posturales à 200cm. L'hypothèse est qu'une convergence oculaire plus importante provoque une oscillation plus grande (Kapoula & Lê, 2006).

Sur l'impact de la plaque de mousse, les résultats ne sont pas en accord avec la littérature. Nous ne retrouvons pas d'impact, et ceux quelques soient les conditions visuelles. Nous pouvons donc interroger l'effet de cette mousse sur la statique retrouvée dans la littérature. Pourtant la mousse semble modifier l'équilibre statique (Abrahamová & Hlavacka, 2008; Patel, Fransson, Lush, & Gomez, 2008). On retrouve une augmentation des oscillations posturales après l'interposition d'une mousse. Le choix de la mousse de l'étude peut être un facteur limitant. Basée sur l'étude de Foisy, elle ne montre dans notre cas, aucun impact sur la statique (Foisy & Kapoula, 2017).

Les effets de la distance de la cible sur le quotient de Romberg (dans la condition YO et dans le noir) ont permis de conclure que le quotient de Romberg est plus élevé lors des distances proches. Ce résultat souligne l'importance des afférences visuelles lorsque la cible est proche. Cela laisse penser que le SNC se baserait davantage sur les systèmes vestibulaire et somatosensoriel pour les distances lointaines. La pondération sensorielle est donc certainement modifiée lors des différentes conditions expérimentales testées.

Au sein des résultats, nous avons également vu un effet significatif dans l'interaction cible/distance. Précisément, les différences significatives sont surtout retrouvées lorsque les participants se trouvaient à 2m de la cible. Cette différence pourrait s'expliquer par le fait que les afférences visuelles jouent un rôle plus important quand la difficulté de stabilisation s'accentue. Ces données ne correspondent pas aux travaux précédents de Kapoula.

Se pose alors la question de l'intérêt et la validité de l'interposition de la mousse pour perturber les afférences plantaires. D'autres méthodes existent mais celles-ci sont souvent invasives et ont également leurs défauts. En effet, l'anesthésie et l'hypothermie par le froid sont des méthodes invasives et ne garantissent pas une modification du système sensoriel uniquement.

QP

L'analyse des quotients plantaires montre que le Dépron ® a peu d'effet sur la statique des participants. Le QP moyen se situant près de 1 (équivalent à une oscillation similaire sur mousse et sans mousse). On remarque un effet significatif des cibles sur le QP, avec une taille d'effet peu importante. La condition TX diminue le QP ce qui montre que les participants se fieraient moins aux informations podales pour se stabiliser lors de cette condition visuelle par rapport aux autres (NC). Cela est en concordance avec les résultats retrouvés sur le QR qui montrent une importance accrue de l'information visuelle pour se stabiliser avec la condition TX.

Dans son étude, Foisy et al., ayant séparé leur population en 2 sous-groupes, retrouvaient une inefficience podale chez des sujets à 40cm et non à 200cm avec des groupes distincts en valeur de QP. On ne retrouve pas ce résultat au sein de notre expérimentation.

QR

Notre échantillon a un quotient de Romberg physiologique de 1,31 donc 30% d'augmentation les yeux fermés (Romberg et al., 1857). On peut donc considérer que notre échantillon est représentatif, sur ce paramètre, de la population saine adulte.

Les résultats liés au QR montrent un important effet de la distance sur le QR. Ceux-ci montrent un QR significativement plus important à 40cm par rapport à 200cm. La dépendance visuelle est plus grande lors des essais de près. Des résultats similaires ont été retrouvé dans l'étude

de Kapoula en 2014, qui ont également retrouvé un QR plus élevé lors des distances proches (Kapoula & Lê, 2014). Le SNC se baserait donc davantage sur les informations pour se stabiliser lors de courtes distances et des informations somesthésiques et vestibulaires pour des distances plus lointaines. Ceci peut s'expliquer par une faculté plus importante à détecter l'auto-mouvement de près que de loin.
On retrouve également un effet des cibles sur le QR. La condition TX a pour effet d'augmenter significativement le QR par rapport aux conditions NC et TG. Cela laisse penser que lors de la condition TX, les participants se fient davantage aux informations visuelles pour se stabiliser. Cette condition étant celle qui offre le plus d'informations visuelles aux participants, que ce soit au niveau de l'image ou bien du cadre, cela ne parait pas illogique que les sujets utilisent ces informations pour contrôler leur posture. Pour les conditions NC et TG, ils sont contraints d'utiliser d'autres informations que celles visuelles pour s'équilibrer.

Longueur vs Surface

Au sein de notre travail, nous avons analysé les résultats de la longueur et de la surface du CoP, qui sont les deux références pour évaluer la statique humaine. En effet, ces deux données sont utilisées dans toutes les études évaluant l'équilibre statique. Cependant, on observe des conclusions modifiées selon un calcul sur la longueur ou sur la surface du CoP. Pourtant ce sont 2 paramètres du CoP régulièrement utilisés dans la littérature. Se pose donc la question de savoir quelle est la meilleure variable pour évaluer la statique humaine et représentative de l'équilibre. Dans ce travail, nous avons choisi de baser nos résultats sur la longueur car son coefficient de variation est plus faible (17% environ contre 41% pour la surface du CoP).

De plus, ce résultat nous questionne sur les conclusions faites au sein de la littérature. Étant donné qu'on ne retrouve pas les mêmes résultats en fonction de la variable choisie, certains résultats basés sur la surface auraient-ils été les mêmes s'ils s'étaient basés sur la longueur ? et inversement ? L'utilisation du paramètre modifiant la réponse, cela implique également que la répartition des sujets suivant leur quotient de Romberg, ou leur quotient plantaire serait différente. Dans nos études, selon l'utilisation de la longueur ou de la surface, nous ne classons pas les sujets dans les mêmes groupes et certains ne présentent pas d'inefficience

podale ou visuelle dans les 2 répartitions. Il faut donc clarifier le choix afin « d'évaluer » les patients de la manière la plus juste.

3- Cohérence interne

1) Forces

Ce travail comporte plusieurs forces et points positifs. L'un d'entre eux est la taille de la population qui est de 76 participants ce qui donne plus de puissance et de poids à nos résultats.

Ensuite, notre protocole a été créé afin de pouvoir être comparé à des études plus ou moins similaires. En effet, la mousse est la même utilisée dans l'étude de Foisy et al (Foisy & Kapoula, 2017), tout comme les distances de 40cm et 200cm (utilisées dans plusieurs études) (Foisy & Kapoula, 2017; Kapoula & Lê, 2006; Taneda et al., 2021).

L'exclusion des participants ne rentrant pas dans les normes de la littérature au niveau orthoptique permet une uniformisation de l'échantillon sur le plan visuel. En effet, étant donné l'importance des afférences visuelles dans la statique, et la tâche demandée aux sujets (fixer un point), intégrer des personnes aphysiologiques auraient été un biais important. De plus, ces tests ont été réalisés par une professionnelle du milieu orthoptique permettant une reproductibilité de la mesure de par son expertise.

2) Limites

Plusieurs limites ou biais peuvent être décelés au sein de ce travail. Dans un premier temps, il est important de noter la difficulté d'inclusion pour la phase 2. En effet, 45% des participants ont été exclus après la phase 1. Ce chiffre peut surprendre quand on voit que l'âge moyen de la population est de moins de 23ans. Cela peut poser la question des normes de ces différents tests ou bien mettre en avant la faible proportion de personne visuellement « saines » au sein de la population générale. Quand on connaît l'importance de la vision sur l'équilibre et la statique, il est intéressant de se questionner sur la prévention faite sur les problèmes oculaires. De plus, Foisy et al (Foisy & Kapoula, 2017), ont également effectué des tests orthoptiques afin d'inclure leur population.

Une deuxième limite que l'on peut souligner est le fait qu'on ne peut pas être certain que les participants suivent les consignes données. Effectivement les consignes données pour les conditions TX et TG étaient « fixer votre regard sur le point rouge, sans regarder ailleurs ». Nous n'avons donc aucun moyen de savoir si cette consigne a été respectée. Pour vérifier ce paramètre, on peut utiliser la technique de l'eye tracking qui permet de savoir où est-ce que le participant regarde.

Au sein de cette étude, nous avons utilisé de la mousse Dépron® d'une épaisseur de 6mm afin de perturber les informations sensorielles plantaires. Nous avons vu précédemment que tous les systèmes fonctionnent de manière concomitantes afin d'établir la réponse la plus adaptés possible. Il est évident que même si le but premier est de perturber les informations sensorielles plantaires, l'interposition d'une mousse perturbe aussi le système proprioceptif via les récepteurs articulaires, OTG et FNM (Chiang & Wu, 1997). Il n'est pas possible d'isoler ces actions. A notre connaissance aucune étude ne s'est intéressée à l'impact des caractéristiques de la mousse sur la perturbation des systèmes sensorielles plantaires et proprioceptifs. Afin d'éviter de trop perturber la proprioception et de rester au maximum sur le sensoriel plantaire, nous avons utilisé une mousse assez basse et relativement rigide.

4- Perspectives

1) Suite

Cette expérimentation nous a donné des résultats extrêmement intéressants permettant d'envisager de nouvelles perspectives de recherche.

Avant toute chose, il serait essentiel d'effectuer une étude qui étudierait l'impact des caractéristiques de la mousse sur la statique et l'équilibre. L'objectif serait d'identifier les sous-systèmes mis en jeu. En effet, quelles caractéristiques d'une mousse (hauteur, compliance, …) perturbent le plus les capteurs sensoriels plantaires (et uniquement ou a minima ces derniers) ? La mise en place d'un EMG sur certains muscles permettrait d'identifier les stratégies adoptées afin de se stabiliser et les corréler aux différentes conditions utilisées.

Les résultats de Pimouss 3 ne montrent pas d'impact du Dépron® sur la statique des adultes sains. D'autres auteurs, ont essayé de mettre en place des mousses avec picots. Il s'agit de stimuler mécaniquement les récepteurs avec des petits reliefs. Cette piste est à poursuivre

pour comprendre si ces matériaux permettent de mieux identifier les réponses physiologiques de la population et donc les réponses non physiologiques également.

Une autre perspective est d'évaluer cette interaction visio-podale et les influences des informations visuelles sur de l'équilibre dynamique ou sur une population pathologique. En effet, effectuer ce genre d'expérimentation sur des patients avec des déficits sensoriels plantaires, ou visuels pourrait permettre de mieux comprendre les interactions et les compensations mises en place par le système.
On peut également envisager d'augmenter la difficulté de la tâche afin de visualiser davantage les éventuelles compensations et repondérations sensorielles. Cela pourrait être en demandant au sujet de se mettre en station unipodale. De même, les conditions visuelles pourraient changer en intégrant des images dynamiques ou bien une tâche comme le MOT afin d'associer une double tâche comme il peut être souvent réalisé en rééducation de l'équilibre.

De la même façon, il est possible de complexifier la tâche en réalisant un protocole avec de la locomotion. Différentes semelles ont été comparées sur la stabilité posturale dynamique (Qu, 2015). Parmi les semelles sélectionnées, les semelles creuses se sont avérées améliorer la stabilité posturale dynamique, et les semelles rigides étaient associées à une meilleure stabilité que les semelles souples. Ces résultats pourraient suggérer un effet bénéfique de ces semelles pour réduire le risque de chute chez les personnes âgées chez qui l'instabilité posturale est un facteur de risque de chute (Rubenstein, 2006).

Les matériaux texturés

La mousse est-elle la solution pour évaluer la capacité sensorielle plantaire de l'individu ? Une autre méthode s'est développée afin de stimuler les afférences plantaires, il s'agit de la semelle à picot. Comme décrit dans une section précédente, les réponses musculaires sont différentes suivant les mousses (Chiang & Wu, 1997). L'oscillation posturale est modifiée lorsque l'on se tient sur une surface texturée par rapport à une surface plane (Watanabe & Okubo, 1981). Une activité amplifiée du nerf tibial a été observé lors d'une tâche d'équilibre statique. Une semelle texturée modifie l'équilibration par rapport à une semelle

contrôle (Nurse et al., 2005) (Figure 22). Les modifications importantes sont retrouvées au niveau de l'activité EMG des muscles de la cheville ou encore à la cinématique de l'articulation de la cheville. Cela prouve l'importance et l'influence de ces afférences sensorielles dans la locomotion et la statique humaine.

Figure 22 : Exemple de semelles texturée (Nurse et al., 2005)

A contrario, Dixon et al. ont révélé que ces semelles texturées n'avaient aucun effet immédiat sur l'équilibre statique et la locomotion après 2 semaines (Dixon et al., 2014). En revanche, les auteurs soulignent une amélioration de la longueur du pas sur des patients atteints de SEP. Ce résultat après 2 semaines amène une question de stabilité de la réponse mesurée. Peut-on utiliser ce résultat instantané et le considérer comme la capacité sensorielle plantaire du sujet ?

Une amélioration de la stabilité et du contrôle postural sur plateforme de force a été observée avec le port d'une semelle texturée (Kenny et al., 2019). Une revue systématique conclue que les preuves d'efficacité de ces semelles sont trop faibles (Alfuth, 2017). Il n'y a donc aucune unanimité concernant l'intérêt de l'utilisation de surface texturée pour stimuler les mécanorécepteurs plantaires. Cependant, des auteurs suggèrent que la disparité des résultats est due à l'utilisation du matériau utilisé et à leurs différentes caractéristiques, ainsi qu'à la disparité entre les protocoles (Palazzo et al., 2021).

D'autres études doivent être menées pour clarifier ces interrogations.

2) Liens avec la masso-kinésithérapie

La rééducation de l'équilibre est quotidienne pour les kinésithérapeutes. Plusieurs domaines sont concernés : traumatologie, neurologie ou encore gériatrie. Avant de penser à la rééducation, un bilan de l'équilibre est indispensable afin d'évaluer et d'objectiver les capacités du patient et aussi avoir un indice de suivi. Comme pour tous les tests, il est essentiel qu'il soit reproductible afin de pouvoir comparer les résultats. Pour cela, les conditions de passation du test doivent être standardisées. En effet, on peut prendre par exemple, les conditions de chaussages, ou encore les consignes des tests, positions du patient. En revanche, les conditions visuelles des tests ou bien d'exercices de rééducation de l'équilibre sont souvent négligées. Or, on vient de voir avec ce travail, que la distance par rapport à l'objectif visuel, ou bien la nature d'une cible à fixer peut influencer sur les performances d'une tâche d'équilibre statique.

En pratique, si on effectue un test d'équilibre bipodal à une personne lors d'un bilan initial et que cette personne se situe à 200cm du mur en face d'elle et qu'au bilan suivant on fait le même test mais à 40cm du mur alors la différence de résultat est peut-être dû aux conditions du test et non pas à la progression du sujet. Au sein de notre travail, la différence moyenne d'oscillation du CoP était de 15%. La standardisation de l'environnement est donc essentielle.

Aussi, les résultats de cette expérimentation, peuvent avoir un impact sur la rééducation. En connaissant l'influence de certaines caractéristiques visuelles sur la statique, il est possible de faire varier ces paramètres au sein des différents exercices de rééducation pour faire varier la difficulté des exercices. C'est un moyen supplémentaire au service des kinésithérapeutes pour la rééducation. Au niveau visuel, la variation au sein des exercices est souvent la condition « yeux fermés ». L'augmentation d'oscillation est importante (30%) ce qui pour certains patients rend l'équilibre trop précaire. Un changement de cible visuelle, ou bien l'éloignement de l'objectif visuel peuvent être des étapes intermédiaires avant la fermeture des yeux. Cela peut permettre de créer et d'établir une hiérarchie dans la difficulté.

De nombreux auteurs se sont intéressés aux effets de la sensibilité du pied sur l'équilibre et la locomotion. Les personnes âgées ou encore les personnes atteintes de pathologies neurologiques comme la SEP, Parkinson ou encore la neuropathie présentent des troubles de l'équilibre et de la marche dont les causes pourraient être un déficit sensorimoteur et une perte de sensibilité plantaire (Compston & Coles, 2002; Perry, 2006). En

effet, la sensibilité du pied est liée à l'équilibre chez des sujet atteints de SEP (Citaker et al., 2011). Ces troubles de la sensibilité plantaire, associés à une perte de mobilité sont liés à un risque accrue de chutes chez ces personnes (Kerr et al., 2010; Latt et al., 2009). Avec ces informations, nous comprenons bien l'intérêt de stimuler et rééduquer cette sensibilité plantaire afin d'optimiser tous les systèmes.

Une étude récente a essayé de comparer les effets de la semelle texturée sur des sportifs. Ils montrent un bénéfice des semelles texturée sur le YBT, donc l'équilibre dynamique, par rapport à une condition pieds nus et chaussures minimalistes. Ce résultat montre un potentiel effet de la stimulation sur des sujets sains et sportifs (Park et al., 2023).

VII- Conclusion

L'équilibre statique repose sur 3 systèmes qui fonctionnent simultanément et de manière concomitante. Le degré d'implication de chaque système dépend de la situation, de l'environnement ou encore des caractéristiques individuelles. De nombreux auteurs se sont intéressés à l'interaction de ces différents systèmes et à la repondération sensorielle.

Cette étude avait pour objectif de déterminer les paramètres visuels qui exercent une influence sur la statique et de voir leurs éventuelles interactions avec les informations podales. Après avoir analysé les résultats des 76 participants, nous retrouvons un effet de la distance sur l'équilibre statique ainsi qu'un effet de la cible ($p<0,01$). De même l'effet de l'interaction cible/distance est significatif. En revanche, aucun effet de la mousse n'a été retrouvé. La cible TX semble stabiliser les participants alors que la cible TG semble n'avoir aucun effet par rapport à une condition NC. Il semblerait que cette différence soit due aux informations données par l'image ainsi que par le cadre de celle-ci qui informe sur le déplacement du sujet par rapport à son environnement. Ces différences entres les cibles visuelles semblent davantage ressortir à 200cm par rapport à 40cm.

Notre travail a aussi mis en avant l'importance du paramètre choisi. Si la catégorisation des individus est réalisée sur un paramètre (comme le quotient plantaire pour l'inefficience podale), il faut préférentiellement utiliser le plus stable. De plus, étant donné l'absence d'effet de la mousse, se pose la question de la pertinence d'évaluer le rôle des informations sensorielles plantaires via cette méthode. De nombreux points restent donc à discuter et à explorer.

D'un point de vue clinique, ces résultats permettent d'adapter la mise en place d'exercices en graduant la difficulté pour une rééducation de troubles de l'équilibre. Connaitre les paramètres visuels influençant la statique peut permettre de mieux standardiser les bilans cliniques et d'éviter d'éventuels biais dans les résultats. Cependant, d'autres études sont nécessaires pour valider que la pondération sensorielle est identique chez des patients.

VIII- Bibliographie

1. Amblard, B. et al. (1985) Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Experimental Brain Research*, 61(1), p. 21-37.
2. Amblard, B. et Cremieux, J. (1976) Role of visual information concerning movement in the maintenance of postural equilibrium in man. *Agressologie : Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 17(C Spec No), p. 25-36.
3. Anand, Vijay et al. (2003) Postural Stability in the Elderly during Sensory Perturbations and Dual Tasking: The Influence of Refractive Blur. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44(7), p. 2885-2891.
4. Asai, H. et al. (1990) The influence of foot soles cooling on standing posture. *In: Brandt T, Paulus W, Bles W, Dieterich M, Krafczyk S, Straube A ; Disorders of posture and gait*, Georg Thieme Verlag Stuttgart, München, pp 198-201.
5. Barnett-Cowan, Michael et Harris, Laurence R. (2009) Perceived timing of vestibular stimulation relative to touch, light and sound. *Experimental Brain Research*, 198(2-3), p. 221-231.
6. Berthoz, A. et Viaud-Delmon, I. (1999) Multisensory integration in spatial orientation. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(6), p. 708-712.
7. Błaszczyk, Janusz, Beck, Monika et Sadowska, Dorota (2014) Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: Vision and gender effects. *Acta neurobiologiae experimentalis*, 74, p. 433-42.
8. Błaszczyk, Janusz W. (2008) Sway ratio – a new measure for quantifying postural stability. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 68(1), p. 51-57.
9. Borel, L. et al. (2008) Vestibular syndrome : a change in internal spatial representation. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 38(6), p. 375-389.
10. Boulton, Andrew J.M. et al. (2004) Diabetic somatic neuropathies. *Diabetes Care*, 27(6), p. 1458-1486.
11. Burgess, P.R. et al. (1982) Signaling of Kinesthetic Information by Peripheral Sensory Receptors. *Annual Review of Neuroscience*, 5(1), p. 171-188.
12. Chiang, Jin-Hsien et Wu, Ge (1997) The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait & Posture*, 5(3), p. 239-245.
13. Conforto, Silvia et al. (2001) Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & Posture*, 14(1), p. 28-35.
14. D'Silva, Linda J. et al. (2016) Impact of Diabetic Complications on Balance and Falls: Contribution of the Vestibular System. *Physical Therapy*, 96(3), p. 400-409.
15. Era, P. et al. (2006) Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*, 52(4), p. 204-213.
16. Fitzpatrick, R. et 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), p. 173-186.
17. Fitzpatrick, R., Rogers, D.K. et McCloskey, D.I. (1994) Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *The Journal of Physiology*, 480(Pt 2), p. 395-403.
18. Foisy, Arnaud (2016) *Rôle des afférences plantaires dans le contrôle postural et oculomoteur de sujets sains et de sujets avec Inefficience des Afférences Plantaires non symptomatique*. These de doctorat. Sorbonne Paris Cité.

19. Forbes, Patrick A. et al. (2015) Task, muscle and frequency dependent vestibular control of posture. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 8, p. 94.
20. Fransson, P.A. et al. (2007) Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. *European Journal of Applied Physiology*, 101(1), p. 81-89.
21. Fujiwara, Katsuo et al. (2006) Postural muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(5), p. 448-457.
22. Gautier, Geoffroy, Thouvarecq, Régis et Vuillerme, Nicolas (2008) Postural control and perceptive configuration: influence of expertise in gymnastics. *Gait & Posture*, 28(1), p. 46-51.
23. Gibson, J.J. *The Ecological Approach to Visual Perception*, 1979.
24. Green, Andrea M. et Angelaki, Dora E. (2010) Internal models and neural computation in the vestibular system. *Experimental Brain Research*, 200(3-4), p. 197-222.
25. Gurfinkel, E.V. (1973) Physical foundations of stabilography. *Agressologie : Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 14(Spec No C), p. 9-13.
26. Hansson, Eva Ekvall, Beckman, Anders et Håkansson, Anders (2010) Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta Oto-Laryngologica*, 130(12), p. 1358-1363.
27. Horak, Fay et al. (2002) Vestibulospinal Control of Posture. *Advances in experimental medicine and biology*, 508, p. 139-45.
28. Horak, Fay B. (2006) Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, p. ii7-ii11.
29. Horak, Fay B. (2009) Postural compensation for vestibular loss. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1164, p. 76-81.
30. Horak, Fay B., Wrisley, Diane M. et Frank, James (2009) The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy*, 89(5), p. 484-498.
31. Horak, F.B. et Hlavacka, F. (2001) Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *Journal of Neurophysiology*, 86(2), p. 575-585.
32. Horak, F.B. et Nashner, L.M. (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), p. 1369-1381.
33. Horak, F.B., Nutt, J.G. et Nashner, L.M. (1992) Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, 111(1), p. 46-58.
34. Hunter, I.W. et Kearney, R.E. (1981) Respiratory components of human postural sway. *Neuroscience Letters*, 25(2), p. 155-159.
35. Hytönen, M. et al. (1993) Postural control and age. *Acta Oto-Laryngologica*, 113(2), p. 119-122.
36. Ivanenko, Yuri P., Talis, Vera L. et Kazennikov, Oleg V. (1999) Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *European Journal of Neuroscience*, 11(2), p. 647-654.
37. Kapoula, Zoi et al. (2011) Pictorial Depth Increases Body Sway. *Psychology of Aesthetics, Creativity, and the Arts*, 5, p. 186-193.
38. Kapoula, Zoï et Lê, Thanh-Thuan (2006) Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental Brain Research*, 173(3), p. 438-445.

39. Kapoula, Zoï et Lê, Thanh-Thuan (2014) L'effet de la distance sur le quotient de Romberg. *Revue Francophone d'Orthoptie*, 7(1), p. 14-19.
40. Kavounoudias, A., Roll, R. et Roll, J.P. (1998) The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. *Neuroreport*, 9(14), p. 3247-3252.
41. Kavounoudias, Anne, Roll, Régine et Roll, Jean-Pierre (2001) Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*, 532(Pt 3), p. 869-878.
42. Kelly, Luke A. et al. (2012) Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(1), p. 46-51.
43. Kennedy, Paul M. et Inglis, J. Timothy (2002) Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of Physiology*, 538(Pt 3), p. 995-1002.
44. Le Goïc, Maëva (2013) *Etude du contrôle postural chez l'homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute*. These de doctorat. Paris 5.
45. Lee, David et Lishman, J. (1975) Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*, 1, p. 87-95.
46. Macefield, Vaughan G. (2005) Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 32(1-2), p. 135-144.
47. Magnusson, M. et al. (1990) Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Oto-Laryngologica*, 110(3-4), p. 182-188.
48. Magnusson, Måns et al. (1990) The Importance of Somatosensory Information from Feet in Postural Control in Man. Dans : TH. BRANDT, W. PAULUS, & W. BLES, (éd.) *Disorder of Posture and Gait 1990*. Stuttgart, Germany : Georg Thieme Verlag, p. 190-193.
49. Massion, J. (1998) Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), p. 465-472.
50. Massion, Jean (1995) Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4, p. 877-87.
51. McKeon, Patrick O. et Hertel, Jay (2007) Diminished plantar cutaneous sensation and postural control. *Perceptual and Motor Skills*, 104(1), p. 56-66.
52. Murray, M.P., Seireg, A. et Scholz, R.C. (1967) Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, 23(6), p. 831-838.
53. Nashner, L. et Berthoz, A. (1978) Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Research*, 150(2), p. 403-407.
54. Nashner, Lewis M. et McCollum, Gin (1985) The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), p. 135-150.
55. Nashner, L.M. (1976) Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26(1).
56. Okada, M. (1972) An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1(1), p. 75-93.
57. Okai, Liria Akie et Kohn, André Fabio (2015) Quantifying the Contributions of a Flexor Digitorum Brevis Muscle on Postural Stability. *Motor Control*, 19(3), p. 161-172.
58. Paillard, J. (1976) [Neural coding of motor commands]. *Revue D'electroencephalographie Et De Neurophysiologie Clinique*, 6(4), p. 453-472.

59. Paillard, Jacques (1971) Les 74dition74ion74 Moteurs de l'organisation de l'espace. *Cahiers de Psychologie*, (4), p. 261-316.
60. Paillard, Thierry (2016) *Posture et équilibration humaines*. 1ère édition. Deboeck superieur.
61. Patel, M. et al. (2008) The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & Posture*, 28(4), p. 649-656.
62. Patel, M. et al. (2011) Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. *Experimental Brain Research*, 208(4), p. 519-527.
63. Pérennou, D. et al. (2005) [Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders]. *Annales De Readaptation Et De Medecine Physique : Revue Scientifique De La Societe Francaise De 74dition74ion Fonctionnelle De Readaptation Et De Medecine Physique*, 48(6), p. 317-335.
64. Pérennou, Dominic (2012) Physiologie et physiopathologie du contrôle postural. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, 28.
65. Peterka, R.J. (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), p. 1097-1118.
66. Proske, Uwe et Gandevia, Simon (2009) The kinaesthetic senses. *The Journal of physiology*, 587, p. 4139-46.
67. Purves, Dale et al. (2011) *Neurosciences*. 4e 74dition. Deboeck superieur.
68. Raymakers, J.A., Samson, M.M. et Verhaar, H.J.J. (2005) The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), p. 48-58.
69. Redfern, M.S., Yardley, L. et Bronstein, A.M. (2001) Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders*, 15(1-2), p. 81-94.
70. Richard, Daniel et Orsal, Didier (2007) *Neurophysiologie : Organisation et fonctionnement du système nerveux*. 3ème édition. Dunod.
71. Roll, Jean-Pierre et al. (2004) "Proprioceptive signature" of cursive writing in humans : A multi-population coding. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 157, p. 359-68.
72. Roll, Jean-Pierre, Vedel, J. et Ribot-Ciscar, Edith (1989) Alteration of proprioceptice messages induced by tendon vibration in man : A microneurographic study. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 76, p. 213-22.
73. Romberg, Moritz Heinrich, Exley, John Thompson, et University of Bristol. Library (1857) *Lehrbuch der Nervenkrankheiten des Menschen*. Berlin : Hirschwald.
74. Simoneau, G.G. et al. (1994) Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*, 17(12), p. 1411-1421.
75. Simoneau, GG et al. (1995) Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*, 3(3), p. 115-122.
76. Stål, F. et al. (2003) Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and adaptation. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 13, p. 39-52.
77. Taneda, Kenji et al. (2021) Effects of simulated peripheral visual field loss on the static postural control in young healthy adults. *Gait & Posture*, 86, p. 233-239.
78. Thelot B, Lasbeur L, Pedrono G, Bulletin Epidémiologique Hebdomadaire, 2017, n°. 16-17, p. 328-35
79. Tortolero, Xavier et al. (2007) Body Movement Induced by Electrical Stimulation of Toe Muscles During Standing. *Artificial Organs*,

80. van Asten, W.N.J.C., Gielen, C.C.A.M. et van der Gon, J.J. Denier (1988) Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments. *Experimental Brain Research*, 73(2), p. 371-383.

81. Van Deursen, R.W.M. et Simoneau, G.G. (1999) Foot and Ankle Sensory Neuropathy, Proprioception, and Postural Stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(12), p. 718-726.

82. Van Parys, J.A. et Njiokiktjien, C.J. (1976) Romberg's sign expressed in a quotient. *Agressologie : Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 17 SPECNO, p. 95-99.
83. Vibert, Jean-François et al. (2019) *Neurophysiologie : De la physiologie à l'exploration fonctionnelle*. 3ème édition. Elsevier Masson.
84. Wang, Ting-Yun et Lin, Sang-I. (2008) Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(4), p. 493-499.
85. Winter, DA (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), p. 193-214.
86. Winter, D.A. et al. (1998) Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), p. 1211-1221.
87. Yi, Yongwoo et Park, Sukyung (2009) Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control. *Experimental Brain Research*, 195(3), p. 361-369.

IX- ANNEXES

1- CPP

UNIVERSITÉ RENNES 2

DEMANDE D'ATTESTATION ETHIQUE
POUR UN PROJET DE RECHERCHE

(en vue d'une attestation délivrée par l'Université Rennes 2)

Les demandes d'attestation éthique sont à envoyer aux personnes suivantes de l'Université Rennes 2 :

- Vice-Présidente en charge de la Recherche : Gaïd Le Maner-Idrissi (gaid.lemaner-idrissi@univ-rennes2.fr)
- Référent à l'intégrité scientifique : Alexandre Serres (referent-integritescientifique@univ-rennes2.fr)
- Délégué à la Protection des Données : Louis Cellier (dpo@univ-rennes2.fr)

Intitulé du Projet :

Influence de l'information visuelle sur l'intégration des informations plantaires et la statique d'adultes sains

Acronyme du projet : PiMouss

1/ ÉLÉMENTS ADMINISTRATIFS

- Responsable scientifique du projet : Armel Crétual
- Statut : MCF / HDR
- Etablissement : Université de Rennes 2 - UFR STAPS
- Adresse mel : armel.cretual@univ-rennes2.fr ; n° portable : 0604073922
- Domaine disciplinaire : STAPS - Sciences du mouvement humain

1

- Coordinateur de la recherche (si différent du responsable scientifique) : Anne-Hélène OLIVIER
- Statut : MCF / HDR
- Etablissement : Université de Rennes 2 – UFR STAPS
- Adresse mel : anne-helene.olivier@univ-rennes2.fr ; n° portable : 0685834036
- Domaine disciplinaire : STAPS - Sciences du mouvement humain

- Personnes impliquées dans le projet (nom prénom, statut, affiliation) :
  PUIL Carole (Doctorante, Univ Rennes 2 – STAPS)
  LE TARGAT Kevin (Etudiants M1 sc. de la réadaptation – Kinésithérapie – IFPEK)
  LE PESQUER Olivia (Etudiante en 3ème année en orthoptie – CHU Pontchaillou – Rennes)

- Établissement porteur du projet : Université Rennes 2 et IFPEK
- Unité de recherche : Laboratoire Mouvement Sport et Santé (M2S)
- Code du laboratoire : EA 7470
- Sous-domaine scientifique du projet : STAPS
- Durée du projet : 2018 - 2023
- Objet du projet *(2 lignes)* :

Evaluation de l'information visuelle sur l'intégration des informations sensorielles plantaires dans une tâche statique sur des sujets sains

- Financeur du projet : IFPEK (Institut de Formation en Podologie, Ergothérapie et Kinésithérapie - Rennes) et Université de Rennes 2.

2/ DESCRIPTIF DU PROJET :

2.1 Résumé 5 lignes

L'évaluation de la qualité du contrôle postural est un objectif majeur des sciences de la réadaptation. Alors que l'influence des informations visuelles a largement été démontrée dans la littérature sur ce contrôle postural, l'effet des caractéristiques de ces conditions visuelles sur les informations plantaires est très peu documenté. C'est l'objectif de cette étude.

2.2 Objectifs principaux

Contexte et justification :

Le contrôle postural utilise les différentes afférences dont il dispose pour réaliser un geste efficient et écologique (Shumway-Cook, 1986). Les scientifiques ont cherché à caractériser l'apport de chaque afférence dans ce contrôle et son rôle dans la tâche statique de maintien d'une posture debout notamment.

D'une part, le pied est une zone d'interaction fondamentale avec l'environnement. Afin de comprendre et de quantifier l'importance des informations plantaires pour le contrôle de l'équilibre, les scientifiques ont cherché à caractériser les capteurs plantaires et à évaluer les adaptations motrices induites par la perturbation du retour sensoriel de cette information *via* différentes techniques (électrostimulation, vibrations, anesthésie, stimulation mécanique) (Bent, 2015). Parmi ces techniques, la stimulation mécanique, non invasive, peut prendre différentes formes ou textures. Dans la majorité des cas, il s'agit d'une plaque de mousse ou d'une semelle orthopédique (composée de reliefs prédéfinis).

D'autre part, la vision est un capteur essentiel de l'environnement qui entoure le sujet. Elle permet une prise d'information sur les caractéristiques de l'environnement ainsi que la relation entre l'individu et son environnement et joue le rôle de régulateur du mouvement pour l'individu (Romberg et al, Hansson et al, 2010, Era et al, 2006). Son rôle dans le contrôle postural a été largement évalué. Par exemple, la convergence stabilise l'individu, impliquant donc qu'une cible visuelle rapprochée du visage impacte les oscillations du centre de pression et diminue celles-ci. On obtient donc un impact de la distance de la cible sur la stabilisation du contrôle postural (Kapoula, 2006). La diminution du champ visuel perturbe l'équilibre également (Taneda, 2021), tout comme la perception d'une mouvement visuel (Amblard et al, 1976, Crémieux et al, 1994)

L'évaluation de l'équilibre postural s'effectue généralement sur une plateforme de force ou de stabilométrie. Elle enregistre les déplacements résiduels du centre de pression sur un temps donné, correspondant à l'oscillation du sujet lorsqu'il maintient une posture quasi-statique. Les normes de cette oscillation pour un sujet sain sur sol dur sont connues (Abrahamova, 2008), et sont admises comme rendant compte de sa stabilité.

Les auteurs utilisent ainsi des conditions de maintien de posture statique les yeux ouverts et les yeux fermés sur la plateforme de force afin de comprendre leur rôle dans le maintien de l'équilibre. Ainsi, les yeux fermés en comparaison avec les yeux ouverts, les auteurs montrent une modification du mouvement du Centre de Pression (CoP) caractérisé par une augmentation de sa surface d'oscillation, une augmentation de sa distance parcourue ou encore une augmentation de sa vitesse preuve d'une instabilité (Shumway-Cook, 1986). De la même manière, afin d'évaluer la place de l'information plantaire, les auteurs utilisent une plaque de mousse interposée entre les pieds et la plateforme de force. Les données normatives montrent également un plus grand déséquilibre lorsqu'on interpose une plaque de mousse sous le pied en comparaison à une condition contrôle sans mousse.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'interaction de ces informations et l'organisation du système moteur pour les traiter. Foisy et al. (2017) montrent qu'une sous population de son échantillon présente une inefficience podale, qu'il caractérise par une meilleure stabilité sur une plaque de mousse (Depron®) que sur sol dur. Ils remarquent également que cette information est retrouvée uniquement lorsque la cible visuelle est située à 40cm et non à 200cm. Les premières expérimentations (PiMouss1, n° 2021-007) ne montrent pas de déséquilibre sur mousse, contrastant avec les résultats de Foisy et al. (2017). Les conditions de passation étant différentes (notamment la condition visuelle avec la présence d'une cible à 40cm pour Foisy et uniquement d'un mur blanc à 1m des talons pour nous), il est nécessaire de clarifier quelles informations sont utilisées.

Dans ce contexte, si l'on compare la pratique clinique avec ces résultats de la littérature ou les données scientifiques entre elles, un besoin de normalisation du protocole de passation de l'évaluation sur mousse est

nécessaire. Des mousses différentes provoquent des résultats différents sur l'oscillation (Patel, 2008). Chaque praticien prend la mousse de son choix parmi les nombreuses disponibles chez les fournisseurs, présentant des caractéristiques différentes (dureté shore A, densité, épaisseur…). Mais les conditions visuelles modifient également la réponse.

Le but de ce projet est donc de mieux comprendre le fonctionnement de l'interaction entre les informations visuelles perçues et les informations mécaniques externes au niveau des capteurs de la sole plantaire. Pour cela, l'étude se focalise sur la répercussion d'une stimulation visuelle couplée à une information plantaire sur les paramètres d'équilibre en statique bipodale.

- **Objectif principal et critère de jugement principal :**

Notre étude vise ainsi à comparer l'intégration des informations podales, en statique, en fonction des informations visuelles fournies.

Les choix d'aménagement des cabinets ne sont pas normalisés. Si la présence d'une cible (telle qu'un tableau) et la distance à laquelle elle se situe de la plateforme de stabilométrie modifie la réponse, il est important d'identifier l'information afin de prévenir les différences de résultats dues à l'environnement et non à un déficit sensoriel du patient. L'objectif est d'évaluer quelle information visuelle est prise en compte pour maintenir la stabilité posturale lors d'un déséquilibre sur mousse. Pour cela, nous souhaitons alors évaluer l'effet de différents indices visuels associés à une perturbation sensorielle de l'information podale sur la stabilité posturale.

Notre critère de jugement principal se basera alors sur les adaptations du contrôle postural des participants en fonction des stimulations visuelles et podales fournies. Nous nous intéresserons au mouvement du centre de pression enregistré sur plateforme de stabilométrie en situation bipodale statique. Nous analyserons plus particulièrement l'interaction des conditions afin de comprendre si les modifications observées sur le déplacement du centre de pression sont dues à la modification de l'environnement visuel uniquement ou si l'information plantaire contribue à ce déséquilibre.

- Objectif secondaire et critère de jugement secondaire

L'information plantaire contribue à l'équilibre postural. Elle est évaluée par comparaison de la réponse de l'individu lors d'une tache statique effectuée sur un sol dur et sur une plaque de mousse.

L'objectif est d'identifier des sous populations présentant une réponse aphysiologique comme une oscillation améliorée sur plaque de mousse. Le quotient plantaire permet de mettre en évidence le poids de l'information podale. Il correspond au rapport de la surface d'oscillation du centre de pression sur plaque de mousse par la

surface d'oscillation du centre de pression sur sol dur. Nous nous intéresserons donc à la distribution de ce quotient afin de mieux comprendre les potentiels déficits posturaux.

Références bibliographiques :

- Abrahamova, D., & Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, *57*(6).
- Catley, M. J., Tabor, A., Wand, B. M., & Moseley, G. L. (2013). Assessing tactile acuity in rheumatology and musculoskeletal medicine—how reliable are two-point discrimination tests at the neck, hand, back and foot?. *Rheumatology*, *52*(8), 1454-1461.
- Cohen, H., Blatchly, C. A., & Gombash, L. L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical therapy*, *73*(6), 346-351.
- Foisy, A., & Kapoula, Z. (2017). Plantar Exteroceptive Inefficiency causes an asynergic use of plantar and visual afferents for postural control: Best means of remediation. *Brain and behavior*, *7*(6), e00658.
- Fujimoto, C., Murofushi, T., Sugasawa, K., Chihara, Y., Ushio, M., Yamasoba, T., & Iwasaki, S. (2012). Assessment of postural stability using foam posturography at the chronic stage after acute unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Otology & Neurotology*, *33*(3), 432-436.
- Kapoula, Z., & Leˆ, T. T. (2006). Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental brain research*, *173*(3), 438-445.
- Liu, B., Leng, Y., Zhou, R., Liu, J., Liu, D., Liu, J., ... & Kong, W. J. (2018). Foam pad of appropriate thickness can improve diagnostic value of foam posturography in detecting postural instability. *Acta Oto-Laryngologica*, *138*(4), 351-356.
- Patel, M., Fransson, P. A., Lush, D., & Gomez, S. (2008). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & posture*, *28*(4), 649-656.
- Romberg, M. H. (1853). *A manual of the nervous diseases of man* (Vol. 2). Sydenham Society.
- Shumway-Cook, A., & Horak, F. B. (1986). Assessing the influence of sensory interaction on balance: suggestion from the field. *Physical therapy*, *66*(10), 1548-1550.
- Strzalkowski, N. D., Triano, J. J., Lam, C. K., Templeton, C. A., & Bent, L. R. (2015). Thresholds of skin sensitivity are partially influenced by mechanical properties of the skin on the foot sole. *Physiological reports*, *3*(6), e12425.
- Taneda, K., Mani, H., Kato, N., Komizunai, S., Ishikawa, K., Maruya, T., ... & Asaka, T. (2021). Effects of simulated peripheral visual field loss on the static postural control in young healthy adults. *Gait & Posture*, *86*, 233-239.
- Weber, E. H. (1996). *EH Weber on the tactile senses*. Psychology Press.
- Wu, G., & Chiang, J. H. (1996). The effects of surface compliance on foot pressure in stance. *Gait & posture*, *4*(2), 122-129.

2.3 Population(s) concernée(s)

La population étudiée sera composée d'adultes sains.

Critères de non inclusion :

- Mineur et majeur âgés de 45 ans et plus
- Présenter de troubles de l'équilibre (oreille interne, vision)
- Être enceinte
- Prendre de médicament perturbant l'équilibre

- Avoir subi un traumatisme récent des membres inférieurs (inférieur à 3 mois ou en cours de rééducation)

2.4 Lieu d'étude

L'étude va se dérouler en France, Bretagne, Rennes, au sein de la clinique de l'IFPEK (Institut de formation en Podologie, ergonomie et kinésithérapie) - 12 rue Jean Louis Bertrand 35000 Rennes.

Les tests orthoptiques, prérequis à l'inclusion, seront réalisés soit au sein de la clinique ophtalmologique du CHU de Pontchaillou (12 rue Henri Le Guilloux, 35000 Rennes) soit au sein de l'IFPEK.

2.5 Méthodologie

- **Tâche expérimentale et matériel associé**

Pour répondre à nos objectifs, nous souhaitons faire réaliser une tâche statique bipodale pour laquelle le sujet doit se tenir debout immobile sur plateforme de stabilométrie.

Notre protocole vise à reproduire l'étude de Foisy et al. (2017) en proposant des informations visuelles différentes afin d'établir quelle information visuelle est prise en compte dans la stabilisation posturale lorsque les informations sensorielles plantaires sont perturbées avec l'interposition d'une plaque de mousse entre les pieds et le sol.

Le matériel utilisé est :

- Une plateforme de stabilométrie
- Une cible visuelle en face des yeux (soit positionnée au bout d'un pied de micro de profil afin de ne pas avoir de support face au participant lorsque la cible est à 40cm, soit suspendue à un fil transparent lorsque la cible est à 200cm)
- Une image texturée (image de 6cm x 4cm d'un paysage de bord de mer avec une cible au milieu positionnée de la même façon que les cibles lorsque la cible est à 40cm, et de dimension 20x30 cm lorsque la cible est à 200cm) (Patel, 2008).
- Une plaque de Dépron® de 6mm

- **Design expérimental**

Nous évaluerons les capacités visuelles (accommodation, acuité, convergence) du participant à l'aide des tests oculaires. Ces tests seront réalisés par un étudiant en orthoptie. Ils sont non invasifs, non douloureux et de routine clinique.

Les tests choisis afin de garantir une population sans déficit visuel majeur sont les suivants (Annexe 1) :

- Méthode de Parinaud pour l'acuité visuelle de la vision proche (lecture de phrases de taille différente avec un texte situé à 33cm du participant) (Kniestedt, 2003)

- Echelle de Monoyer pour l'acuité visuelle de loin (lecture de lettres décroissantes avec un dispositif placé à 5m du participant) (Kniestedt, 2003)
- La vision binoculaire avec le test de stéréoacuité TNO (le participant doit atteindre avec son doigt la pointe d'un crayon tenu par l'examinateur (horizontalement puis verticalement)) (Antona, 2015).
- Le test de convergence de près (évaluation de la distance minimale à laquelle le participant voit un objet distinctement sans dédoublement) (Hung, 1986)
- L'amplitude d'accommodation par la méthode push up (mesure de la distance minimale pour laquelle le participant ne peut plus distinguer les lettres non floues (utilisation du support de l'échelle de Parinaud)).

Le participant pourra réaliser ces évaluations en amont ou le jour même. S'il n'est pas dans les normes des tests, il ne pourra pas continuer l'expérimentation. En fonction des résultats, il sera conseillé au participant de réaliser une consultation chez un ophtalmologue ou orthoptiste afin de réaliser une évaluation plus approfondie.

Pour être inclus dans l'étude, le participant devra obtenir les résultats suivants :

- Pour son acuité visuelle de la vision proche : le résultat doit être inférieur à P3. L'échelle de Parinaud classe le niveau d'acuité visuelle de près entre P1.5 (vision parfaite) et P28. P2 est considéré comme une vision normale.
- Pour son acuité visuelle de loin : elle doit être de 10/10e.
- Pour la convergence de près, le résultat est dit physiologique lorsque le sujet obtient un résultat entre 5 et 8 cm.
- Pour la vision binoculaire avec le test de stéréoacuité TNO, le sujet doit obtenir un résultat inférieur ou égal à 60'' d'arc.
- Pour l'amplitude d'accommodation : le sujet devra obtenir un résultat compris entre son minimum et son maximum théorique d'amplitude d'accommodation.

Puis le participant réalisera la tâche statique sur plateforme de stabilométrie sous plusieurs conditions expérimentales présentées dans un ordre randomisé. Nous nous intéresserons aux facteurs suivants :

- Vision : l'objectif de l'expérimentation sera de comparer l'effet des caractéristiques de l'information visuelle sur la statique afin de déterminer des conditions de passation des tests cliniques et de mieux comprendre les interactions réalisées entre informations plantaires et visuelles. Nous aurons donc plusieurs conditions séparées dans 2 blocs distincts, conditions illustrées sur la Figure 1.
    - bloc n°1 : **Mur situé à 200cm** du participant. Les conditions visuelles sont :
      - Pas de cible (condition contrôle) réalisée yeux fermés et yeux ouverts
      - Cible à 40 cm réalisée yeux ouverts
      - Cible à 200 cm réalisé yeux ouverts
      - Cible incluse dans une image texturée (image d'un paysage de côte maritime de 30x20cm) à 200cm réalisée yeux ouverts

    - bloc n°2 : **Mur situé à 40cm** du participant
      - Pas de cible (condition contrôle) réalisée yeux fermés et yeux ouverts

- cible unique à 40cm réalisée yeux ouverts
- cible incluse dans une image texturée (image d'un paysage de côte maritime de 30x20cm) à 40cm réalisée yeux ouverts

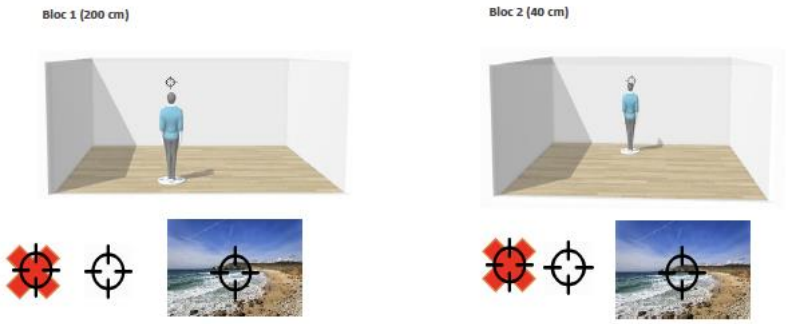


Figure 1 : Conditions de position du participant par rapport au mur (à 200 ou 40cm) et de cible visuelle de notre protocole expérimental (aucune cible, une cible simple, une cible dans une image texturée)

- Mousse : Afin de bien isoler le rôle de l'information sensorielle plantaire dans l'interaction visio-podale, nous allons tester les participants sur 2 surfaces : sol dur et plaque de mousse (Dépron® de 6mm)

Figure 2 : Illustration de la mousse utilisée sous les pieds du participant.

Une condition correspondra à une combinaison entre les différents niveaux des facteurs vison et mousse (Tableau 1) :

Cible x distance mur	Yeux	Surface Sol
Bloc 1 (mur à 200cm)		
Pas de cible	Fermés	Dépron®
		Sol dur
	Ouverts	Dépron®
		Sol dur

8

Cible à 40 avec mur à 200cm	Ouverts	Dépron®
		Sol dur
Cible à 200 avec mur à 200	Ouverts	Dépron®
		Sol dur
Cible texturée à 200 avec mur à 200	Ouverts	Dépron®
		Sol dur
Bloc 2 (mur à 40cm)		
Pas de cible	Ouverts	Dépron®
		Sol dur
	Fermés	Dépron®
		Sol dur
Cible à 40 avec mur à 40cm	Ouverts	Dépron®
		Sol dur
Cible texturée à 40 avec mur à 40cm	Ouverts	Dépron®
		Sol dur

Tableau 1 : Récapitulatif des différentes associations de conditions expérimentales de PiMouss3.

Un essai consistera à maintenir une station debout sur une plateforme stabilométrique durant 30 secondes dans une condition donnée. Trois essais seront réalisés pour chaque condition. Entre chaque essai de 30s, un temps de repos d'au moins 30s sera imposé.

Un temps de repos de 5 minutes, entre chaque bloc oculaire, sera également imposé.
Le bloc n°1 sera composé de (10 x 3) 30 essais.
Le bloc n°2 sera composé de (8 x 3) 24 essais
Dans ce design, chaque participant réalisera 54 essais (9 conditions visuelles * 2 conditions podales * 3 répétitions).

Le nombre de participants a été évalué sur les données de l'article de Foisy (2017) et s'élève à 76 participants (d=0.77).

- **Déroulement**

Les sujets recevront une notice d'informations (cf Annexe 2) à lire avant la venue sur le lieu d'expérimentation. Le document décrit le but de l'étude, ses avantages et inconvénients et son déroulement. A leur arrivée sur le lieu d'expérimentation (clinique podologique de l'IFPEK et clinique ophtalmologique du CHU), chaque sujet signera un consentement de participation à l'étude après avoir eu l'occasion de poser toutes les questions nécessaires à sa bonne compréhension à l'expérimentateur.

Tout d'abord nous collecterons les données socio-démographiques (sexe, âge) et anthropométriques (taille, pointure, masse) des participants (sans objectif de calcul d'indice de masse corporel).

Les tests visuels seront réalisés et analysés directement. En cas d'observations anormales, le participant sera retiré de l'étude et réorienté vers un ophtalmologue (ou orthoptiste) afin de réaliser des tests plus approfondis.
Les tests oculaires se feront sur un premier temps de 30 minutes. Si les tests du participants sont physiologiques, il pourra réaliser la suite de l'expérimentation (le jour même ou sur une autre journée).

Le dispositif de plateforme de stabilométrie et la tâche à réalisée seront expliqués au participant.
Le participant réalisera les conditions visuelles par bloc avec une pause d'une durée minimum de 5 minutes entre chaque bloc. La pause permettra le réaménagement de l'espace d'enregistrement (placement des cibles).
Si besoin le participant pourra demander une pause à tout moment.

Après la réalisation des essais, le sujet pourra quitter le lieu d'expérimentation.
La durée totale de l'expérimentation est estimée à 1h30 (comprenant : accueil, tests oculaire et enregistrements sur plateforme).
Une asepsie de la plateforme, et des mousses sera réalisée entre chaque sujet. Le Dépron® étant à usage unique, cette mousse sera jetée après utilisation.
Durant l'expérience, les consignes sanitaires en vigueur seront scrupuleusement respectées.

- **Risques potentiels**

Cette expérimentation sera réalisée au sein de la clinique de soin de l'IFPEK. L'agrément de l'IFPEK en tant que structure paramédicale de formation est délivré par la région Bretagne (cf annexe 5). Un professionnel de santé sera sur place lors des enregistrements. Les tests oculaires seront réalisés au sein de la clinique ophtalmologique

du Centre hospitalier universitaire de Rennes (Université Rennes 1) ou au sein de l'IFPEK en fonction des plannings des structures.

L'étude ne présente pas de risque pour les participants.

Bibliographie :

Kniestedt, C., & Stamper, R. L. (2003). Visual acuity and its measurement. *Ophthalmology Clinics of North America*, *16*(2), 155-70.

Antona, B., Barrio, A., Sanchez, I., Gonzalez, E., & Gonzalez, G. (2015). Intraexaminer repeatability and agreement in stereoacuity measurements made in young adults. *International journal of ophthalmology*, *8*(2), 374.

Hung, G. K., Ciuffreda, K. J., & Semmlow, J. L. (1986). Static vergence and accommodation: population norms and orthoptics effects. *Documenta ophthalmologica*, *62*(2), 165-179.

Cooper, J., Feldman, J., & Medlin, D. (1979). Comparing stereoscopic performance of children using the Titmus, TNO, and Randot stereo tests. *Journal of the American Optometric Association*, *50*(7), 821-825.

3/ TRAITEMENT DES DONNÉES PERSONNELLES

Coordonnées du Délégué à la Protection des données :

- Le délégué à la protection des données
  Université Rennes 2
  Place du Recteur Henri Le Moal
  CS 24 307
  35 043 RENNES Cedex
- dpo@univ-rennes2.fr

3.1 Collecte des données personnelles

- **Types d'informations collectées :**

Seulement les données nécessaires pour le déroulement du projet seront collectées.
Les données identifiantes sont : Nom et coordonnées
Les données sociodémographiques sont : Sexe, âge.
Les données anthropométriques sont : Taille – masse – pointure

Les données instrumentales sont la mesure de la position au cours du temps du centre de pression grâce à la plateforme de forces et les mesures d'acuité visuelle, de vision binoculaire, de convergence et d'amplitude d'accommodation.

- **Données sensibles collectées :**

Les données sensibles sont relatives aux données de santé à savoir l'évaluation visuelle, ainsi que l'IMC qui peut être retrouvé par les variables taille et masse.

Il faut noter que nous nous engageons à ce que ces données sensibles ne soient jamais présentées de manière individuelle de façon simultanée avec les données anthropométriques et socio-démographiques.

- **Pseudo-anonymisation des données :**

Nous appliquons le protocole de pseudo-anonymisation pour traiter les données personnelles. Il a été validé par l'ARS et permet de contacter les sujets en cas de découverte inopinée. Il est entendu que les données identifiantes sont stockées séparément des autres données personnelles.

Un code identifiant pseudo-anonyme est attribué à chaque sujet lors de l'accueil au laboratoire via un ordinateur exclusivement dédié à cet usage. L'accès à l'ordinateur est protégé par un mot de passe. Ce code est ensuite reporté sur tous les documents papiers ou électroniques ainsi que sur tous les dispositifs utilisés pour effectuer les tests et analyses nécessaires à la recherche, et aucune donnée personnelle n'est alors identifiable après cette étape. De fait, aucune des données utilisées dans le cadre de cette recherche ne comportent d'éléments permettant d'identifier les participants.

Un code identifiant pseudo-anonyme est attribué à chaque sujet lors de la signature du consentement de participation à l'étude. Il est ensuite enregistré à l'IFPEK via un ordinateur exclusivement dédié à cet usage. L'accès à l'ordinateur est protégé par un mot de passe (que seuls les responsables de la recherche connaissent). Ce code est ensuite reporté sur tous les documents papiers ou électroniques ainsi que sur tous les dispositifs utilisés pour effectuer les tests et analyses nécessaires à la recherche, sur les 2 lieux expérimentaux, et aucune donnée personnelle n'est identifiable. Ainsi aucune des données utilisées dans le cadre de cette recherche ne comportent d'éléments permettant d'identifier les participants.

3.2 Gestion des données personnelles

- **Stockage des données :**

Le stockage d'informations sur papier est réduit au minimum, et concerne le cahier d'expérimentations et les consentements de participation.

Le cahier comporte les données expérimentales consignées pour chaque journée de tests, les expérimentateurs présents, le code identifiant des participants testés, la nature des tests ainsi que tout éventuel problème technique

ou humain. Ce cahier est archivé dans une armoire fermée à clé située soit dans le cabinet médical du laboratoire soit, pour les documents plus anciens, dans une autre armoire fermée à clé située dans le local attenant à la salle d'effort. L'accès à ces armoires est sous la responsabilité du médecin ou du responsable de laboratoire. Aucune information personnelle permettant d'identifier les sujets n'est consignée dans ce cahier. Les consentements de participation complétés sont également stockés dans l'armoire fermée à clef située dans le local attenant à la salle d'effort. L'accès à cette armoire est sous la responsabilité du responsable de laboratoire.

Toutes les autres données informatisées sont stockées sur le disque dur de l'ordinateur du système d'analyse du mouvement, dont l'accès est protégé par un mot de passe. Elles sont ensuite archivées après chaque expérimentation et pour chaque projet, sous forme d'un dossier électronique sauvegardé sur un espace dédié dans le NAS interne du laboratoire M2S. L'accès à ce NAS se fait par des identifiants individuels donnant un accès restreint qui ne permet que le dépôt et la consultation de ses fichiers. Le NAS n'est consultable que depuis le réseau interne de l'ENS, il n'est pas accessible via internet. Seules trois personnes sont autorisées à effacer des données :

- Brice MARTIN (IG, univ. Rennes 2)
- Anne-Hélène OLIVIER (MCF, univ. Rennes 2)
- Anthony SOREL (IG, univ. Rennes 2)

Pour les expérimentations extérieures au laboratoire (au sein de l'IFPEK) le laboratoire M2S a créé un VPN sécurisé afin de permettre le transfert des données et du fichier d'équivalence du site d'expérimentation vers son NAS interne. Les données sont effacées de l'ordinateur du site d'expérimentation directement après le transfert.

Toutes les autres données informatisées sont ensuite archivées après chaque journée expérimentation, sous forme d'un dossier électronique spécifique au projet, sauvegardé sur un espace dédié dans le NAS interne du laboratoire M2S. L'accès à ce NAS s'effectue par des identifiants individuels donnant un accès restreint qui ne permet que le dépôt et la consultation de ses fichiers. Le NAS n'est consultable que depuis le réseau interne de l'ENS, il n'est pas accessible via internet. Seules trois personnes sont autorisées à effacer des données :

- Brice MARTIN (IG, Université Rennes 2)
- Anne-Hélène OLIVIER (MCF - HDR, Université Rennes 2)
- Anthony SOREL (IG, Université Rennes 2)

- **Personnes responsables de la saisie :**

La responsable de la saisie du fichier de correspondance est Anne-Hélène OLIVIER (MCF, Univ. Rennes 2).
Pour les documents possédant seulement le code d'anonymisation, c'est-à-dire les documents avec les données mesurées, les responsables de la saisie sont Anne-Hélène OLIVIER (MCF, Université Rennes 2), Armel CRETUAL (MCF, Université Rennes 2) et Carole PUIL (Doctorante, Université Rennes 2), et Kevin LE TARGAT (étudiant sur le projet, IFPEK).

- **Personnes ayant accès aux données :**

La personne ayant accès aux fichiers d'anonymisation est : Anne-Hélène OLIVIER (MCF, Université Rennes 2)

Les personnes ayant accès aux fichiers avec toutes les données anonymisées sont :

- Brice MARTIN (IG, Université Rennes 2)
- Anne-Hélène OLIVIER (MCF, Université Rennes 2)
- Anthony SOREL (IG, Université Rennes 2)
- Armel CRETUAL (MCF, Université Rennes 2)
- Kevin LE TARGAT (Etudiant sur le projet, IFPEK)
- Olivia LE PESQUER (Etudiante sur le projet, Université Rennes 1)
- Carole PUIL (Doctorante, Université Rennes 2)

Ces personnes, soumises au secret professionnel, auront accès aux données codées dans le cadre de leur fonction et en conformité avec la réglementation.

Les informations recueillies dans le cadre de l'expérience sont enregistrées dans un fichier informatisé par l'Université Rennes 2.

Les participants pourront accéder aux données les concernant, les rectifier, demander leur effacement ou exercer leur droit à la limitation du traitement des données. Ils pourront également s'opposer au traitement de leurs données.

3.3 Traitement et analyse des données

L'analyse statistique consistera en une comparaison de résultats provenant de groupes dépendants. Les statistiques seront inférentielles. Une analyse de type ANOVA à mesures répétées, suivie de tests post-hoc, sera mise en place pour évaluer l'effet des conditions visuelles associées aux conditions podales sur la réponse posturale des participants. Nous porterons une attention particulière à la taille de l'effet associée au test.

3.4. Propriétés des données et publication

- **Propriété des données :**

La propriété des données est attribuée à l'université Rennes 2 et à l'IFPEK, conformément à la convention de collaboration signée pour la thèse (N° 2019 - 022).

- **Ouverture des données, publication :**

La convention signée par les 2 parties stipule que le M2S et l'IFPEK peuvent faire usage libre des données et résultats produits par les travaux de recherche.

3.5. Archivage des données

A l'issue de la recherche, les données seront conservées durant 3 ans après la fin du projet Pimouss. Après la fin du projet, les données seront anonymisées et archivées conformément à la réglementation en vigueur. Elles seront stockées sur le NAS du laboratoire M2S dont l'accès est limité par mot de passe. La modification des données est uniquement possible par 3 personnes désignées (Anthony Sorel, Anne Hélène Olivier et Brice Martin).

ANNEXES

Fournir en annexes les documents utiles à la compréhension du projet et à l'établissement de l'attestation éthique, notamment :

- Annexe 1 : Tests visuels et normes
- Annexe 2: La note d'information du projet Pimouss 3
- Annexe 3: Le formulaire de consentement Pimouss 3
- Annexe 4: Notice d'information sur la protection des données à caractère personnel
- Annexe 5: Membres de l'équipe
- Annexe 6: Déclaration au registre de traitement de l'université ;
- Annexe 7: Agrément ARS Laboratoire M2S
- Annexe 8: Agrément Région Bretagne IFPEK.

ANNEXE 1 : TESTS VISUELS ET NORMES

Test de l'acuité visuelle de près = Méthode de Parinaud

Cible composée d'un texte situé sur un mur à 33cm du participant.

Le texte est une succession de phrases de taille décroissante.

On note P28 si le participant ne peut lire que les mots les plus grands. On diminue jusqu'à P2 pour la plus petite phrase.

Phrase du praticien : *« Quelle est la plus petite ligne de lettres que vous puissiez déchiffrer avec les 2 yeux, sans plisser les yeux et sans essayer de vous rapprocher du tableau, en conservant un port de tête normal »*.

Test de l'acuité visuelle de loin = Echelle de Monoyer

Cible composée de lettres situées sur un mur à 5m du participant.

Les lettres sont successivement décroissantes.

On note P28 si le participant ne pet lire que les lettres les plus grandes. On diminue jusqu'à P1.5 pour la dernière ligne.

Phrase du praticien : *« Quelle est la plus petite ligne de lettres que vous puissiez déchiffrer avec les 2 yeux, sans plisser les yeux et sans essayer de vous rapprocher du tableau, en conservant un port de tête normal »*.

Test de la vision binoculaire = Test de stéréoacuité TNO

Le sujet porte les lunettes polarisées fournies et doit discerner des formes en vision binoculaire 3D qui sont situées à 40cm de lui. On pourra déterminer sa stéréoacuité sur une échelle de 400 à 20'' d'arc.

Test de convergence de près

L'examinateur positionne une cible (exemple crayon avec bout coloré) en face du participant. Le participant doit uniquement voir un crayon. L'examinateur rapproche doucement le crayon provoquant la convergence oculaire du participant. Dès que le participant voit 2 crayons (corrélé avec un mouvement divergent d'un œil visible par l'examinateur), on prend la distance entre la cible et les yeux du participant.

La norme est située entre 3 et 5 cm. On considère que la limite de convergence est 8 cm.

Test de l'amplitude d'accommodation = la méthode push up

On place le texte proche des yeux du sujet et on le recule petit à petit. Lorsqu'il ne peut plus voir les lettres nettes, on note la distance. La mesure est moyennée sur 3 répétitions.

La distance d'accommodation en dioptrie correspond à D = 1/(distance mesurée)

Phrase du praticien : *« Fixez et maintenez la netteté sur les lettres. Vous allez rapprocher lentement le test et arrêterez dès que vous commencerez à percevoir le tout premier flou constant, même si vous arrivez encore à lire ».*

Les normes de l'amplitude d'accommodation sont fonction de l'âge :

- amplitude moyenne = 18.5 - (0.30 x âge du patient en années),
- amplitude minimale = 15 - (0.25 x âge du patient en années)
- amplitude maximale = 25- (0.40 x âge du patient en années)

ANNEXE 2 : LA NOTE D'INFORMATION DU PROJET PIMOUSS 3

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

Veuillez lire ce document attentivement avant de prendre votre décision de participer à cette étude.

Projet PiMouss 3 : Evaluation de l'interaction d'une stimulation mécanique de type mousse avec des différentes conditions visuelles sur la statique

Personnes responsables du projet :

Anne-Hélène Olivier, Armel Crétual, Carole Puil, Kevin Le Targat, Olivia Le Pesquer

Objectif : l'objectif principal de ce projet est d'analyser l'interaction d'une stimulation mécanique (interposition d'une plaque de mousse) et des informations visuelles sur la statique de sujets sains.

Nature de la participation : Votre participation sera requise pour participer à 2 sessions expérimentales de 1h30 minutes au total. Le lieu de l'expérimentation est l'IFPEK. Pour les tests oculaires, ils pourront être réalisés à l'IFPEK ou au sein de la clinique ophtalmologique du CHU de Rennes (Pontchaillou). Les participants doivent être majeurs.

Les critères de non inclusion sont :

- Mineur et majeur âgés de 45 ans et plus
- Présenter de troubles de l'équilibre (oreille interne, vision)
- Être enceinte
- Prendre de médicament perturbant l'équilibre
- Avoir subi un traumatisme récent des membres inférieurs (inférieur à 3 mois ou en cours de rééducation)

18

Déroulement

A votre arrivée sur le lieu d'expérimentation (clinique podologique de l'IFPEK ou clinique ophtalmologique du CHU), vous signerez un consentement de participation à l'étude après avoir eu l'occasion de poser toutes les questions nécessaires à sa bonne compréhension à l'expérimentateur.

Tout d'abord nous collecterons vos données socio-démographiques (sexe, âge) et anthropométriques (taille, pointure, masse).

Des tests visuels seront réalisés et analysés directement. En cas d'observations anormales, vous serez retiré de l'étude et réorienté vers un ophtalmologue (ou orthoptiste) afin de réaliser des tests plus approfondis. Le temps estimés de cette première session est de 30 minutes.

Si ces tests sont physiologiques, vous pourrez réaliser la suite de l'expérimentation (le jour même ou sur une autre journée) qui se déroulera à l'IFPEK.

Il vous sera demandé de réaliser plusieurs essais qui consistent à maintenir une posture debout statique durant 30 secondes sur une plateforme (image ci-contre). Cette plateforme est composée de capteurs de force et permet de suivre l'évolution du déplacement du centre de pression lorsque vous vous tenez debout immobile.

Vous serez pieds nus et aurez parfois une mousse fine sous les pieds. Elle sera mise sur la plateforme. Nous vous demanderons de maintenir une posture statique afin que nous puissions mesurer vos oscillations naturelles. Nous placerons des cibles visuelles de nature et à distance différentes. Les mousses sont à usage unique et seront changées entre chaque participant. Le temps estimé de la session est de 1h.

Si besoin vous pourrez demander une pause à tout moment. Des pauses seront obligatoirement faites entre certaines conditions afin de réaménager l'espace.
Après la réalisation des essais, vous pourrez quitter le lieu d'expérimentation.
Durant l'expérience, les consignes sanitaires en vigueur seront scrupuleusement respectées.

Avantages et Inconvénients pouvant découler de la participation :

Votre participation à ce projet de recherche contribuera à l'avancement des connaissances sur l'effet des stimulations mécaniques utilisées en podologie.
Elle va permettre de mieux comprendre l'interaction entre l'intégration d'une information plantaire et les informations visuelles reçues.
Votre participation à ce projet de recherche ne devrait pas comporter d'inconvénients significatifs. Vous pourrez à tout moment demander une pause si nécessaire. La tâche effectuée est une tâche réalisée quotidiennement : une tâche de posture statique.

Pour participer à l'étude proposée, vous devez être affilié(e) à un régime de sécurité sociale.
Vous ne pouvez pas être sous sauvegarde de la justice.
Vous ne devez être visé par les articles L. 1121-5 à L. 1121-8 et L. 1122-1-2 du Code de Santé Publique (mineurs, majeurs protégés, etc)

Traitement informatique des données personnelles :

Cette étude sera réalisée conformément aux dispositions de la loi n°78-17 du 6 janvier 1978 modifiée dite « Loi Informatique et Libertés », et conformément au Règlement Général sur la Protection des Données (RGPD). A cette fin, les données personnelles vous concernant seront transmises au promoteur de la recherche ou aux personnes ou sociétés habilitées agissant pour son compte dans des conditions assurant leur confidentialité. Elles seront identifiées par un numéro de code. A l'issue de la recherche, vos données personnelles seront conservées durant 3 ans après la fin du projet puis anonymisées et archivées conformément à la réglementation en vigueur. Vous disposez d'un droit d'accès et de rectification des données. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission de vos données personnelles utilisées dans le cadre de cette étude.

Le traitement des données personnelles est nécessaire à la réalisation de la recherche et est autorisé par l'article 6 1 e) et l'article 9.2 du RGPD en ce qui concerne les données sensibles. Le responsable de traitement des données doit mettre en œuvre des mesures appropriées permettant de garantir vos droits et libertés, notamment le seul recueil de données strictement nécessaires à la recherche.

Les informations concernant l'identité (nom, prénom) ne seront connues que par l'investigateur vous prenant en charge ainsi que par les personnes réalisant le contrôle de la qualité de la recherche mandatées par le promoteur, par les autorités sanitaires ou de contrôle, par le délégué à la protection des données du promoteur (Louis Cellier) et par le personnel habilité de l'organisme d'assurance du promoteur en cas de litige. Ces personnes sont soumises au secret professionnel.

Vos données codées seront accessibles aux personnes suivantes :

- Le promoteur et les personnes agissant pour son compte
- Les collaborateurs du promoteur au sein du projet PiMouss (IFPEK)

Ces personnes, soumises au secret professionnel, auront accès à vos données codées dans le cadre de leur fonction et en conformité avec la réglementation.

Les informations recueillies dans le cadre de l'expérience sont enregistrées dans un fichier informatisé par l'Université Rennes 2.

Vous pouvez accéder aux données vous concernant, les rectifier, demander leur effacement ou exercer votre droit à la limitation du traitement de vos données. Vous pouvez également vous opposer au traitement de vos données.

Consultez le site cnil.fr pour plus d'informations sur vos droits. Pour exercer ces droits ou pour toute question sur le traitement de vos données dans ce dispositif, vous pouvez contacter notre délégué à la protection des données :

Louis Cellier : dpo@univ-rennes2.fr,

02 99 14 10 31

Université Rennes 2, Place du recteur Henri Le Moal, CS 24307 - 35043 Rennes cedex,

Si vous estimez, après nous avoir contactés, que vos droits « Informatique et Libertés » ne sont pas respectés, vous pouvez adresser une réclamation à la CNIL

Informations sur l'étude

Tout au long de votre participation, vous serez informé(e) de la survenue de toute nouvelle donnée sur le déroulement de l'étude ou sa mise en œuvre susceptible de modifier votre décision quant à votre participation à l'étude.

Vous avez la possibilité à tout moment de l'étude de contacter l'investigateur principal Armel Crétual pour toute demande d'information supplémentaire sur l'étude, sur votre participation ou sur vos données personnelles liées à votre santé.

Vous pourrez être informé(e), si vous le souhaitez, des résultats globaux de la recherche à la fin de l'étude (Art L.1122-1 Code de la Santé Publique) en contactant l'investigateur principal Armel Crétual.

Participation volontaire des participants

Votre participation à cette étude est entièrement volontaire et libre.

Nous vous informons que vous avez le droit de refuser de participer à la recherche à tout moment, sans encourir aucune responsabilité ni préjudice de ce fait.

Par ailleurs, vous pourrez éventuellement être sorti(e) de l'étude par l'investigateur principal s'il l'estime nécessaire.

Déclaration de responsabilité des chercheurs de l'étude

Je, Carole PUIL, déclare que les chercheurs collaborateurs ainsi que l'équipe de recherche sommes responsables du déroulement du présent projet de recherche. Nous nous engageons à respecter les obligations énoncées dans ce document et également à vous informer de tout élément qui serait susceptible de modifier la nature de votre consentement.

Signature :

Détails de contact :

Anne-Hélène Olivier, M2S - Univ. Rennes 2 : 02 90 09 15 72 - anne-helene.olivier@univ-rennes2.fr

Armel Crétual, M2S - Univ. Rennes 2 : 02 90 09 15 88 - armel.cretual@univ-rennes2.fr

Carole Puil, Univ Rennes 2 : 06 12 47 42 03 - carole.puil@etudiant.univ-rennes2.fr

Secrétariat Laboratoire M2S : 02 90 09 15 80

Secrétariat IFPEK : 02 99 33 25 14

ANNEXE 3 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT PIMOUSS 3

M /Mme

Nom: ……

Nom de jeune fille : ……

Prénom : ……

Date de naissance ……

Adresse :……

Tél. : ……

Courriel : ……

Il m'a été proposé de participer à une étude sur les pratiques en podologie. Il s'agit de mesurer l'information donnée par les pieds et la vision lors de la position statique.

Les investigateurs Armel CRETUAL, Anne-Hélène OLIVIER, Carole PUIL et Kevin Le Targat m'ont précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser.

Afin d'éclairer ma décision, j'ai reçu et compris les informations suivantes :
1) Je pourrai à tout moment interrompre ma participation si je le désire, sans avoir à me justifier.
2) Je pourrai prendre connaissance des résultats de l'étude dans sa globalité lorsqu'elle sera achevée.
3) Les données recueillies demeureront strictement confidentielles.

Compte-tenu des informations qui m'ont été transmises : *cocher les cases appropriées en fonction de votre volonté (OUI / NON)*	**OUI**	**NON**
1) J'accepte librement et volontairement de participer à la recherche		
2) Dans le cas où je décide de me retirer de l'étude, je demande que les documents me concernant soient détruits ?		
3) J'accepte d'être recontacté(e) pour participer à la deuxième expérimentation (ce qui n'est aucunement une obligation.)		

23

Date :

Signature du participant :

Date :

Signature de l'investigateur :

Conformément à la loi Informatique et Libertés du 6 janvier 1978 modifiée et au Règlement (UE) 2016/679 du Parlement européen et du Conseil du 27 avril 2016, vous pouvez exercer votre droit d'accès aux données vous concernant et les faire rectifier ou effacer en contactant le délégué à la protection des données : dpo@univ-rennes2.fr

ANNEXE 4 : Notice d'information sur la protection des données à caractère personnel

Influence de l'information visuelle sur l'intégration des informations plantaires et la statique d'adultes sains

Les informations recueillies par les expérimentateurs dirigés par Armel Crétual et Anne-Hélène Olivier dans le cadre du projet PiMouss3 sont enregistrées dans un fichier informatisé par **l'université Rennes 2 en vue d'être utilisées pour comprendre l'impact des informations visuelles sur l'intégration des informations plantaires lors d'une tâche statique d'adulte sain, ainsi qu'à la communication scientifique associée au projet PiMouss1&2.**

La base légale du traitement **est une mission d'intérêt public.**

Les données anthropométriques et démographiques (Nom, Prénom, Date de naissance, sexe, masse corporelle, taille, pointure), doivent obligatoirement être fournies. Dans le cas contraire, la·le participant·e ne pourra pas participer à la campagne expérimentale. Par ailleurs, nous recueillerons lors de la session expérimentale les données de votre position statique via une plateforme de stabilométrie. Nous collecterons également votre masse, votre taille et votre pointure ainsi que vos résultats optométriques (considérées comme données sensibles).

Les données collectées seront communiquées aux seuls destinataires suivants : les collaborateurs associés au projet PiMouss à savoir l'équipe recherche de l'IFPEK (Rennes) (ses membres impliqués dans cette expérimentation).

Les bases de données pouvant être communiquées seront composées des données anthropométriques et démographiques demandées ainsi que les données de l'enregistrement statique (mouvement du centre de pression) réalisé pendant les expériences. Toutes les données seront pseudonymisées, et seuls les responsables de l'expérience au sein du laboratoire M2S auront accès à la clé d'identification permettant d'associer les données aux personnes physiques ayant participé à l'expérience. Par ailleurs, les données publiées seront présentées de telles sorte que les données anthropométriques et socio-démographiques ne seront pas directement liées de manière individuelle aux données collectées sur la plateforme.

Les données seront conservées durant 3 ans après la fin **du projet PiMouss.**

Vous pouvez accéder aux données vous concernant, les rectifier, demander leur effacement ou exercer votre droit à la limitation du traitement de vos données. **Vous pouvez également vous opposer au traitement de vos données.**

Consultez le site cnil.fr pour plus d'informations sur vos droits.

Pour exercer ces droits ou pour toute question sur le traitement de vos données dans ce dispositif, vous pouvez contacter **notre délégué à la protection des données :**

dpo@univ-rennes2.fr,

02 99 14 10 31

Université Rennes 2, Place du recteur Henri Le Moal, CS 24307 - 35043 Rennes cedex,

Vous pouvez également contacter l'investigateur principal du projet, Armel Crétual

Armel.cretual@univ-rennes2.fr

0604073922

ANNEXE 5: MEMBRES DE L'ÉQUIPE

La liste des membres de l'équipe

- Armel CRETUAL

Etablissement : Université de Rennes 2 - UFR STAPS

Adresse mail : armel.cretual@univ-rennes2.fr

- Anne-Hélène OLIVIER

Etablissement : Université de Rennes 2 – UFR STAPS

Adresse mail : anne-helene.olivier@univ-rennes2.fr

- Carole PUIL

Etablissement : Université de Rennes 2 – UFR STAPS

Adresse mail : carole.puil@gmail.com

Tel : 06 12 47 42 03

- Kevin LE TARGAT

Etablissement IFPEK (Rennes)

Adresse mail : kletargat@ifpek.org

Tel : 06 70 04 40 16

- Olivia LE PESQUER

Etablissement : Université de Rennes 1 – UFR Santé

Adresse mail : olivia.lepesquer@etudiant.univ-rennes 1.fr

ANNEXE 6: FICHE D'ENREGISTREMENT DE L'ACTIVITE A L'UNIVERSITE

FICHE DE REGISTRE DE L'ACTIVITÉ

PiMouss 3

ıte de création de la fiche	26/09/2022
ıte de dernière mise à jour de la fiche	26/09/2022
ɔm du responsable conjoint du traitement *ans le cas où la responsabilité de ce traitement de donnée est partagée avec un autre organisme)*	Armel Crétual et Anne Hélène Olivier
ɔm du logiciel ou de l'application *pertinent)*	/

Objectifs poursuivis

Décrivez clairement l'objet du traitement de données personnelles et ses fonctionnalités.

Les données personnelles recueillies pendant le projet PiMouss3 seront utilisées pour mieux comprendre les interactions entre une information visuelle et l'intégration de stimulations mécaniques plantaires sur des sujets sains.

Catégories de personnes concernées

Listez les différents types de personnes dont vous collectez ou utilisez les données.

Exemples : salariés, usagers, clients, prospects, bénéficiaires, etc.

1. Adultes

Catégories de données collectées

Cochez et listez les différentes données traitées

x État-civil, identité, données d'identification

☐ Vie personnelle *(ex. habitudes de vie, situation familiale, etc.)*

Cliquez ici.

☐ Vie professionnelle *(ex. CV, situation professionnelle, scolarité, formation, distinctions, diplômes, etc.)*

Cliquez ici.

☐ Informations d'ordre économique et financier *(ex. revenus, situation financière, données bancaires, etc.)*

Cliquez ici.

28

☐ Données de connexion *(ex. adresses Ip, logs, identifiants des terminaux, identifiants de connexion, informations d'horodatage, etc.)*

Cliquez ici.

☐ Données de localisation *(ex. déplacements, données GPS, GSM, …)*

Cliquez ici.

☐ Internet *(ex. cookies, traceurs, données de navigation, mesures d'audience, …)*

Cliquez ici.

x Autres catégories de données *(précisez)* :

Les autres catégories de données personnelles collectées sont :

Les données sociodémographiques (Sexe, âge)

Les données anthropométriques (Taille – masse – pointure)

Les données instrumentales (données de mouvement du sujet, les mesures de force et de pression plantaire, données optométriques)

Des données sensibles sont-elles traitées ?

La collecte de certaines données, particulièrement sensibles, est strictement encadrée par le RGPD et requiert une vigilance particulière. Il s'agit des données révélant l'origine prétendument raciale ou ethnique, les opinions politiques, les convictions religieuses ou philosophiques ou l'appartenance syndicale des personnes, des données génétiques et biométriques, des données concernant la santé, la vie sexuelle ou l'orientation sexuelle des personnes, des données relatives aux condamnations pénales ou aux infractions, ainsi que du numéro d'identification national unique (NIR ou numéro de sécurité sociale).

X Oui ☐ Non

Si oui, lesquelles ? :

Ce sont les données relatives aux données de santé : les données optométriques mesurées lors de l'expérimentation, ainsi que la masse et la taille des participants qui donnent accès potentiel au calcul de l'IMC.

Durées de conservation des catégories de données

Combien de temps conservez-vous ces informations ?

Si vous ne pouvez pas indiquer une durée chiffrée, précisez les critères utilisés pour déterminer le délai d'effacement (par exemple, 3 ans à compter de la fin de la relation contractuelle).

Les informations seront conservées 3 ans après la fin du projet PiMouss3 (conventionnement ARS n° 350051454-350051462).

Catégories de destinataires des données

Destinataires internes

a. Responsables du serveur sécurisé du laboratoire M2S (Anthony Sorel, IG Rennes 2, Brice Martin, IG Rennes 2, Anne-Hélène Olivier, MCU HDR Rennes 2)

b. Responsables de la recherche (Armel Crétual, Univ Rennes 2 ; Anne Hélène Olivier, Univ Rennes 2 ; Carole PUIL, Univ Rennes 2 ; Kevin el Targat, étudiant IFPEK)

Organismes externes

1. IFPEK (institut de formation en Pédicurie Ergothérapie et Kinésithérapie)

L'IFPEK aura accès aux données pseudoanonymisées (uniquement le responsable recherche investi dans le projet, c'est-à-dire Carole PUIL).

2. Eole d'orthoptie de Rennes (CHU Pontchaillou, Rennes)

L'école d'orthoptie aura accès aux données pseudoanonymisées (uniquement le responsable recherche investi dans le projet, c'est-à-dire Carole PUIL).

Sous-traitants
(Exemples : hébergeurs, prestataires et maintenance informatiques, etc.)

1. Cliquez ici. **2.** Cliquez ici.
3. Cliquez ici. **4.** Cliquez ici.

Transferts des données hors UE

Des données personnelles sont-elles transmises hors de l'Union européenne ?

☐ Oui x Non

Si oui, vers quel(s) pays :
Cliquez ici.
Dans des situations particulières (transfert vers un pays tiers non couvert par une décision d'adéquation de la Commission européenne, et sans les garanties mentionnées aux articles 46 et47 du RGPD), des garanties spécifiques devront être prévues et documentées dans le registre (article 49 du RGPD). Consultez le site de la CNIL.

Mesures de sécurité

Cochez et décrivez les mesures de sécurité organisationnelles et techniques prévues pour préserver la confidentialité des données.
Le niveau de sécurité doit être adapté aux risques soulevés par le traitement. Les exemples suivants constituent des garanties de base à prévoir et peuvent devoir être complétés.

x Contrôle d'accès des utilisateurs
Décrivez les mesures :
L'ordinateur sur lequel les données sont enregistrées est protégé par un mot de passe que seuls les responsables internes de la recherche connaissent. Les données sont ensuite copiées sur le serveur sécurisé du laboratoire M2S.

Pour y accéder il faut être connecté au serveur interne de l'ENS et disposer du mot de passe. Seules 3 personnes sont habilitées à modifier, ou supprimer des données.

☐ Mesures de traçabilité

Précisez la nature des traces *(exemple : journalisation des accès des utilisateurs)*, les données enregistrées *(exemple : identifiant, date et heure de connexion, etc.)* et leur durée de conservation :

x Mesures de protection des logiciels (antivirus, mises à jour et correctifs de sécurité, tests, etc.)

Décrivez les mesures :

L'ENS dispose d'un service informatique qui multiplie les dispositifs de protection : comme la non-possibilité de connecter un ordinateur au serveur si ordinateur personnel, Tests de sécurité du réseau.

x Sauvegarde des données

Décrivez les modalités :

La sauvegarde se fait sur le serveur sécurisé du laboratoire M2S.

Les données identifiantes ne sont pas stockées au même emplacement que les autres données personnelles.

☐ Chiffrement des données

Décrivez les mesures (*exemple : site accessible en https, utilisation de TLS, etc.)* :

☐ Contrôle des sous-traitants

Décrivez les modalités :

x Autres mesures :

Les parties externes au projet (IFPEK et CHU) ne peuvent disposer des données que sur demande aux responsables du projet.

ANNEXE 7: AGRÉMENT ARS LABORATOIRE M2S

Agence Régionale de Santé
Bretagne

Direction des coopérations territoriales et de la performance
Direction adjointe de l'hospitalisation et de l'autonomie
Pôle autorisations et appels à projets

Affaire suivie par : E. AVISSE / Dr P. ZAMPARUTTI

Courriel : estelle.avisse-rouxel@ars.sante.fr
patrick.zamparutti@ars.sante.fr
Téléphone : 02 22 06 73 71

Pr. Benoit BIDEAU
Directeur
Laboratoire « Mouvement, Sport, Santé »
Université Rennes 2 – ENS Rennes
Campus Ker-Lann
Av. Robert Schuman
35170 BRUZ

Réf : 350051454 - 350051462

Date : 31 MAI 2017

Objet : Lieu de recherches impliquant la personne humaine

Monsieur le Directeur,

Par décision du 12 octobre 2015, votre laboratoire a été autorisé comme lieu de recherches biomédicales. Conformément aux dispositions du dernier alinéa de l'article R 1121-14 du code de la santé publique (CSP) alors applicable, cette autorisation stipulait que si aucune recherche n'était entreprise dans l'année suivant la délivrance de l'autorisation, cette dernière devenait caduque.

De fait, faute d'activité de recherches, l'autorisation de lieu de recherches de votre laboratoire est devenue caduque le 12 octobre 2016.

Afin de ré-activer la possibilité d'effectuer des recherches, vous m'avez adressé le 10 mai 2017 un dossier visant à obtenir une nouvelle autorisation de lieu de recherches impliquant la personne humaine.

Au regard de ce dossier, des conclusions de l'inspection diligentée dans le cadre du programme d'inspection des lieux autorisés à conduire de recherches impliquant la personne humaine, le 1er décembre 2016 et des éléments complémentaires apportés dans le cadre de l'instruction de la demande, j'ai décidé de réserver une suite favorable à votre demande.

Cette autorisation est limitée aux essais relatifs aux biomatériaux et dispositifs médicaux et exclue les autres produits mentionnés à l'article L 5311-1 du CSP.
Elle est donc est délivrée pour une durée de 7 ans à compter de sa notification.

Je vous précise que l'article R 1121-14 issu du décret n°2016-1537 du 16 novembre 2016 supprime la caducité d'autorisation sous le délai d'un an.

Je vous prie d'agréer, Monsieur le Directeur, l'expression de mes sincères salutations.

Pour le Directeur général
de l'agence régionale de santé Bretagne,
Le Directeur général adjoint

Stéphane MULLIEZ

CS 14253 – 35042 RENNES Cédex
Standard : 02.90.08.80.00
www.ars.bretagne.sante.fr

ANNEXE 8: AGRÉMENT RÉGION BRETAGNE ET IFPEK

Région BRETAGNE

26 JUIN 2018

Le Président du Conseil régional de Bretagne
Prezidant Kuzul-rannvro Breizh

Affaire suivie par :
Den a bled gant an afer :

Direction de l'emploi et de la formation tout au long de la vie
Service des formations sanitaires et sociales
Personne chargée du dossier : Françoise LE FUR
Fonction : Cheffe de Service
Tél. : 02 99 27 10 78
Courriel : francoise.lefur@bretagne.bzh

Monsieur JOSNIN
Directeur général par interim

IFPEK
12 Rue jean Louis Bertrand
35000 RENNES

21 JUIN 2018

Objet : Autorisation des établissements de formations paramédicales et Agrément des Directeurs.

Monsieur le Directeur général,

Vous avez sollicité le renouvellement des autorisations concernant les formations paramédicales dispensées par votre structure.

La Région Bretagne porte une attention particulière aux enjeux de santé en Bretagne, au regard notamment des caractéristiques démographiques et épidémiologiques de la population bretonne. La carte des formations représente également un enjeu fort en termes d'aménagement du territoire et je vous remercie d'y contribuer.

Votre demande a été analysée à l'aune du schéma des formations sanitaires et sociales. Veuillez trouver ci-dessous le détail des places autorisées par formation :

- Masseur-kinésithérapeute - Capacité d'accueil : 84
- Ergothérapeute - Capacité d'accueil : 70
- Pédicure-podologue - Capacité d'accueil : 38

Vous trouverez ci-joint, les arrêtés d'autorisation de formation ainsi que les arrêtés d'agrément des directeurs pour lesquels vous avez fait la demande.

Le service des formations sanitaires et sociales reste à votre disposition pour tout renseignement que vous pourriez souhaiter.

Je vous prie d'agréer, Monsieur le Directeur général, l'expression de ma considération distinguée.

Loïg CHESNAIS-GIRARD

CONSEIL RÉGIONAL DE BRETAGNE
283 avenue du Général Patton – CS 21101 – 35711 Rennes cedex 7
Tél. : 02 99 27 10 10 | twitter.com/regionbretagne
www.bretagne.bzh

KUZUL-RANNVRO BREIZH
283 bali ar Jeneral Patton – CS 21101 – 35711 Roazhon cedex 7
Pgz : 02 99 27 10 10 | twitter.com/regionbretagne
www.breizh.bzh

Adresser toute correspondance sous forme impersonnelle à Monsieur le Président du Conseil régional de Bretagne.

34

2- Attestation éthique

UNIVERSITÉ RENNES 2

ATTESTATION DE CONFORMITE A L'ETHIQUE DE LA RECHERCHE

Référence/*Ref.* : 2022-021

Le Comité d'éthique de la recherche de l'université Rennes 2 a examiné le projet de recherche intitulé « **Influence de l'information visuelle sur l'intégration des informations plantaires et la statique d'adultes sains** » piloté par CRETUAL ARMEL, et a jugé qu'il est conforme aux pratiques habituelles et aux règles éthiques en vigueur dans les Sciences Humaines et Sociales. Le projet respecte notamment les règles de protection des données personnelles du Règlement Général sur la Protection des Données (UE 2016/679).

DESCRIPTIF DU PROJET DE RECHERCHE

RESEARCH PROJECT DESCRIPTION

- Responsable scientifique du projet : Armel CRETUAL

- Statut : MCF HDR

- Etablissement : Université Rennes 2

- E-mail : armel.cretual@univ-rennes2.fr ; n° portable : 0604073922

- Domaine disciplinaire : STAPS - Sciences du mouvement humain

- Personnes impliquées dans le projet (nom prénom, statut, affiliation) :

PUIL Carole (Doctorante, université Rennes 2)
LE TARGAT Kevin (Etudiants M1 sc. de la réadaptation – Kinésithérapie – IFPEK)
LE PESQUER Olivia (Etudiante en 3ème année en orthoptie – CHU Pontchaillou – Rennes)

- Établissement porteur du projet : Université Rennes 2 et IFPEK

- Unité de recherche : Laboratoire Mouvement Sport et Santé (M2S)

- Sous-domaine scientifique du projet : STAPS

- Durée du projet : 5 ans

- Objet du projet : Evaluation de l'information visuelle sur l'intégration des informations sensorielles plantaires dans une tâche statique sur des sujets sains.

- Financeur du projet : IFPEK (Institut de Formation en Podologie, Ergothérapie et Kinésithérapie - Rennes) et Université de Rennes 2

MODALITES D'APPLICATION

La présente attestation est valable pour le projet tel qu'il a été validé par l'université Rennes 2 et tel qu'il a été décrit dans le document de demande d'attestation. Si des modifications importantes sont apportées au protocole de recherche, elles devront nous être communiquées. Tout événement ou renseignement pouvant affecter l'intégrité de la recherche devra nous être communiqué, ainsi que toute suspension ou cessation du projet (temporaire ou définitive).

Fait à Rennes, le 25/11/2022

La Vice-Présidente chargée de la recherche, Gaïd Le Maner-Idrissi :

Contact :

adm-comrech-drv@listes.univ-rennes2.fr

3- Détails bilan orthoptique

Bilan sensoriel

Vision binoculaire :

3 degrés :

- 1er degré : perception simultanée
- 2ème degré : Fusion
- 3ème degré : Vision stéréoscopique

Vision stéréoscopique

- La vision stéréoscopique est le 3ème degré de la vision Binoculaire
- Il s'agit de la construction d'une image en relief par le cerveau à partir de l'analyse des images perçues par chaque œil en 2D.

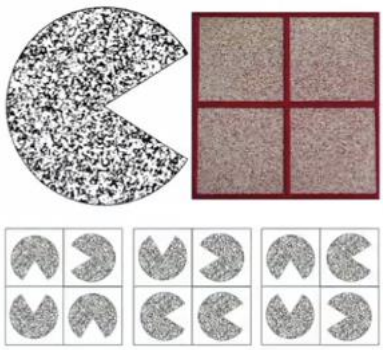
Le test de TNO :

Ce test s'effectue à 40cm avec une paire de lunettes rouge vert (verre rouge sur OG et verre vert sur OD)

→ Comprend 7 planches :

Planches de 1 à 3 : symboles visibles uniquement quand la vision binoculaire est bonne

- planche 1 : la patient doit nous dire combien de papillon il voit (Réponse : 2, un entourer visible sans les lunettes rouge/vert et un autre visible avec les lunettes)
- planche 2 : cercle (le patient doit voir des cercles en relief
- planche 3 : figures géométriques (le patient doit voir les figures géométriques en relief)



Planches 4 à 7 : permettent un examen quantitatif (de 15 à 250 secondes d'arc)

- Planches 4 à 7 : 4 camemberts par page vu en relief, le patient doit trouver la part manquante

Normes : Vision Binoculaire présente à 120'' d'arc, bonne VS à 60 voire 30'' d'arc

Plus la vision stéréoscopique est fine, plus le score en seconde d'arc sera faible.

Acuité visuelle :

En premier lieu on prend une mesure au réfractomètre : permet de déterminer l'indice de réfraction de l'œil.

Ce sont sur ces valeurs que l'on se base pour corriger l'acuité visuelle. (ici non fait dans le cadre du mémoire)

De loin : Echelle de Monoyer	De près : échelle de Parinaud
- distance : 5m - Optotypes groupés (5lettres par lignes) - Lettres de l'Alphabet Normes : 10/10	- lecture d'un texte à 40cm (arial..) - Normes : P2

Accommodation :

- **Punctum proximum d'accommodation (PPA)** : le PPA est le point le plus proche vu net par le patient
    - *Déroulé de l'examen* : on rapproche une cible accommodative (ici une lettre de taille de 5mm environ) du nez du patient jusqu'à que celui-ci voit trouble. On calcule la distance entre la bordure du nez et la lettre cela nous donne le PPA en cm.

Normes : la valeur du PPA varie selon l'âge

AGE	10	20	30	40	45	50	60	65
PPA	8	10	14	20	30	50	100	200

Charles Remy – Poly Réfraction EON

- **Rock accommodatif** : Le rock accommodatif est un test qui s'effectue en vision de près à 40cm.

- *Déroulé de l'examen :*
  On alterne des verres de -2,00 D et +2,00 D devant les yeux du sujet tandis que celui-ci doit faire la netteté sur la cible présentée (en général une mire accommodative avec une lettre) durant 1 minute. Il passe d'un verre à l'autre dès que le sujet réussi à faire la netteté sur le test.
  Il s'effectue en binoculaire.

  Un cycle = 1 passage sur le convexe / 1 passage sur le concave / 1 retour sur le convexe

  (Si le nombre de cycles par minutes est inférieur aux normes, il faudra tester le rock accommodatif monoculaire sur les deux yeux afin de déterminer si le problème est principalement accommodatif, dans ce cas les mesures monoculaires seront en dessous des normes, ou si c'est lié à la vision binoculaire, dans ce cas les mesures monoculaires seront dans les normes.)

Normes :

- Rock accommodatif bino : entre 10 et 13 cycles par minute
- (Rock accommodatif mono : entre 12 et 17 cycles par minute)

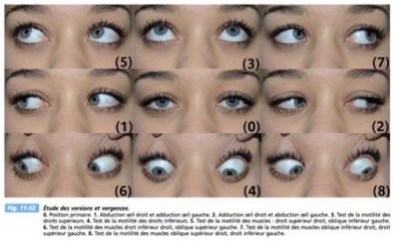
(Citaker et al., 2011)

<u>Bilan moteur :</u>

<u>Motilité oculaire :</u>

(*Rapport de la SFO 2013*)

- **Étude des ductions** (mouvements monoculaires) : c'est l'étude des mouvements de chaque œil, l'œil controlatéral étant caché. L'œil étudié va fixer un objet dans les neuf postions du regard, permettant d'objectiver les impotences musculaires unilatérales (paralysies oculomotrices, syndrome de rétraction ect.)
- **Étude des versions** (mouvements binoculaires) : ces mouvements s'étudient les deux yeux ouverts et sont représentés par les mouvements de version lorsque les deux yeux restent parallèles.



Déroulement du test :

Le patient fixe une cible que l'on déplace dans les différents champs d'action des muscles oculomoteurs (en haut, en bas, à gauche à droite, en haut à gauche, en haut à droite, en bas à gauche et en bas à droite).

Seuls les yeux doivent bouger, la tête elle doit rester droite en position primaire.

<u>Etudes des vergences :</u>

Réflexe de convergence (RDC) :

Déroulement de l'examen : on place un mire à 40 cm du nez du patient que l'on avance petit à petit vers les yeux sans que le patient ne cesse de la regarder.

On note si les yeux effectuent un mouvement de convergence, dans ce cas on dit que le RDC est déclenché.

Punctum proximum de convergence (PPC) :

Déroulement de l'examen : on présente une cible à 40 cm, le patient doit rester la fixer pendant que l'on rapproche la cible de son nez. Le patient doit nous dire lorsqu'il commence à la voir double. La distance entre la bordure du nez et la mire donne le PPC en cm.

Normes : 6cm

Amplitudes de fusion horizontales :

- Dans l'ordre :
  - D'abord de loin : D C D (Divergence de loin, convergence de loin puis de nouveau divergence de loin)
  - Puis de près : D' C' D' (Divergence de près, convergence de près puis de nouveau divergence de près)
- Cible :
  - De loin : point blanc à 5m (cible non accommodative)
  - De près : bille blanche à 40cm

- Divergence : Le patient doit rester fixer une cible sans forcer pendant que l'on interpose devant un œil des prismes base nasale de plus en plus fort jusqu'à qu'il voit double.
  - **Normes : de loin = entre D6 // de près : D'16**

- Convergence : le patient reste fixer une cible (pendant que l'on interpose devant un œil des prismes base temporale de plus en plus fort. Lorsque le patient voit double, il doit essayer de recoller les deux cibles. Lorsque cela n'est plus possibles, nous obtenons les mesures d'amplitudes de fusion en convergence.
  - **Normes : de loin = C11 // de près = C'22**

Les mesures de font à l'aide d'une barre de prismes horizontales de 45 dioptries

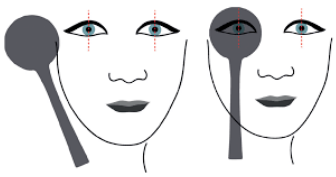
Normes basses selon l'étude FAUVEAU- ROUSSEAU (2019)

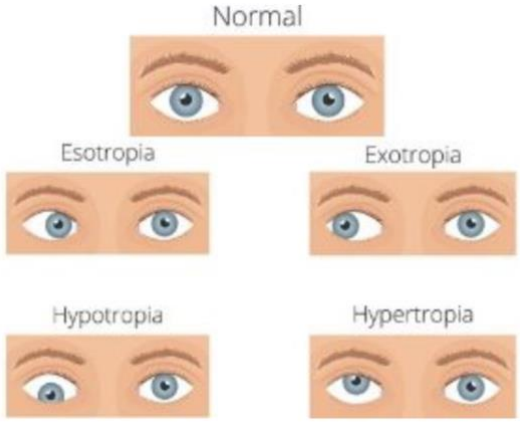
Facilité de vergences :

- Vision de loin : effectué à une distance de 5m, on interpose un prisme de 6 dioptries base temporale et de 2 dioptries base nasale
- Vision de près : Effectué à une distance de 40 cm, on interpose un prisme de 12d base temporale et 3d base nasale
    - Normes : 15 +/-3 cycles par minutes en VL et VP

<u>Étude d'une déviation :</u>

Examen sous Écran :





Préquis : fixation stable + bonne AV

Mesure de loin (5m) et de près (40cm)

<u>Manœuvre unilatérale</u> : permet d'étudier le mouvement de restitution et le sens de la Phorie.

On vient cacher un œil et observé si l'œil non caché fait un mouvement vers l'extérieur (=esotropie) ou vers l'intérieur (= exotropie).

Si on observe une déviation dans ce cas, le patient présentera une « tropie » (=strabisme dans le langage courant).

<u>Manœuvre alternée</u> : permet de mesurer la déviation en dissociant les deux yeux (c'est-à-dire en empêchant la fixation binoculaire)

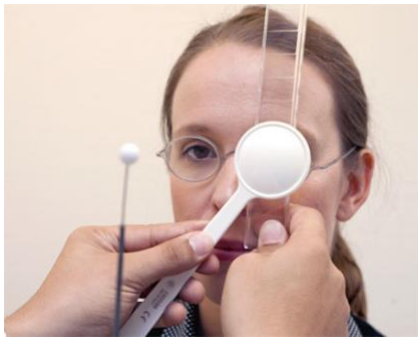
On vient cacher un œil en alterné (une fois l'œil droit, une fois le gauche et ainsi de suite) et observé l'œil qui est sous le cache à la levée de celui-ci.

En cas de strabisme déjà présent cela permet de mesurer sa déviation.

Dans le cas où le Patient de présentait pas de déviation en manœuvre unilatérale mais qu'une déviation apparaît en manœuvre alternée une parlera d'une « phorie ».

DEF :

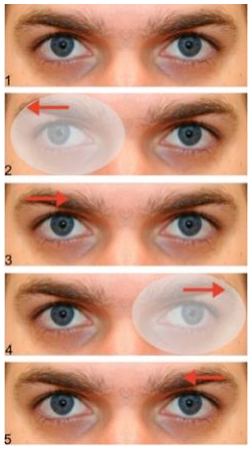
- TROPIE = déviation ou un mauvais alignement visible et constant de l'un ou des deux yeux
- PHORIE = déviation de l'axe visuel visible uniquement lorsque l'on rompt la fusion des deux yeux (au repos), non visible dans la vie de tous les jours car bien compensée par le cerveau



Mesure de la déviation à la barre de prismes :

- Base temporale en cas d'ESOdéviation (déviation de l'œil en convergence = vers le nez)
- Base nasale en cas d'EXOdéviation (déviation de l'œil en divergence = vers l'extérieur)

EXEMPLE :



Exophorie :

En position primaire, la déviation n'est pas visible.

Or sous le cache l'œil dévie vers l'extérieur.

Esotropie :

On observe OG dévié vers l'intérieur en position primaire et OD fixateur.

Lorsque l'on vient cacher OD, l'OG fait un mouvement de l'intérieur vers l'extérieur pour reprendre la fixation et c'est donc l'OD qui dévie.

TEST d’inclusion pour le mémoire :

- Acuité visuelle
- Vision stéréoscopique au TNO
- PPA
- Rock accomodatif
- RDC + PPC

4- Trame phase 2 stabilométrie

Numéro d'anonymisation : Date :

Ordre bloc : 4-1-3-2

Solution A

BLOC 1 40 cm		BLOC 2 200 cm		BLOC 3 PFF200 // TG 40cm		BLOC 4 PFF200 // TX 40cm	
TG YO CT		TG YO DEP		YO DEP		YO DEP	
TG YO CT		TG YO DEP		YO DEP		YO CT	
TG YO DEP		TG YO CT		YO CT		YO CT	
TG YO CT		TG YO CT		YO CT		YO DEP	
TG YO DEP		TG YO CT		YO CT		YO CT	
TG YO DEP		TG YO DEP		YO DEP		YO DEP	
NC YF DEP		NC YF DEP					
NC YO CT		NC YO CT					
NC YO DEP		NC YO CT					
NC YF CT		NC YF CT					
NC YF DEP		NC YO DEP					
NC YF DEP		NC YO DEP					
NC YF CT		NC YF DEP					
NC YO DEP		NC YF CT					
NC YO DEP		NC YO CT					
NC YO CT		NC YF CT					
NC YF CT		NC YF DEP					
NC YO CT		NC YO DEP					
TX YO DEP							
TX YO DEP							
TX YO CT							
TX YO DEP							
TX YO CT							
TX YO CT							