

# Développement et validation d'un système de modulation visuelle et proprioceptive de la marche en réalité immersive

par

Solène MUDAY

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE  
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ  
M. SC. A.

MONTRÉAL, LE 19 DÉCEMBRE 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Solène Muday, 2023



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. David Labbé, directeur de mémoire  
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Cyril Duclos co-directeur de mémoire  
Département des sciences de la réadaptation à l'Université de Montréal

Mme Marie-Hélène Beauséjour, présidente du jury  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Rachid Aissaoui, examinateur externe  
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 11 DÉCEMBRE 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier David Labbé pour m'avoir permis de réaliser ce projet de recherche. En tant que directeur de recherche, tu as su être présent tout au long de ces deux années de travail. Je te remercie de m'avoir accompagnée, de m'avoir écoutée et surtout d'avoir cru en moi pour ce projet, en effet cela n'a pas toujours été facile. Intégrer ton équipe au sein du LIO m'a permis de découvrir et d'évoluer dans le monde de la recherche, et j'en ressors grandie.

Un mot également pour Cyril Duclos, mon co-directeur de recherche, qui a toujours été présent aux côtés de David pour m'accompagner dans ce projet. Tes connaissances en réadaptation ont été d'une grande aide à la réalisation de ce mémoire. Toujours de bons conseils, tu as su m'aiguiller de nombreuses fois lorsque j'en avais besoin et pour cela je t'en remercie.

Merci à l'équipe Avatar du LIO de m'avoir soutenue tout au long de ce projet. Merci à Iris, Valentin, Sara d'avoir répondu à mes nombreuses questions. Je vous souhaite le meilleur pour la suite.

Merci à Sawsane et Kopika d'avoir été présentes tout au long de ce projet. Vous m'avez soutenue du début à la fin de ce projet. Vous avez toujours été présentes dans les moments difficiles et pour cela je vous en suis fortement reconnaissante.

Merci à ma cousine Charlène de m'avoir soutenue durant ces deux années, même à des milliers de kilomètres.

Et enfin, un énorme merci à mes parents et mon frère de m'avoir épaulé durant ce projet. Vous êtes présents depuis le début. Vous avez cru en moi pour ce projet et m'avez toujours soutenue dans les moments de doute. Je ne vous remercierai jamais assez de tout ce que vous avez fait pour moi depuis toutes ces années.



# **Développement et validation d'un système de modulation visuelle et proprioceptive de la marche en réalité immersive**

Solène MUDAY

## **RÉSUMÉ**

La scoliose est une maladie qui touche de nombreux adolescents. Elle a de nombreuses conséquences notamment sur la qualité de vie des patients qui voient parfois leur capacité respiratoire diminuée et ne peuvent effectuer des activités simples du quotidien. Un suivi médical par physiothérapie est nécessaire afin d'entretenir les amplitudes articulaires, renforcer les muscles du tronc et de ce fait améliorer la posture. Différents traitements existants ont pu montrer leur efficacité concernant l'amélioration de la posture et les douleurs, cependant aucun n'a montré son efficacité pour la scoliose spécifiquement et aucun ne se fait en contexte dynamique. La marche étant omniprésente dans la vie quotidienne, il serait nécessaire de permettre aux patients scoliotiques d'avoir un traitement thérapeutique incluant des exercices dynamiques.

La réalité virtuelle est un outil de plus en plus utilisé en réadaptation. En plus de permettre au patient d'avoir un retour d'information en temps réel, l'incarnation à travers un avatar peut engendrer une modification du comportement humain bénéfique à la rééducation. En outre, l'ajout de vibrations au niveau des muscles permet d'induire des illusions proprioceptives. L'objectif de cette étude est de quantifier l'impact de l'incarnation d'un avatar dont la posture est modulée, cumulé à une stimulation proprioceptive, sur la cinématique du tronc de participants sains pendant la marche sur tapis roulant.

Trente participants sains ont été recrutés pour cette étude. Quatre conditions expérimentales se distinguant par l'utilisation de la réalité virtuelle, l'utilisation de vibrations au niveau du tronc ou encore la combinaison des deux avec et sans modulation de l'avatar, ont été évaluées par un questionnaire et des mesures cinématiques. L'analyse des résultats a montré que la stimulation proprioceptive seule n'a pas d'effet sur l'incarnation et que la combinaison des deux stimulations n'engendrait pas une plus forte incarnation, mais que celle-ci restait élevée

## VIII

durant toute l'expérience, dans toutes les conditions. Finalement, le peu de différences significatives observées concernant l'orientation et l'amplitude du tronc par rapport au bassin ne nous permettent pas de conclure que les stimulations ont un effet sur la posture du tronc des participants. Il serait nécessaire d'explorer la cinématique du corps entier des participants afin de savoir s'il y a tout de même une réponse globale.

**Mots-clés :** Avatar, incarnation, stimulation visuelle, réalité virtuelle, stimulation proprioceptive, vibrations, scoliose



# **Development and validation of a visual and proprioceptive gait modulation system in virtual reality**

Solène MUDAY

## **ABSTRACT**

Scoliosis is a disease that affects many adolescents. It has many consequences, particularly on the quality of life of patients who sometimes see their respiratory capacity reduced and cannot carry out simple daily activities. Follow-up with medical physiotherapy is necessary to maintain joint range of motion, strengthen the trunk muscles and therefore improve posture. It can last for many years, therefore, the patient's motivation during rehabilitation is essential. Some treatments, including global postural rehabilitation, have shown their effectiveness in improving posture and pain, however none have shown their effectiveness for scoliosis specifically, but none are done dynamically.

Virtual reality is a tool increasingly used in rehabilitation. In addition to allowing the patient to have real-time feedback, embodiment through an avatar can lead to a modification of human behavior beneficial to rehabilitation. Moreover, the use of vibration patterns to induce sensory illusions is increasingly common. The objective of this study is to quantify the impact of the incarnation of an avatar whose posture is modulated, combined with proprioceptive stimulation, on the trunk kinematics of healthy participants during walking on a treadmill.

Thirty healthy participants were recruited for this study. Four experimental conditions distinguished by the use of virtual reality, the use of vibrations at the trunk level or even the combination of both were proven by a questionnaire and kinematic measurements. The analysis of the results showed that proprioceptive stimulation alone had no effect on embodiment and that the combination of the two stimulations did not generate stronger embodiment but that it remained high throughout the experiment. Finally, the few significant differences observed concerning the orientation and amplitude of the trunk in relation to the pelvis between the different periods of recordings during the stimulation rotations of each experimental condition do not allow us to conclude that the stimulations have an effect on the trunk posture of the

participants. It would be necessary to explore the whole-body kinematics of the participants to know if there is a global response. It would also be interesting to compare these results in the same study with walking at a lower speed.

**Keywords:** Avatar, embodiment, visual stimulation, virtual reality, proprioceptive stimulation, vibrations, scoliosis

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE .....	3
1.1 L'anatomie du tronc.....	3
1.1.1 La colonne vertébrale ou rachis .....	3
1.1.2 Le bassin .....	4
1.1.3 Les muscles du dos .....	5
1.2 La biomécanique du tronc.....	7
1.3 La cinématique du tronc et du bassin pendant la marche .....	8
1.4 La scoliose .....	10
1.4.1 Définition .....	10
1.4.2 Diagnostic .....	10
1.4.3 La cinématique du tronc pendant la marche chez les scoliotiques .....	11
1.4.4 Les différents traitements.....	12
1.5 Le contrôle de l'équilibre postural.....	14
1.6 Le système vestibulaire.....	15
1.7 La proprioception.....	17
1.7.1 Le contrôle moteur et la proprioception.....	19
1.7.2 L'influence de la vibration sur la proprioception .....	20
1.8 Biofeedback pour corriger la posture des scoliotiques .....	22
1.9 La réalité virtuelle .....	25
1.9.1 Le sentiment de présence .....	25
1.9.2 Les avatars virtuels .....	26
1.9.3 La réalité virtuelle et le sentiment d'incarnation .....	28
1.9.4 La combinaison de la RV et des stimulations proprioceptives.....	30
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS .....	33
2.1 Problématique .....	33
2.2 Objectifs.....	34
2.3 Hypothèses.....	34
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE .....	35
3.1 Matériel.....	35
3.1.1 Participants.....	35
3.1.2 La stimulation proprioceptive.....	35
3.1.3 Réalité virtuelle et capture de mouvement.....	36
3.2 Protocole.....	39
3.2.1 Les conditions expérimentales.....	39
3.2.2 Questionnaire d'incarnation.....	40
3.2.3 Les rotations de stimulations .....	41
3.3 Traitement et analyse des données.....	44
3.3.1 Filtrage des données.....	44
3.3.2 Analyse du questionnaire sur l'incarnation.....	44

3.3.3	Cinématique du tronc .....	45
3.3.4	Analyse de l'orientation du tronc par rapport au bassin .....	46
3.3.5	Analyse de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin ....	47
3.4	Méthode d'analyse statistique.....	47
CHAPITRE 4 RÉSULTATS .....		49
4.1	Caractères démographiques des participants .....	49
4.2	Questionnaire d'incarnation.....	49
4.3	Moyennes de l'orientation et de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin par période d'enregistrement .....	50
4.3.1	Rotations simples.....	50
4.3.2	Rotations combinées .....	58
4.4	Variation maximale des moyennes de l'orientation et de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin par bloc de 3 secondes entre la période de stimulation et la baseline.....	58
4.5	Nombre de participants suivant ou non le sens de stimulation.....	59
CHAPITRE 5 DISCUSSION.....		61
5.1	Questionnaire d'incarnation.....	62
5.2	Orientation moyenne et amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin.....	63
5.3	Limites de l'étude .....	65
5.4	Discussion des résultats préliminaires d'une étude mesurant les effets des réponses perceptives et motrices aux vibrations musculaires du tronc chez les adultes sans scoliose en position assise et debout.....	66
CONCLUSION .....		67
ANNEXE I	Graphiques des moyennes des orientations et amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin présentées par périodes de 15 secondes et par conditions – rotations combinées .....	69
ANNEXE II	Tableaux des valeurs de p pour les tests de Friedman effectués lors de l'analyse statique de la moyenne et de l'amplitude moyenne de l'angle du tronc par rapport au bassin par période de 15 secondes .....	77
ANNEXE III	Graphique des variations maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline selon les différentes conditions .....	79
ANNEXE IV	Graphique des variations maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline selon les différentes conditions.....	87
ANNEXE V	Tableaux des valeurs de p pour les tests de Friedman effectués lors de l'analyse statique de la variation des moyennes et amplitude moyenne de l'angle du tronc par rapport au bassin entre les périodes de stimulation et de baseline .....	95

ANNEXE VI      Graphiques représentant le nombre de participants suivant ou non la  
stimulation .....97

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....99



## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Les différentes parties de la colonne vertébrale .....	4
Figure 1.2 Le bassin.....	5
Figure 1.3 La couche intermédiaire des muscles du dos .....	6
Figure 1.4 Les muscles abdominaux.....	7
Figure 1.5 Mouvements élémentaires selon le système de coordonnées vertébrales .....	8
Figure 1.6 Mesure de l'angle de Cobb sur une scoliose lombaire .....	11
Figure 1.7 Postures en RPG décrites par Souchart. A. Couché sur le dos, jambes fléchies B. couché sur le dos jambes tendues vers le haut, C. Debout, corps penché en avant, D. Assis jambes allongées, E. Debout.....	14
Figure 1.8 Modèle en boucle fermée du contrôle sensorimoteur.....	15
Figure 1.9 a. Le système vestibulaire b. Les voies vestibulaires .....	16
Figure 1.10 Les voies proprioceptives .....	18
Figure 1.11 Schéma de fonctionnement d'un modèle interne de la mécanique physiologique du bras. ....	20
Figure 1.12 L'interface de vérification. En haut l'écran du participant, en bas l'écran du physiothérapeute .....	24
Figure 3.1 a. Laboratoire réel b. Environnement virtuel du laboratoire .....	36
Figure 3.2 Positionnement des marqueurs et corps rigides et participant portant le matériel dans le laboratoire: En rouge les corps rigides afin de créer le squelette de l'avatar. En bleu les marqueurs individuels représentant les points anatomiques utiles pour notre analyse cinématique .....	38
Figure 3.3 a. Vibrateurs b. Avatar dans l'environnement virtuel .....	38
Figure 3.4 Protocole.....	40
Figure 3.5 Questionnaire d'incarnation et échelle de Likert .....	41

Figure 3.6 Durée des enregistrements de stimulation et temps d'activation des rotations de stimulation selon les conditions expérimentales .....	44
Figure 3.7 Déplacement angulaire du tronc dans les trois plans anatomiques .....	45
Figure 4.1 Scores d'incarnation.....	50
Figure 4.2 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison droite (IncD).....	51
Figure 4.3 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison gauche (IncG).....	52
Figure 4.4 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation droite (RotD).....	53
Figure 4.5 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation gauche (RotG).....	53
Figure 4.6 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la flexion (Flex).....	54
Figure 4.7 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'extension (Ext).....	54
Figure 4.8 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison droite.....	55
Figure 4.9 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison gauche.....	55
Figure 4.10 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation droite .....	56
Figure 4.11 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation gauche .....	56
Figure 4.12 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'extension.....	57



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CombD	Combinaison droite
CombG	Combinaison gauche
ES	Érecteurs spinaux
ERD	Érecteur du rachis droit
ERG	Érecteur du rachis gauche
HMD	Head Mounted display – casque de réalité virtuelle
LSHO	Left shoulder – Épaule gauche
OE	Oblique externe
OED	Oblique externe droit
OEG	Oblique externe gauche
OI	Oblique interne
OID	Oblique interne droit
OIG	Oblique interne gauche
RPG	Rééducation posturale globale
RSHO	Right shoulder – Épaule droite
RV	Réalité virtuelle



## INTRODUCTION

La scoliose est une maladie qui touche 2 à 3% des adolescents dont 80% sont des filles. Cette maladie se caractérise par une déformation en trois dimensions de la colonne vertébrale entraînant une asymétrie au niveau du tronc. Elle se traite dès que l'angle de déformation, appelé angle de Cobb, dépasse 15°, le plus souvent à l'aide d'un corset que la personne qui a une scoliose doit porter quotidiennement afin d'éviter l'aggravation de la courbure (Bruandet, 2009 ; Negrini *et al.*, 2012). Un suivi médical est nécessaire avec un physiothérapeute afin d'entretenir les amplitudes articulaires vertébrales et costo-vertébrales, de renforcer les muscles érecteurs du dos et d'entretenir la capacité respiratoire (Beriel, 2019). Cela permet aussi au patient d'avoir un retour sur l'évolution de la déformation de sa colonne et ainsi le motiver dans sa rééducation. En effet, le traitement dure en général jusqu'à la fin de la croissance osseuse. Un retour d'information en temps réel des résultats d'exercices effectués lors du suivi concernant la correction de sa posture et l'activité de certains muscles du tronc serait d'autant plus nécessaire.

Un des outils les plus récents qui permet d'afficher ce type d'information est la réalité virtuelle (RV). La RV peut permettre à l'utilisateur de s'identifier à un avatar virtuel pour ensuite pouvoir reproduire les mouvements de ce dernier. Ce phénomène s'intitule l'incarnation. En effet, un utilisateur incarné dans son avatar identifie les mouvements de l'avatar comme les siens. Cette propriété agit également à l'inverse. Si les mouvements de l'avatar diffèrent des mouvements réels de l'utilisateur bien incarné, il est possible d'induire des dérives proprioceptives et physiques à l'utilisateur afin qu'il puisse suivre son avatar (Gonzalez-Franco *et al.*, 2020).

En ce qui concerne la scoliose ou les problèmes posturaux, des systèmes de jeux vidéo utilisés pendant les séances de kinésithérapie ou physiothérapie ont été développés. L'étude de Wibmer et al (2016) nous montre que le fait d'ajouter un jeu vidéo en même temps que les exercices à effectuer permet aux patients d'améliorer leurs performances. La stimulation visuelle est donc importante dans le cadre de la rééducation. En plus de celle-ci, la stimulation proprioceptive a été utilisée dans plusieurs études utilisant la réalité virtuelle. Le plus souvent, elle est produite par des vibrations musculaires localisées (Goodwin,

McCloskey et Matthews, 1972). Il a été prouvé que celles-ci permettent d'engendrer l'illusion de mouvements tant au niveau des membres inférieurs qu'aux membres supérieurs (Duclos *et al.*, 2014a ; Leonardis *et al.*, 2012). Cependant, aucune recherche n'a été effectuée sur l'effet des vibrations au niveau du tronc pendant la marche.

L'étude réalisée ici vise à développer un système de modulation visuelle et proprioceptive de la marche en réalité virtuelle immersive afin de modifier le comportement postural du tronc pendant la marche chez des participants sains, avant d'envisager une application pour la correction de la posture à la marche chez des personnes scoliotiques.

Le but premier de la recherche est d'observer si un changement de comportement au niveau du tronc d'un utilisateur sain peut être obtenu en lui appliquant des vibrations sur son tronc (stimulation proprioceptive) et en modulant le tronc de son avatar en RV (stimulation visuelle), à l'aide de l'analyse cinématique. Ce mémoire est divisé en 5 chapitres. Dans un premier temps, une revue de littérature détaille les notions nécessaires à la compréhension de ce projet. Puis, la problématique et les objectifs sont présentés. Dans le chapitre 3, la méthodologie de l'étude est exposée. Ensuite, les résultats obtenus seront présentés. Enfin une discussion sera menée sur les résultats avant de terminer par une conclusion générale sur ce projet.

# CHAPITRE 1

## REVUE DE LITTÉRATURE

### 1.1 L'anatomie du tronc

#### 1.1.1 La colonne vertébrale ou rachis

Le squelette du tronc est composé de la cage thoracique, de la colonne vertébrale (rachis), et du bassin. Ils permettent à eux trois de maintenir la posture du corps tout en protégeant les organes vitaux.

La colonne vertébrale est composée de 33 à 34 os articulés appelés vertèbres abritant et protégeant la moelle épinière. Elle permet à l'homme de supporter sa tête et de transmettre le poids des membres supérieurs et du tronc aux membres inférieurs contrôlant l'équilibre du corps.

Elle se divise en 5 parties :

- le segment cervical qui contient 7 vertèbres cervicales (C1 à C7) et forme une lordose (courbure concave en arrière);
- le segment thoracique qui contient 12 vertèbres (T1 à T12) forme une cyphose (courbure concave vers l'avant);
- le segment lombaire contenant 5 vertèbres lombaires (L1 à L5) et formant aussi une lordose ;
- 5 vertèbres sacrées (S1 à S5), fusionnées forment le sacrum;
- 3 à 5 vertèbres coccygiennes forment le coccyx.

Toutes les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires, ainsi que la première vertèbre sacrée, sont reliées en avant par des disques intervertébraux permettant la mobilité entre les vertèbres et de limiter les pressions exercées sur la colonne lors des différentes positions assises, debout ou encore lors de la course ou d'un port de charge. (Cyr, 2020 ; Moulin, 2014 ; Pialasse, 2015). Deux articulations synoviales relient également chaque vertèbre entre elles et avec le crâne pour la première vertèbre cervicale dans leur partie postérieure.

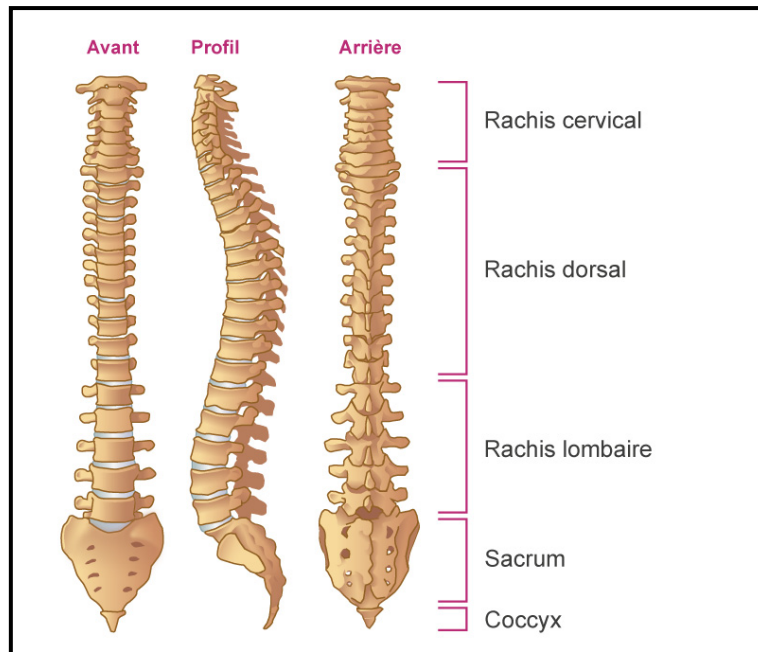


Figure 1.1 Les différentes parties de la colonne vertébrale  
Tirée de La Société Française de Rhumatologie (2020)

Dans le cas de la scoliose, la déformation des vertèbres peut engendrer une accentuation des courbures provoquant une hypercyphose thoracique, une hypocyphose thoracique, ou encore une hyperlordose lombaire, mais surtout créer des courbures dans le plan frontal, au niveau cervical, thoracique et/ou lombaire. (Diane Moulin, 2014)

### 1.1.2 Le bassin

Le bassin relie la colonne vertébrale aux membres inférieurs. Il est composé du segment regroupant le sacrum et le coccyx ainsi que de deux os coxaux. Chacun de ces os se compose eux-mêmes en trois parties : l'ilium, l'ischium et le pubis.

Il y a trois articulations au niveau du bassin :

- l'articulation symphyse sacrocoxygienne entre le sacrum et le coccyx,
- l'articulation Sacro-iliaque, entre le sacrum et chaque ilium,
- l'articulation symphyse pubienne entre les corps pubiens (Guilbert, 2018 ; Lewis *et al.*, 2017)

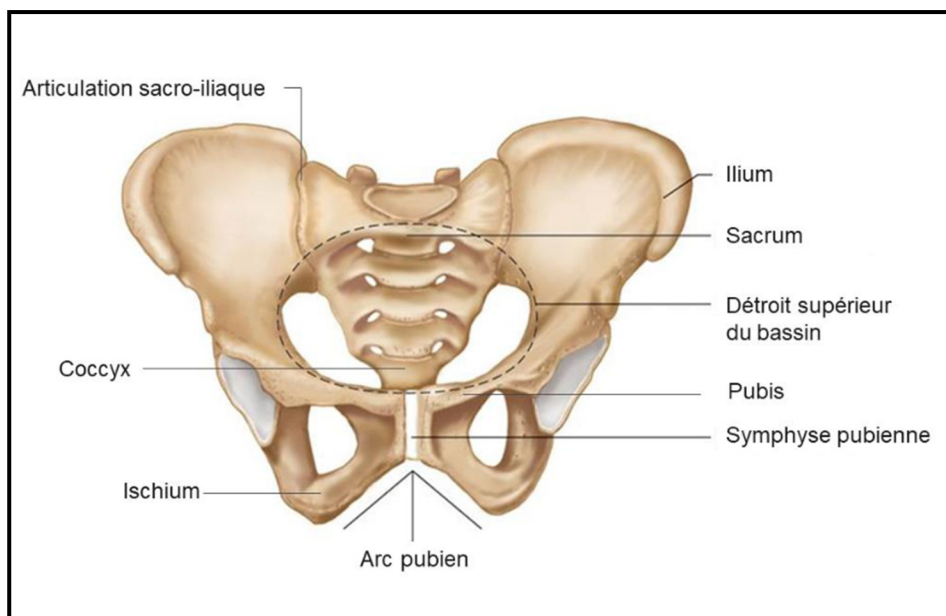


Figure 1.2 Le bassin  
Tirée de Guilbert (2018)

### 1.1.3 Les muscles du dos

Les muscles du dos sont très importants pour le maintien de la posture. Ils permettent le contrôle des mouvements de la colonne vertébrale dans les trois plans anatomiques. Ils vont de la base du crâne jusqu'au bassin et se répartissent en trois couches :

- La couche superficielle des muscles du dos, comprenant les muscles splénius du cou et de la tête qui couvrent la face latérale et postérieure du cou. Ces derniers se trouvent de chaque côté de la colonne vertébrale et permettent la flexion latérale, l'extension et la rotation de la tête.

Cette couche concerne les vertèbres cervicales et thoraciques

- La couche intermédiaire des muscles du dos, comprenant les muscles érecteurs du rachis qui se divisent en trois groupes de muscles : l'iliocostal, le longissimus et l'épineux. Ils permettent la flexion latérale du tronc.

Cette couche concerne les vertèbres cervicales, thoraciques, lombaires

- La couche profonde des muscles du dos, comprenant le muscle épineux. (Fig. 1.3) Ce dernier permet le redressement volontaire de la colonne vertébrale ainsi que son inclinaison latérale.

Cette couche concerne les vertèbres cervicales et thoraciques. (Netter, 2015 ; Thouin, 2005)

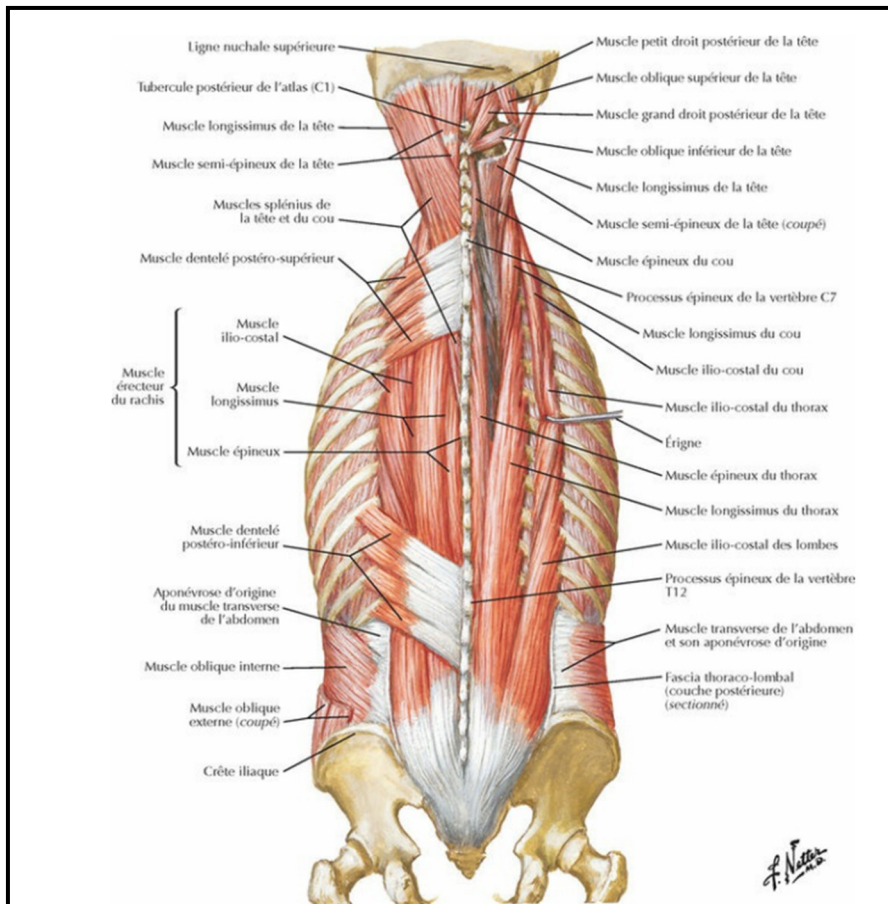


Figure 1.3 La couche intermédiaire des muscles du dos

Tirée de Netter (2015)



Le rachis lombaire participe grandement aux mouvements du tronc. Il s'entoure des muscles de l'abdomen (Fig. 1.4) et des érecteurs spinaux qui jouent un rôle essentiel concernant les mouvements de flexion, extension, inclinaison latérale et rotation.

Le muscle transverse activé avec l'oblique externe (OE) permet la flexion et la rotation latérale. Les OE ont une action de flexion et rotation latérales. Activées en même temps, ils assurent la flexion du tronc, tout comme la contraction bilatérale des droits de l'abdomen. Les obliques internes (OI) permettent l'inclinaison latérale du torse ainsi que sa flexion et rotation latérales. De même, lorsqu'ils sont activés ensemble, ils ont une fonction de fléchisseur de la colonne. (Bélanger, 2017) Les érecteurs spinaux (ES) assurent l'inclinaison ipsilatérale lorsqu'ils se contractent unilatéralement, et l'extension lors d'une contraction bilatérale.

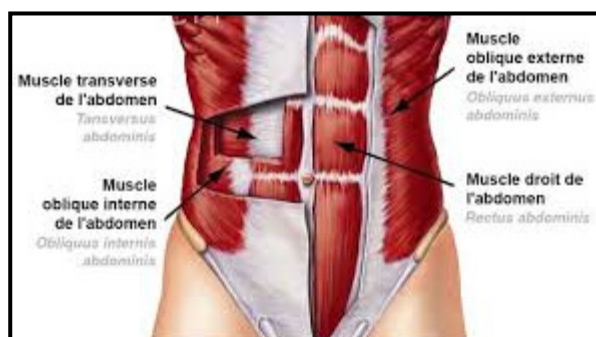


Figure 1.4 Les muscles abdominaux

Tirée de l'encyclopédie de Golf, Georges (2019)

## 1.2 La biomécanique du tronc

La colonne vertébrale est flexible, mais aussi très résistante. Sa flexibilité se définit par sa capacité à se déformer après l'application d'une force. Cette force peut être la force gravitationnelle, la tension des muscles ou encore une force provenant de l'environnement extérieur.

Les articulations intervertébrales se succédant et la somme des mouvements élémentaires créés grâce aux muscles permettent à la colonne vertébrale d'atteindre son amplitude de mouvement. Celle-ci se voit limitée par les facettes articulaires, les disques intervertébraux (qui jouent un

rôle essentiel dans la flexibilité de la colonne) et les ligaments. Les mouvements élémentaires se composent de rotations, translations, flexions et extensions selon les trois axes du système de coordonnées de la colonne vertébrale (Fig.1.5). La région la plus mobile de la colonne vertébrale est la région cervicale. Contrairement à la région lombaire de la colonne qui a une forte mobilité en flexion/extension et en inclinaison latérale et une rotation quasi nulle, la région thoracique, elle, est plus rigide et a donc une mobilité moyenne en rotation et pratiquement nulle en flexion/extension et inflexion (Dupuis, 2017 ; Moulin, 2014)

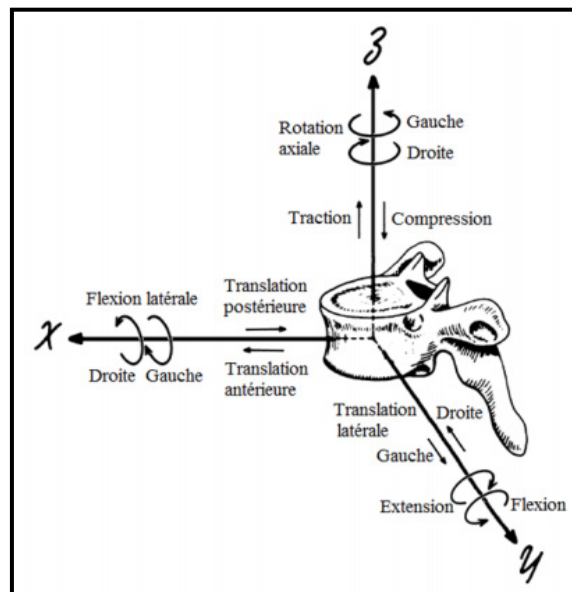


Figure 1.5 Mouvements élémentaires selon le système de coordonnées vertébrales

Tirée de Moulin (2014)

### 1.3 La cinématique du tronc et du bassin pendant la marche

La cinématique permet d'obtenir et d'analyser les amplitudes, positions et trajectoire des segments humains. Les études de la cinématique du tronc et du bassin pendant la marche chez des personnes saines ont considéré le tronc dans son entièreté, ou la partie lombaire de la colonne vertébrale.

Concernant le bassin dans le plan sagittal, l'amplitude de mouvement varie selon les études, allant en moyenne de 2 à 8 degrés. (Tab.1) Dans le plan frontal, l'amplitude du bassin est un

peu plus grande, variant de 4 à 8 degrés. Dans le plan transverse, les valeurs moyennes de l'amplitude du bassin sont comprises entre 4 et 10 degrés, avec un écart-type allant de 1.5 à 3.22°, montrant la disparité des valeurs.

Concernant le tronc, dans le plan sagittal, les valeurs d'amplitudes à la marche sont similaires à celle du bassin. Au niveau du plan frontal, l'amplitude varie entre 4 et 13 degrés et dans le plan transverse de 6 à pratiquement 14 degrés.

Tableau 1.1 Amplitudes de mouvement du tronc et du bassin selon différentes études, en degrés (écart-type)

Auteurs	Bassin			Tronc		
	Plan sagittal	Plan frontal	Plan transverse	Plan sagittal	Plan frontal	Plan transverse
(Whittle et Levine, 1999)	2.79° (0.76)	7.72° (2.26)	10.40° (3.22)	3.98° (1.21)	7.55° (1.65)	8.34° (2.19)
(Chung <i>et al.</i> , 2010)				4.7° (2.2)	13.0° (4.5)	13.7° (4.9)
(Crosbie, Vachalathiti et Smith, 1997)	3.5° (1.5)	6° (2.5)	4° (2.5)	3.5° (2.0)	9(3.5)	4° (2.0)
(Lewis <i>et al.</i> , 2017)	4.3° (1.1)	7.4° (2,5)	9.5° (2.9)			
(Stokes, Andersson et Forssberg, 1989)	8.3° (2.30)	3,9° (0.5)	7.9° (1.5)	4.7° (2.0)	3.2° (0.9)	4.6° (1.4)
(Leardini <i>et al.</i> , 2011)				2.6°	4.7°	5.9°

## **1.4 La scoliose**

### **1.4.1 Définition**

La scoliose touche environ 2 à 3 % des adolescents, dont 80% sont des filles. Il s'agit de la pathologie la plus courante chez l'adolescent. Elle se définit par une déformation en trois dimensions de la colonne vertébrale entraînant une asymétrie au niveau du tronc. Dans 80% des cas, la scoliose est idiopathique, elle survient pendant la croissance et sa cause n'est pas connue. Elle peut survenir en fonction de différents facteurs environnementaux, génétiques ou de croissance (Pialasse, 2015). Si elle n'est pas traitée, la scoliose peut provoquer de la douleur, des problèmes cardiaques et respiratoires, mais aussi une diminution de l'estime de soi (Cyr, 2020).

### **1.4.2 Diagnostic**

L'examen du dos permet d'observer la déformation de la colonne vertébrale et le positionnement du tronc par rapport aux membres inférieurs. Souvent on observe un basculement du bassin, une asymétrie thoracique, une courbure latérale de la colonne, et une bosse ou gibbosité thoracique (Bacquaert, 2020 ; Pialasse, 2015).

Afin de confirmer la présence d'une scoliose, il est nécessaire de faire une radiographie qui permettra de calculer la valeur des rotations vertébrales et l'angle de la courbure appelé angle de Cobb (Fig. 1.6). Celui-ci est connu en mesurant « l'angle entre la droite prolongeant le plateau supérieur de la vertèbre la plus inclinée au sommet de la courbure et celle prolongeant le plateau inférieur de la vertèbre la plus inclinée au bas de la courbure » (Thouin, 2005). Plus la valeur de l'angle est élevée, plus la courbure scoliotique est importante et doit être traitée. Une scoliose est diagnostiquée lorsque l'angle de Cobb est supérieur à 10 degrés (HAS, 2008 ; Janicki et Alman, 2007).

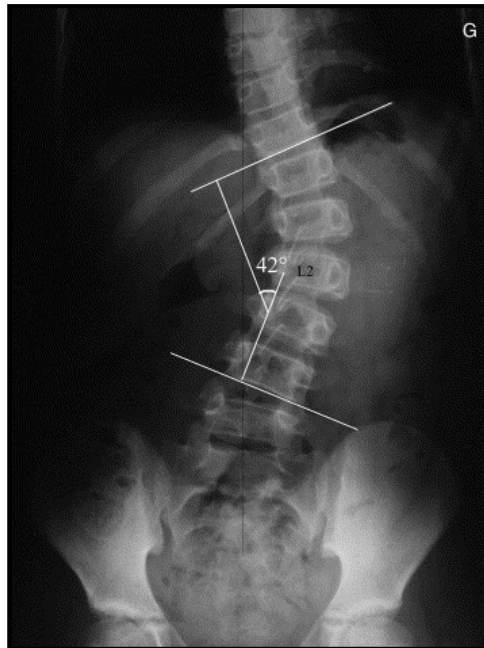


Figure 1.6 Mesure de l'angle de Cobb sur une scoliose lombaire  
Tirée de Khouri *et al.*, (2004)

### 1.4.3 La cinématique du tronc pendant la marche chez les scoliotiques

La déformation de la colonne vertébrale chez les personnes ayant une scoliose a pour conséquence de modifier les paramètres cinématiques de ces dernières pendant la marche. En effet, plusieurs études ont montré que l'obliquité pelvienne (OP) est une conséquence de la scoliose. Il s'agit d'un déséquilibre du bassin dans le plan frontal. De ce fait, le patient avec une OP aura une asymétrie au niveau des hanches avec une crête iliaque plus haute d'un côté que de l'autre qui se trouve souvent du côté opposé à la convexité de la courbe scoliotique (Yen, Gartenberg et Cho, 2021).

L'étude de Struber et al (2022) a montré que l'amplitude de mouvement du bassin chez les scoliotiques est inférieure à celles de personnes saines dans le plan frontal, de même pour l'amplitude du tronc.

Pesenti *et al.*, (2019) ont aussi comparé les paramètres cinématiques du tronc de participants ayant une scoliose thoracique droite à des participants sains, pendant la marche. Ils ont montré

que l'amplitude de mouvement des épaules dans le plan frontal était plus grande chez les participants ayant une scoliose ( $4.9^\circ$  vs  $3^\circ$  pour le groupe contrôle). Dans le plan sagittal, l'amplitude de mouvement du segment thoracique (angle entre les vertèbres C7-T6 et T9-T12) était aussi plus grande pour le groupe SI ( $5.1^\circ$ ) comparé au groupe contrôle ( $3.1^\circ$ ). L'amplitude de mouvement du bassin dans le plan sagittal était identique pour tous les participants ( $3^\circ$ ). La scoliose a donc une conséquence sur la cinématique du tronc et du bassin.

#### 1.4.4 Les différents traitements

Il est important que les personnes atteintes de scoliose et ayant une courbure supérieure à 15 degrés soient traitées et aient un suivi thérapeutique rigoureux afin de contrôler l'évolution de la courbure. De plus, les personnes ayant un angle de Cobb supérieur à  $20^\circ$  doivent suivre un traitement orthopédique et sont sujettes à porter un corset quotidiennement afin de limiter l'angle de déviation et de redresser la courbure (Arnal, Dolet et Bilisko, 1989). Cependant, le port du corset a des conséquences sur la qualité de vie du patient qui ne pourra effectuer des activités physiques et ludiques, et verra sa fonction respiratoire affectée (Goldberg *et al.*, 1994 ; Alves, Vera Lucia et Avansi, 2009).

Pour les cas les plus graves, c'est-à-dire lorsque l'angle de Cobb dépasse  $45^\circ$ , une intervention chirurgicale est nécessaire. Bien qu'elle permette une réduction significative de la courbure scoliotique, la chirurgie a aussi un impact sur la vie du patient, notamment sur sa mobilité et ses habitudes de vies. Elle ne diminue pas totalement les douleurs au dos (Altaf *et al.*, 2013 ; Fortin, 2022 ; Janicki et Alman, 2007).

Il existe un traitement physiothérapeutique pour traiter la scoliose, proposé avant que l'angle de Cobb n'atteigne  $45^\circ$ , synonyme de chirurgie. Il s'agit de la rééducation posturale globale. Celle-ci implique le corps dans sa totalité et aborde la respiration, la posture et la tension exercée au niveau des chaînes musculaires. Elle se fait par des exercices d'étirement postural ou d'intégration musculaire (sensorimotrice) afin de pouvoir assouplir les muscles/chaînes musculaires impliqués dans la déformation de la colonne vertébrale et ainsi permettre une meilleure posture et limiter les douleurs au dos. La rééducation se fait notamment en position

assise, debout ou couchée (Fig. 1.7). Le physiothérapeute utilise parfois la méthode de correction manuelle, c'est-à-dire qu'il applique une force avec sa main au niveau du tronc afin de réduire momentanément la déformation de la colonne et de pouvoir estimer la raideur des muscles du tronc et les compensations posturales (Dupuis *et al.*, 2018).

Des exercices d'intégration sensorimotrice (EIS) font aussi parti du traitement afin de corriger la posture et d'améliorer l'équilibre statique et dynamique. L'intégration sensorimotrice est la capacité du SNC à intégrer les afférences sensibles afin d'exécuter des programmes moteurs. Elle dépend de l'intégrité des systèmes cortical, musculosquelettiques et sensoriels (vestibulaire, visuels et proprioceptif) (Fortin, 2022).

Il a été constaté que les fonctions d'intégrations sensorimotrices sont déficientes chez les enfants atteints d'une SI. La posture et le contrôle de l'équilibre sont altérés. Les EIS ont pour objectif d'intégrer et d'améliorer les corrections posturales dans la vie quotidienne des patients. Ils se font en statique (assis et debout) et parfois en dynamique où le physiothérapeute peut demander au patient de se pencher, se tourner, faire un pas avant, se redresser ou encore saisir un objet (Souhard et Ollier, 2002).

Un bilan esthétique peut être effectué avant et après le traitement. En effet, l'apparence physique est très prise en considération par les adolescents atteints d'une scoliose, surtout chez les filles. Des photos peuvent être prises en pré et post-traitement afin que le patient puisse visualiser l'effet du traitement sur sa posture. Ceci est le seul retour visuel que le patient a concernant son traitement et l'évolution de sa scoliose.

La rééducation posturale globale (RPG) a montré son efficacité concernant les fonctions musculaires et respiratoires, la posture et les douleurs. Cependant à l'heure actuelle, peu d'études ont montré son efficacité sur la scoliose en particulier. De plus, il existe peu voire pas du tout de traitement par physiothérapie avec une méthode dynamique à la marche. Dans notre étude, les expériences se font durant la marche afin de voir si celle-ci pourrait être incluse, à terme, une approche de réadaptation dans une tâche dynamique et fonctionnellement importante comme la marche. Améliorer la posture lors d'une tâche aussi importante et fréquente pourrait ainsi augmenter l'efficacité des traitements physiothérapeutiques.

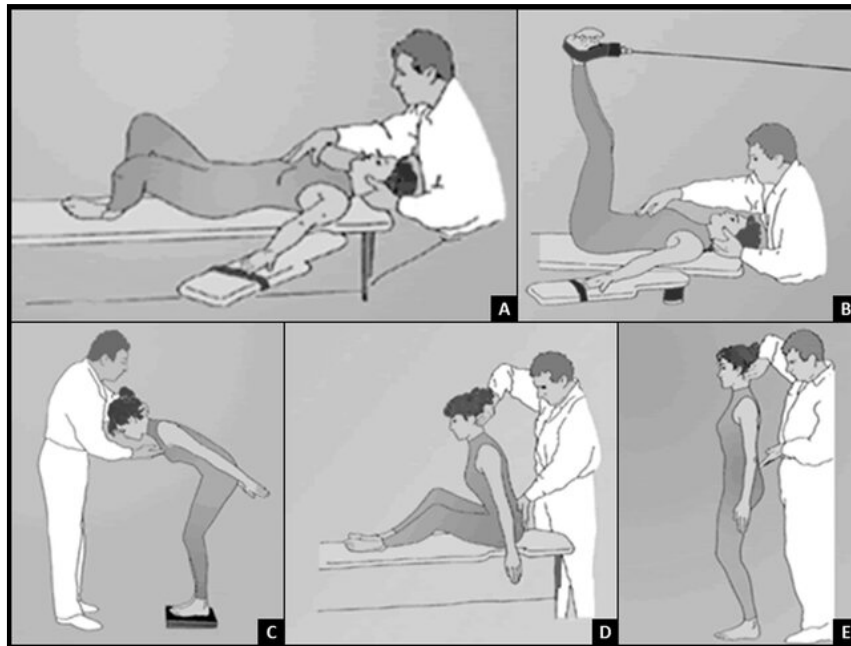


Figure 1.7 Postures en RPG décrites par Souchard. A. Couché sur le dos, jambes fléchies B. couché sur le dos jambes tendues vers le haut, C. Debout, corps penché en avant, D. Assis jambes allongées, E. Debout

Tirée de Lawand *et al.*, (2014)

## 1.5 Le contrôle de l'équilibre postural

Le contrôle de l'équilibre postural ou encore la stabilité posturale consiste à contrôler la position du corps malgré les perturbations internes ou externes afin de maintenir l'équilibre lors d'une position statique ou dynamique (Berthod, 2012 ; Pialasse, 2015).

Le contrôle de l'équilibre est réalisé grâce aux entrées sensorielles provenant des systèmes vestibulaires, proprioceptif et visuel. Celles-ci sont transmises à différents centres du tronc cérébral et du cortex où a lieu la transformation sensorimotrice (transformation des informations sensorielles reçues en coordonnées motrices) qui permettra ensuite d'envoyer l'activité motrice à effectuer par les muscles responsables de la posture pour contrôler les oscillations posturales et maintenir un état d'équilibre.



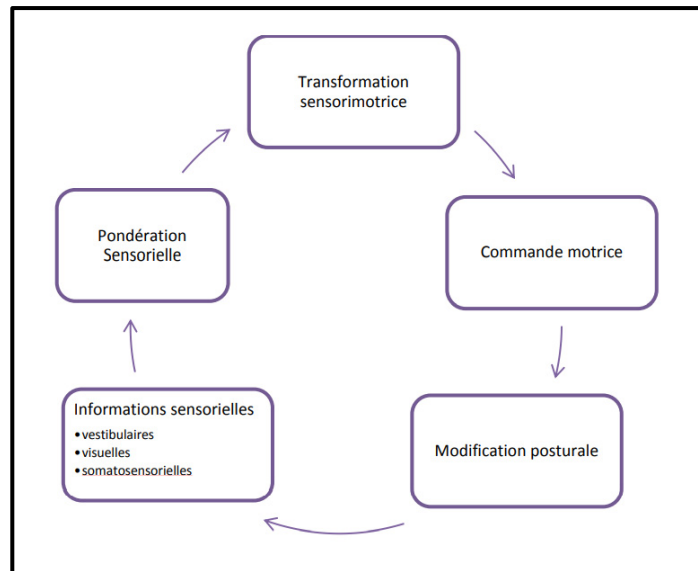


Figure 1.8 Modèle en boucle fermée du contrôle sensorimoteur  
Tirée de Pialasse (2015)

Cette transformation sensorimotrice est un processus essentiel pour le maintien de la posture et, durant l'adolescence, nécessite de la maturation pour que la croissance de l'enfant s'effectue correctement. Ainsi, un mauvais fonctionnement de l'intégration des informations sensorielles pendant la maturation pourrait altérer la perception des segments du corps et leur orientation, ce qui pourrait provoquer une déviation des segments vertébraux et donc une scoliose (Burwell *et al.*, 2006 ; Burwell *et al.*, 2009).

## 1.6 Le système vestibulaire

Le système vestibulaire périphérique se situe dans l'oreille interne et se compose de trois canaux semi-circulaires dits supérieur, postérieur et latéral et de deux organes otolithiques nommés utricule et saccule (Cyr, 2020). Ces derniers détectent l'accélération linéaire de la tête tandis que les canaux semi-circulaires détectent l'accélération angulaire et la rotation de la tête. Les neurones vestibulaires primaires transmettent les informations sensorielles jusqu'aux noyaux vestibulaires qui se trouvent dans le tronc cérébral. On y retrouve aussi les neurones

vestibulaires secondaires qui se projettent vers la moelle épinière, le cervelet, les noyaux oculomoteurs, le thalamus et le cortex.

Il existe trois voies de projections de neurones vestibulaires secondaires :

- Les voies vestibulo-oculaires, support du réflexe vestibulo-oculaire, permettent de stabiliser l'image du monde visuel sur la rétine pendant les mouvements de tête,
- Les voies vestibulo-spinales, support du réflexe vestibulo-nucal qui permet de maintenir la tête dans une position où le regard est horizontal, indépendamment des mouvements du tronc. Elles sont aussi support du réflexe vestibulo-spinal qui permet le maintien de l'équilibre lors de la marche et debout.
- Les voies vestibulo-thalamo-corticales, responsables de la perception sensorielle à l'origine d'un vertige (Vidal, 2023).

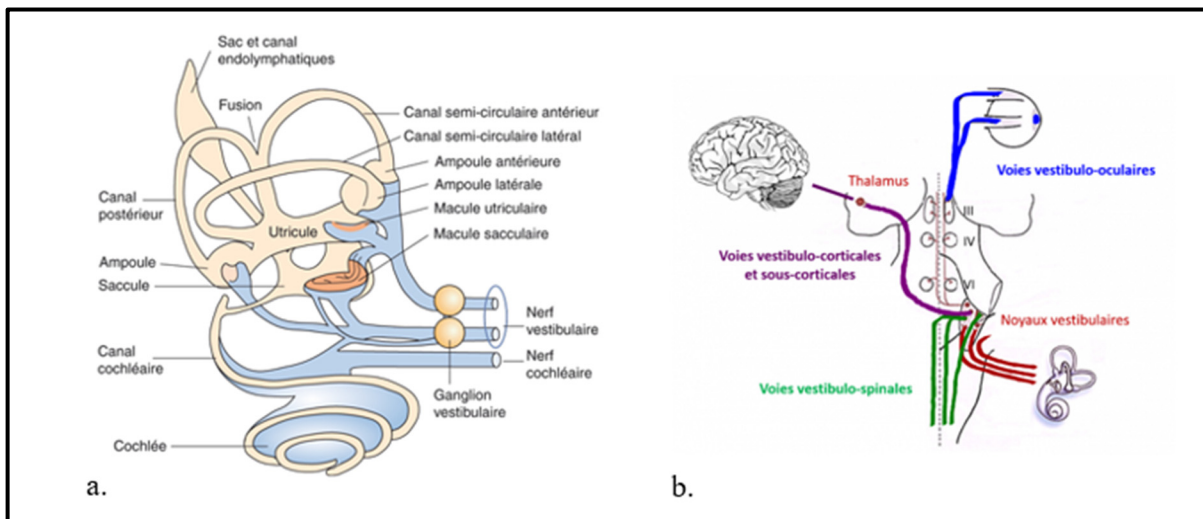


Figure 1.9 a. Le système vestibulaire b. Les voies vestibulaires  
Tirées de R.M (2019) et Vidal (2023)

## 1.7 La proprioception

La proprioception, souvent considérée comme un « sixième sens », est l'ensemble des informations nerveuses provenant des articulations, des muscles, des tendons et de la peau, qui sont transmises au système nerveux central (SNC), afin de réguler la posture et les mouvements du corps dans l'espace. De ce fait, une atteinte au système proprioceptif peut entraîner une atteinte de l'équilibre, de la coordination et des réflexes lors des mouvements.

Les mécanorécepteurs sont des récepteurs associés à des neurones sensoriels sensibles aux déformations mécaniques. Se trouvant au niveau des muscles et articulations, ils jouent un rôle important dans la proprioception en transmettant l'information de la posture du corps et de ses mouvements au système nerveux central (Kandel *et al.*, 2021). Concernant la position articulaire et la force musculaire développée, la proprioception va capturer l'information au niveau de différents récepteurs que sont :

- Les fuseaux neuromusculaires : récepteurs sensoriels (fibres Ia et II) se trouvant dans les muscles striés. Ils informent le système nerveux central sur la vitesse et la longueur d'allongement du muscle.
- Les organes tendineux de Golgi : Fibres sensorielles (fibres Ib) insérées entre les fibres de collagènes situées au niveau des jonctions musculo-tendineuses et musculo-aponévrotiques. Elles transmettent des informations sur la force exercée par le muscle lors de sa contraction ou de son allongement,
- Les récepteurs articulaires : ils se trouvent dans la capsule articulaire et les ligaments. Ils informent sur les angles articulaires c'est-à-dire la vitesse du déplacement angulaire et l'accélération angulaire, l'accélération du mouvement ainsi que la pression intra-articulaire, principalement dans les amplitudes articulaires extrêmes (Janin, 2009 ; Lamy, 2006).

En ce qui concerne la position de la tête ou les déplacements du corps, de nombreux propriocepteurs du rachis cervical transmettent des informations au SNC sur les réflexes contrôlant le tonus musculaire du tronc, les mouvements des yeux et de la tête lorsque le cou est en mouvement (Janin, 2009).

Les signaux des récepteurs proprioceptifs suivent un chemin bien précis au niveau de la moelle épinière. Tout d'abord, ils passent par la colonne dorsale de la moelle. Par la suite, les cellules ganglionnaires des racines dorsales et les neurones des noyaux graciles et cunéiforme entrent en connexion au niveau du bulbe. Les informations sont alors envoyées au thalamus ventrolatéral postérieur puis en direction des aires corticales somesthésiques (SI, SII) du lobe pariétal. Afin de contribuer au contrôle du mouvement, des informations provenant des fuseaux neuromusculaires seront redistribuées vers les aires motrices du lobe frontal (Fig. 1.10)(Jordan, 2009).

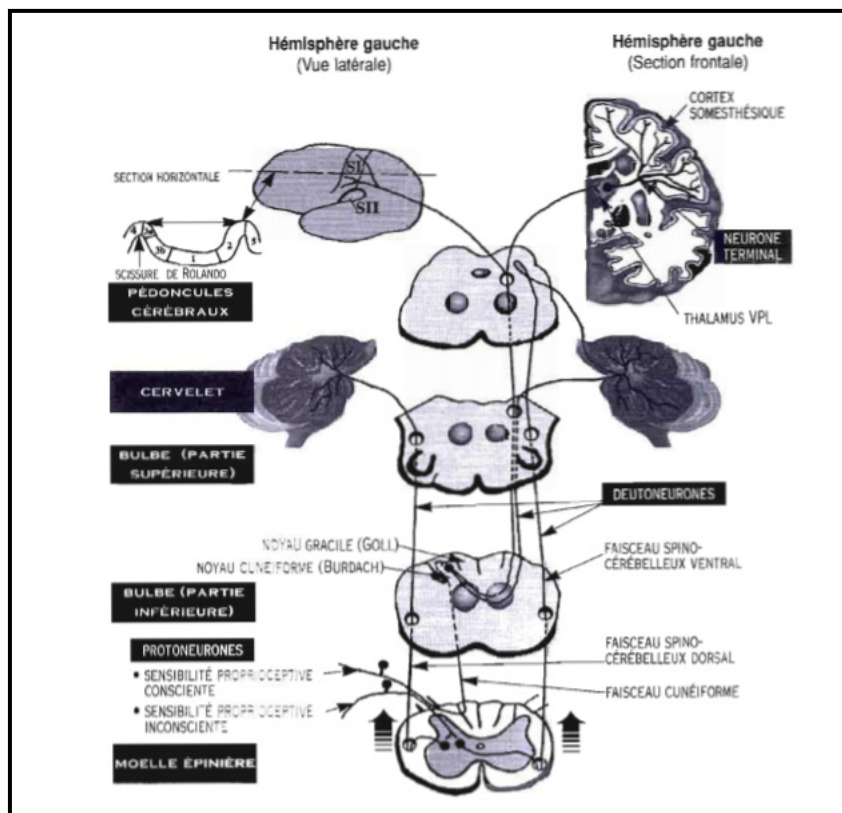


Figure 1.10 Les voies proprioceptives  
Tirées de Rigal (2003)

### 1.7.1 Le contrôle moteur et la proprioception

Le processus de contrôle de mouvement possède différents niveaux :

- Un haut niveau cognitif : la création de la commande motrice pour réaliser le mouvement désiré. En effet, le contrôle moteur permet d'établir un contrôle des paramètres d'optimisation du mouvement. Pour cela, les systèmes moteurs et sensoriels sont continuellement en interactions avec le monde physique et permettent au système nerveux central d'envoyer les informations nécessaires aux muscles afin de réaliser l'action. De plus, il existe un concept de modèle interne du corps évoquant le fait que le SNC établirait un état simplifié du système sensori-moteur (Wolpert, Ghahramani et Jordan, 1995). Le modèle interne se divise en deux : un modèle inverse permettant d'établir la commande motrice produite par le SNC lors d'une action à effectuer, et un modèle direct qui indique la modification à apporter à l'état du système dû à la commande motrice générée juste avant (modèle direct dynamique) et spécifie le retour sensoriel attendu, correspondant à l'état du système prédéterminé (modèle direct sensoriel) (Lebon, Gueugneau et Papaxanthis, 2013).
- Un niveau plus bas, où le retour proprioceptif (afférence sensorielle) permet d'ajuster le mouvement à l'aide d'information concernant la cinématique ou la dynamique du mouvement pour pouvoir le faire correctement, de manière optimale (Pinardi *et al.*, 2020)

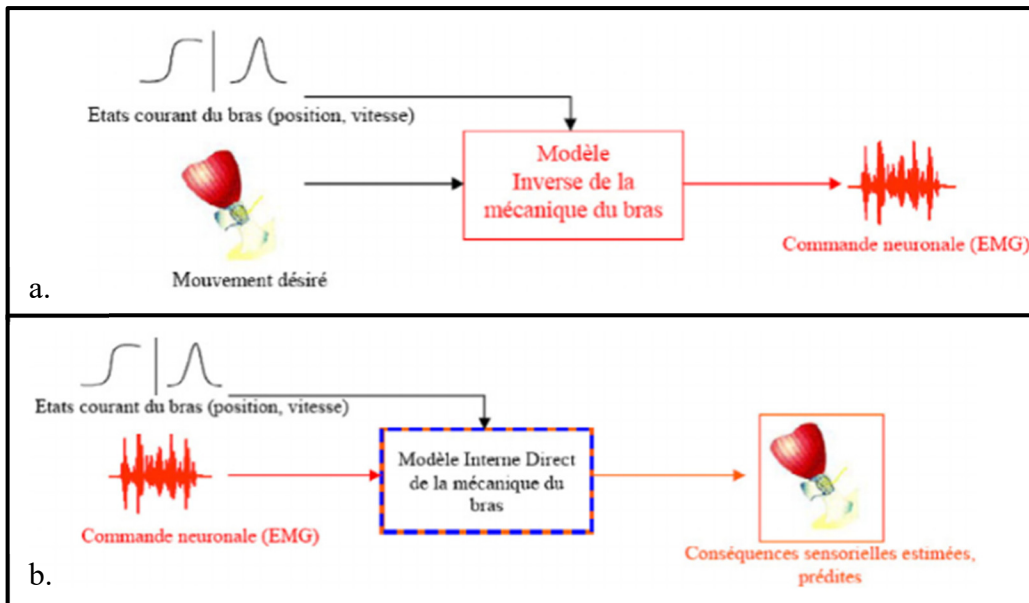


Figure 1.11 Schéma de fonctionnement d'un modèle interne de la mécanique physiologique du bras.

Tirée de (Lebon, Gueugneau et Papaxanthis, 2013)

### 1.7.2 L'influence de la vibration sur la proprioception

Les fuseaux neuromusculaires, notamment les afférences sensorielles primaires 1a, sont particulièrement sensibles aux étirements que génèrent les vibrations au niveau des tendons musculaires (Roll, 2009). En effet, la vibration génère une excitation des fuseaux ce qui provoque également une illusion de mouvement correspondant à l'allongement du muscle auquel le tendon est rattaché. Cette perception peut s'accompagner d'une contraction réflexe (activité nerveuse involontaire répondant à une stimulation des terminaisons nerveuses sensibles) du muscle vibré et d'un relâchement du muscle antagoniste (Jordan, 2009).

Cette méthode de vibration appelée Vibration musculaire localisée (VML) a été découverte en 1972 par Goodwin et al. Elle consiste à effectuer une stimulation vibratoire sur le tendon musculaire afin de :

- fournir une sensation de mouvement pour un membre entièrement relâché/détendu
- modifier la position perçue d'un membre pendant une contraction musculaire

- influencer la vitesse angulaire perçue de l'articulation d'un membre en mouvement (Pinardi 2020).

Depuis la découverte de la méthode VML, plusieurs travaux de recherche ont été effectués pour la réadaptation de patients ayant des déficiences au niveau de leurs fonctions proprioceptive et motrice dues à différentes pathologies. En effet, les chercheurs utilisent souvent une stimulation proprioceptive générée par une vibration musculaire afin de générer la perception d'illusion de mouvements ou de produire des réponses motrices.

D'ailleurs, Roll et Vedel en 1982 ont permis de confirmer le fait que les fibres sensorielles répondent aux vibrations entre 70 et 80Hz et jusqu'à 100Hz maximum. En dehors de ces fréquences, la stimulation est moins efficace pour activer les fuseaux neuro-musculaires.

Duclos et al. ont montré qu'en appliquant un patron de vibrations complexe au niveau des muscles des membres inférieurs d'un individu sain et d'un individu ayant une lésion de la moelle épinière, il est possible de générer dans les deux cas des mouvements alternatifs de flexion et d'extension au niveau des deux membres inférieurs produisant des mouvements de marche de faible amplitude (Duclos *et al.*, 2014a). Une étude visant à étudier l'effet des vibrations musculaires sur la position debout et la marche a montré que stimuler les muscles du tronc et du cou par vibrations pendant la marche induit une déviation de la trajectoire de marche du côté opposé au site de la stimulation (Courtine *et al.*, 2007). Une autre étude où des vibrations étaient appliquées au niveau du cou a montré que la réponse aux vibrations des participants ayant un torticolis spasmodique était locale (extension du cou) alors que celle des participants sains était plutôt globale avec une inclinaison du corps entier vers l'avant (Lekhel, 1997). Pinardi et al (2020) eux, montrent qu'en utilisant la méthode VML au niveau du triceps brachial, il est possible d'ajuster le mouvement du bras (induire des ajustements cinématiques) lors d'une tâche de lever de poids.

Il existe aussi d'autres modèles de stimulations tels que les stimulations non-invasives localisées sur des muscles dont le nerf est assez superficiel ou encore la stimulation nerveuse directe où une stimulation électrique se fait sur le nerf lui-même et permet notamment de produire des mouvements fonctionnels après une paralysie (Marquez-Chin et Popovic, 2020). Cependant, cette dernière technique n'est utilisée que pour des cas très précis car elle nécessite une chirurgie afin d'implanter le dispositif sur le nerf souhaité. De plus, ce type de dispositif

est très coûteux (Fansi *et al.*, 2013). Ainsi, dans notre étude, la méthode VML sera utilisée afin de voir si celle-ci produit un changement au niveau de la cinématique du tronc de participants sains, et si elle pourra plus tard être utilisée pour un ajustement de la colonne vertébrale d'un patient scoliotique vers la verticale afin d'améliorer sa posture.

## **1.8 Biofeedback pour corriger la posture des scoliotiques**

Le biofeedback est une méthode non invasive de rééducation qui permet d'améliorer les performances des patients en mesurant les réactions physiologiques de leur corps tel que la fréquence cardiaque ou l'activité des muscles. Au sujet de la scoliose, des chercheurs ont utilisés un outil appelé l'électromyographie de surface (sEMG) et ont évalué son utilisation pour atténuer l'asymétrie des activités musculaire paraspinales et pour contrôler la progression de la courbure de la colonne vertébrale chez des adolescentes atteintes de scoliose légère (Cheung, Yip et Lai, 2022). Les participants ont effectué 30 séances (6 mois) d'entraînement pendant lesquelles l'activité des muscles paraspinaux était mesurée. Le retour d'information était visuel. Il se faisait sur un écran où les valeurs sEMG des muscles apparaissaient dès que celles-ci étaient en dessous du seuil des exigences individualisées requises pour chacun des participants. L'angle de courbure de la colonne vertébrale a aussi été mesuré avant et après les 6 mois d'entraînements. Les résultats ont montré qu'il y avait une asymétrie bien marquée au niveau des paires de muscles paraspinaux avant l'entraînement. L'activité de toutes les paires de muscles est devenu plus symétrique après les 30 séances et une amélioration significative de l'activité des muscles a été observée pour les trapèzes et les érecteurs spinaux lombaires, pour tous les participants. De plus, une réduction de la courbure de la colonne vertébrale de plus de 5,5 degrés a été constaté pour deux participants sur sept.

Une autre étude utilisant l'électromyographie de surface a été réalisée dans le but d'améliorer la posture des scoliotiques (Hin Chun, 2017). Le chercheur a conçu un débardeur de body mapping où les capteurs étaient placés dans le tissu et permettaient ainsi de récolter les données cinématiques du tronc ainsi que l'activité des muscles du tronc des participants. Afin d'avoir un retour d'information en temps réel, une application mobile a été développée affichant la



position des capteurs. De plus, un logiciel a été développé afin d'afficher un écran pour le participant concernant l'entraînement demandé et un écran pour le thérapeute affichant les signaux sEMG concernant l'activité des muscles en position assise et debout. (Fig.1.12)

Caviedes et al ont conçu un réseau de capteurs d'étirements triangulaire à placer dans le dos afin de récolter les données concernant la colonne vertébrale pendant un exercice thérapeutique. Une application mobile liée à ces capteurs a été développée afin d'obtenir un retour d'information en temps réel et permettre aux patients scoliotiques d'effectuer leurs exercices à faire à la maison de manière plus autonome (Caviedes, Li et Jammula, 2020).

Wibmer et al (2016) ont montré que l'ajout d'un jeu vidéo durant l'entraînement des patients scoliotique permet aux patients de se motiver et d'améliorer leurs performances.

Toutes ces études analysent l'utilisation du Biofeedback pour l'amélioration de la posture des personnes scoliotiques et montrent que le biofeedback avec rétroaction visuelle est une méthode utile pour la rééducation cependant à ce jour il n'y a pas d'étude proposant l'utilisation de ces méthodes pendant la marche.

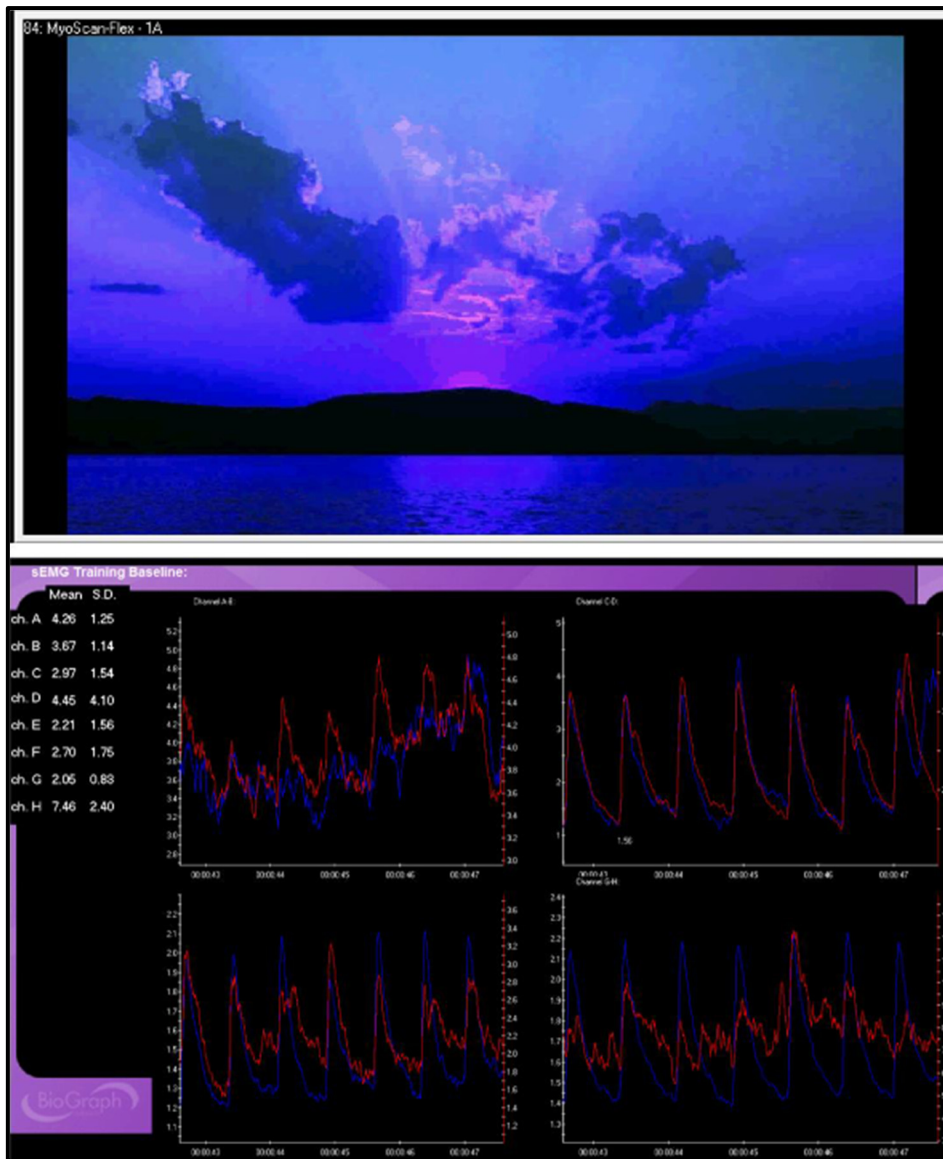


Figure 1.12 L'interface de vérification. En haut l'écran du participant, en bas l'écran du physiothérapeute

Tirée de Hin Chun (2017)

## 1.9 La réalité virtuelle

Il existe de nombreuses définitions de la réalité virtuelle (RV). Dans la littérature, elle est autant définie par sa fonctionnalité, son application, ses techniques que par sa finalité (Lourdeaux, 2001). Finalement on définira la RV comme ceci :

« La réalité virtuelle se veut être l'ensemble des techniques et technologies qui permettent l'immersion de l'opérateur dans un environnement virtuel avec lequel il interagit en temps réel à l'aide d'interfaces comportementales. » (Fischer et Troussier, 2004)

En plus de l'environnement virtuel (EV), les notions d'immersion et de présence sont souvent mises en avant.

### 1.9.1 Le sentiment de présence

La présence en réalité virtuelle est définie par Bouvier comme étant « le sentiment authentique d'exister dans un monde autre que le monde physique où notre corps se trouve ». Un des facteurs participant à l'émergence de la présence et qui a longtemps été confondue avec celle-ci est l'immersion, consistant à inclure l'utilisateur dans un environnement simulé (Bouvier, 2011 ; Gorisse, 2019). L'immersion doit être exclusive, large, englobante et juste, c'est-à-dire qu'elle exclue la réalité physique pour laisser place à la réalité virtuelle, un nombre important de sens doit être stimulé, l'environnement doit pouvoir être perçu dans toutes les directions et la stimulation des sens doit être fidèle à ce qui est habituellement perçu. Le second facteur est l'interaction, celle-ci permettant à l'utilisateur d'intervenir pendant l'expérience et de pouvoir agir dans l'environnement virtuel (Bouvier, 2011). Ainsi, plus ces deux facteurs seront mis en avant, plus le sentiment de présence se fera ressentir et plus l'utilisateur pourra agir dans l'environnement virtuel d'une manière très similaire à la façon dont il agit dans le monde réel (Slater et Wilbur, 1997).

Un des éléments qui permet de renforcer le sentiment de présence est le son. En effet l'audition ayant deux fonctions principales, celle d'alerte et celle de communication, elle nous permet d'être réactif par rapport à l'environnement qui nous entoure. De ce fait, en combinant les informations visuelles et auditives dans un environnement virtuel, cela permet de mieux comprendre l'environnement (Burr et Alais David, 2006) et ainsi d'amplifier le sentiment de présence. Cependant ceci n'est pas forcément universel. En effet, Slater et al (1997) nous

rappelle que l'absence d'informations auditives peut être critique pour certaines personnes, alors que pour d'autres, elle ne sera pas perceptible.

### **1.9.2 Les avatars virtuels**

Un avatar virtuel est la représentation numérique d'un être humain dans un environnement virtuel. Grâce à un système de capture de mouvement et un casque de RV, il peut être contrôlé et répondre aux commandes souhaitées (Gorisse, 2019). Un avatar peut représenter la personne qui l'incarne en ayant un aspect similaire à celle-ci par sa couleur de peau, ses cheveux, sa taille et tout autre caractère anthropologique, mais peut aussi avoir un aspect complètement différent.

Les égo-avatars sont de plus en plus utilisés par des chercheurs travaillant sur le comportement humain ou en réadaptation (Bourdarel, 2019 ; Wang *et al.*, 2017). Des études ont démontré que selon l'apparence de l'avatar en RV, il est possible de modifier le comportement moteur des utilisateurs. Fox et Bailenson (2009) ont montré que plus l'avatar est représentatif de l'utilisateur, plus l'implication de ce dernier sera effective pendant les exercices demandés.

Une autre façon de modifier le comportement des utilisateurs est de créer un conflit visuo-proprioceptif. En effet, une étude très connue sous le nom de « rubber hand illusion (RHI) » (Botvinick et Cohen, 1998) a pu montrer qu'en appliquant des stimuli visuels et tactiles de manière synchrone, l'homme peut percevoir une fausse main comme étant la sienne lorsqu'il y a une forte similarité entre les deux (Kilteni, Groten et Slater, 2012). En se basant sur le RHI, Asai (2015) a montré qu'il est possible d'engendrer une dérive proprioceptive en position statique lorsque des retours visuels et proprioceptifs sont présentés. Durant son étude, les participants étaient assis devant une table où il leur était demandé de mettre leur main gauche sur une planche mobile et de l'autre côté se trouvait une main gauche grandeur nature en caoutchouc. Les deux mains étaient séparées par un écran et les participants devaient regarder la main en caoutchouc. Cette étude a montré que les participants avaient tendance à déplacer leur main automatiquement vers la main en caoutchouc uniquement lorsqu'ils observaient une stimulation visuo-tactile synchrone.

La RV fournit un retour visuel aux participants à travers leurs avatars leur permettant d'observer leurs propres mouvements. En temps réel, les mouvements de l'avatar sont synchronisés à celui des participants mais ils peuvent aussi être modifiés.

Une étude a montré qu'en positionnant la main virtuelle à un endroit différent de la main réel, les participants utilisaient la position de la main virtuelle pour effectuer la tâche demandée (Lateiner et Sainburg, 2003). Gonzalez-Franco et al. expliquent qu'en montrant un avatar statique du point de vue de la première personne aux participants des expériences en RV, ceux-ci ont tendance à s'adapter à la posture de l'avatar rapidement en déplaçant leurs membres et leur corps afin d'être alignés avec le corps virtuel. D'après Gonzalez-Franco et al., le comportement moteur peut aussi être affecté lorsque les mouvements des utilisateurs ne sont pas exactement reproduits sur l'avatar, mais sont modifiés pour s'écarter spatialement ou temporellement des actions effectuées (Gonzalez-Franco et al., 2020). Ils appellent ceci le « follower effect ».

Pour mettre en évidence cet effet, dans leur étude, ils ont demandé aux participants d'atteindre un point P0 proche du corps et de rejoindre un point P1 éloigné du corps. L'étude comporte 3 conditions dont une où la main de l'avatar suit la trajectoire de la droite P0-P1 graduellement mais avec une dérive de 30 degrés vers l'extérieur, une autre où elle suit cette trajectoire de manière instantanée en allant directement au point P1 et une 3e où la main de l'avatar va dans la même direction que celle du participant et aucune dérive n'est appliquée. Les résultats montrent que les participants ont suivi largement l'avatar lorsque la dérive a été appliquée graduellement plutôt qu'instantanément. Ceci indique qu'en appliquant un décalage spatial entre le corps réel et le corps virtuel, le système moteur permet une compensation qui va amener les participants à réduire automatiquement ce décalage (Gonzalez-Franco et al., 2020). Des études ont montré qu'il est possible d'obtenir une dérive proprioceptive du mouvement en dynamique. Lamontagne *et al* (2007) ont montré qu'en modifiant le flux optique (source d'informations visuelles pouvant contrôler la direction et la vitesse de la marche) de participants sains et de participants atteints d'AVC, dans un EV, il est possible d'altérer leur démarche. Sara et al ont étudié les effets de la modulation d'un égo avatar au niveau des membres inférieurs. L'étude a montré qu'en modifiant le retour visuel (augmentation de la flexion de la hanche droite de 30°) du participant au niveau de la jambe droite, il est possible

d'accélérer la vitesse linéaire de celle-ci de 0.08m/s. (Côté, 2017). L'étude préliminaire de Willaert et al (2022) a montré qu'en altérant la longueur de pas d'un avatar incarné, les participants peuvent détecter le décalage induit entre eux et l'avatar. Cette étude vise principalement à restaurer la symétrie de marche des patients post-AVC.

La plupart de ces études se basent sur le follower effect et montrent que modifier les mouvements d'un avatar peut engendrer une altération des mouvements de l'utilisateur. Le conflit visuo proprioceptif au niveau des membres supérieurs amène le participant à modifier inconsciemment ses mouvements en reproduisant ceux de l'avatar afin de réduire l'incongruence des mouvements entre son corps et celui de l'avatar (Gonzalez-Franco *et al.*, 2020 ; Bourdin, Martini et Sanchez-Vives, 2019). Toutefois, pour obtenir ce type de résultats il est nécessaire que l'utilisateur ait un fort sentiment d'incarnation ou « Sense of Embodiment (SoE) ». Ce terme est expliqué dans la partie suivante.

### 1.9.3 La réalité virtuelle et le sentiment d'incarnation

Dans plusieurs domaines tels que la psychologie, le divertissement ou la réadaptation pour la marche par exemple, le sentiment d'incarnation est exploité (Fox et Bailenson, 2009 ; Piette et Pasquier, 2012). Il se définit comme tel :

Le sentiment d'incarnation à travers un corps B est le sentiment qui émerge lorsque les propriétés du corps B sont traitées comme si elles étaient celles de notre propre corps biologique (Kilteni, Groten et Slater, 2012)[Traduction].

De cette définition ressortent trois concepts formant le sentiment d'incarnation :

- L'auto-localisation (« self location »), ou encore la localisation de soi est le volume spatial dans lequel l'utilisateur se sent localisé.
- Le sentiment d'agentivité se définit selon Blanke et Metzinger (2008) comme étant « le contrôle moteur global, y compris l'expérience subjective de l'action, le contrôle, l'intention, la sélection motrice et l'expérience consciente de la volonté. »

[Traduction]

- Le sentiment d'appropriation, lui, est le fait de s'attribuer un corps (avatar) et de ressentir les informations sensorielles provenant de celui-ci (Kilteni, Groten et Slater, 2012).

Ainsi, pour renforcer le sentiment d'incarnation, il faut renforcer ces trois concepts. En ce qui concerne l'auto-localisation, certaines études ont montré que l'utilisation du point de vue à la première personne renforcerait ce sentiment (Gorisse, 2019 ; Maselli et Slater, 2014). En effet, il permet à l'utilisateur de voir directement l'environnement virtuel à travers les yeux de l'avatar et donc de se retrouver « dans la peau » de celui-ci. Il serait d'autant plus renforcé à l'ajout de retour proprioceptif tels que des stimulations visuo-motrice (Debarbah H 2017). À noter que la plupart des systèmes de RV utilisent le point de vue à la première personne. Cependant, d'autres études ont montré que le point de vue à la troisième personne permettrait une meilleure navigation dans l'environnement virtuel.

Le sentiment d'agentivité lui, peut autant être renforcé par des actions motrices que par des actions émotionnelles, ou encore de manière physiologique (Houzangbe, 2019). L'expérience de Kway et Mitchell (2018) montre que des joueurs de jeux vidéo ressentent un sentiment d'agentivité lorsqu'ils ont à prendre des décisions importantes ayant une signification émotionnelle.

D'après Kilteni (2012), des stimulations physiques effectuées simultanément sur l'utilisateur et l'avatar permettrait de renforcer le sentiment d'appropriation. Ces stimulations peuvent être visuotactiles ou encore visuo-proprioceptives (Tsakiris, Prabhu et Haggard, 2006). De plus, la fidélité de l'avatar joue un rôle sur le sentiment d'appropriation. Plus l'avatar ressemble à l'utilisateur, et plus le sentiment d'appropriation est élevé (Gorisse 2019, Kilteni 2012). La fidélité est donc une notion à prendre en compte dans notre étude. En effet, les participants auront un avatar personnalisé afin qu'ils puissent s'identifier plus facilement à celui-ci. L'une des caractéristiques de l'avatar étant qu'il soit modulable afin d'en vérifier les effets sur le participant, il est nécessaire que l'avatar lui ressemble le plus possible.

Tout comme il existe des facteurs permettant de renforcer le sentiment d'incarnation, il en existe qui peuvent altérer celui-ci de manière négative. En effet, la latence, les décalages spatiaux, le décalage temporel ou une déformation concernant l'avatar peut altérer de manière

négative le sentiment d'incarnation. L'étude de Samaraweera et al (2015) a montré que lors d'une tâche de marche en RV, le seuil de détection inconscient de la latence s'élève jusqu'à 225ms (Samaraweera, Perdomo et Quarles, 2015). L'étude de Kokkinara et al a montré qu'un décalage angulaire de 22 degrés sur le bras des participants n'affectait pas leur sentiment d'appropriation (Kokkinara, Slater et López-Moliner, 2015). Celle de Yuan et Steed, 2010 a montré qu'une petite distorsion spatiale n'affectait pas le sentiment d'appropriation non plus.

#### **1.9.4 La combinaison de la RV et des stimulations proprioceptives**

Depuis quelques années, des études ont combiné la RV avec un dispositif de vibrations. Leonardis et al.(2012) ont étudié l'effet de la stimulation proprioceptive par vibration et du retour visuel en RV sur le bras droit des participants. Le bras était posé sur un support et une vibration à 80Hz était appliqué sur le biceps tandis que le participant voyait le bras de son avatar bouger dans la direction de l'illusion proprioceptive du mouvement attendu. Les résultats de l'étude ont montré qu'il est possible d'induire une illusion de mouvement d'un membre inerte grâce à une stimulation visuelle en RV en incarnant un avatar, combinée à une stimulation proprioceptive par vibrations, cependant des écarts ont été reportés concernant la cohérence entre la perception du mouvement perçu et celui visualisé dans le HMD(Head Mounted Display, casque de réalité virtuelle).

D'autres études se sont penchées sur les membres inférieurs afin d'induire une illusion de perception de marche. Matsuda et al ont développé un outil de RV présentant l'enregistrement de la marche d'un avatar pouvant être modulé (avatar complet, mains et pieds uniquement, pas d'avatar) combiné à l'application de vibrations sur les pieds des utilisateurs assis, celles-ci étant synchronisées ou non aux pas de l'avatar(Matsuda *et al.*, 2020). La sensation de marche a été évaluée par un questionnaire sur la perception de marche et la présence. Les participants percevaient une forte sensation de marche et de présence lorsque l'avatar était visualisé par l'utilisateur dans son entièreté et que les vibrations étaient synchrones avec les pas de l'avatar mais aussi lorsqu'ils voyaient uniquement les mains et pieds de l'avatar. Kouakoua et al ont montré qu'il est possible d'améliorer la perception de marche lors de l'utilisation de stimulation visuo proprioceptives en appliquant des vibrations au niveau des membres



inférieurs des participants en position statique debout, tout en étant immergé en RV (Kouakoua et al., 2020).

Toutes ces études visent à développer des outils pour la rééducation en RV, néanmoins aucune d'elles n'a été réalisée dans le but d'améliorer la posture de patients scoliotiques.

Dans notre étude, le retour visuel du participant sera modifié au niveau du tronc de l'avatar afin de voir si cette modulation peut engendrer un changement de comportement cinématique au niveau du tronc des participants.



## CHAPITRE 2

### PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

#### 2.1 Problématique

Des méthodes pour modifier la posture du tronc en fournissant de la rétroaction notamment visuelle ont été proposées (Hin Chun, 2017 ; Cheung, Yip et Lai, 2022 ; Caviedes, Li et Jammula, 2020), cependant leur efficacité n'a pas encore été prouvée et les outils utilisés tels que l'électromyographie de surface, ne sont pas toujours confortables pour les participants. De plus ces méthodes sont utilisées pour un entraînement thérapeutique statique. Or, les patients scoliotiques étant quotidiennement en posture dynamique notamment durant la marche, il serait utile qu'ils aient un entraînement dynamique.

L'incarnation d'avatar a montré le potentiel d'induire des dérives proprioceptive et physiques pour suivre son avatar. (Bourdin, Martini et Sanchez-Vives, 2019 ; Gonzalez-Franco *et al.*, 2020). Des études concernant la stimulation proprioceptive notamment par vibrations ont montré qu'il était possible d'induire une illusion de mouvement, au niveau des membres inférieurs comme au niveau des membres supérieurs (Duclos *et al.*, 2014b ; Leonardis *et al.*, 2012), mais aucune recherche n'a été effectuée sur l'effet des vibrations au niveau du tronc et la plupart, voire toutes, étaient aussi réalisées en position statique. La combinaison des deux stimulations, visuelle et proprioceptive a montré qu'il est possible d'engendrer un effet combiné d'illusion de mouvement. Cette combinaison de stimulations pourrait donc être utilisée pour induire des changements de posture, en modulant la posture d'un avatar en temps réel et en appliquant des vibrations au niveau du tronc des participants pendant la marche.

## 2.2 Objectifs

L'objectif général de cette étude est de quantifier l'effet de la manipulation d'un retour visuel et proprioceptif sur la posture de participants sains pendant la marche.

Afin de répondre à cet objectif, les objectifs spécifiques (OS) sont:

- OS.1 : Développer un outil combinant les modulations visuelles et proprioceptives du tronc pendant la marche à l'aide de la RV et de vibrateurs (Vib),
- OS.2 : Quantifier l'effet des types de modulations Visuelles (RV), Proprioceptives (Vib) et Combinées (RV + Vib), sur l'incarnation des participants en santé,
- OS.3 : Quantifier l'effet des types de modulations Visuelles (RV), Proprioceptives (Vib) et Combinées (RV + Vib), sur la posture du tronc pendant la marche chez des participants en santé.

## 2.3 Hypothèses

Hypothèses :

- H1 : L'incarnation des participants varie en fonction des conditions expérimentales. Elle est plus forte lorsque les deux stimulations, visuelle et proprioceptive, sont appliquées.
- H2 : La stimulation proprioceptive par vibrations comme la stimulation visuelle par déformation de l'avatar provoque une déviation du tronc dans le sens de la stimulation. La combinaison des deux stimulations amplifie la déviation du tronc.

## **CHAPITRE 3**

### **MÉTHODOLOGIE**

#### **3.1 Matériel**

##### **3.1.1 Participants**

Trente participants sains (15 hommes et 15 femmes) ont été recrutés au sein du CRCHUM et de l'ETS. Un participant n'a pas été retenu pour les résultats à cause d'un problème d'enregistrement de données le jour de l'expérimentation. Les critères d'inclusion étaient les suivants : avoir entre 18 et 30 ans, ne pas avoir d'antécédents pouvant affecter leur démarche, ne pas être enceinte, avoir un IMC inférieur à 25. Les données recueillies ont été anonymisées. Tous les participants ont signé le formulaire de consentement selon la procédure acceptée par le comité d'éthique du CRCHUM et de l'ÉTS, rempli un formulaire de critères d'éligibilité pour participer à l'expérience et chacun d'eux a reçu une compensation de 30\$ pour leur participation.

##### **3.1.2 La stimulation proprioceptive**

Six vibrateurs (Fig. 3.3) sont utilisés durant l'expérience. Ils ont été conçus par un technicien du laboratoire de l'IRGLM (Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal) et peuvent être activés grâce à une interface LabVIEW (National Instrument). Ils sont composés d'un moteur brushless avec un système hall et une masse excentrée, mesurent 5.5cm en longueur et 2.8cm en largeur et pèsent 200g. Quatre vibrateurs sont posés sur l'abdomen au niveau des obliques internes (OI) et externes (OE) et deux sont posés au niveau des érecteurs du rachis (ER) des participants. Les vibrations produites ont une fréquence de 80Hz, et une amplitude de 0,2-0,4 mv, ce qui permet d'activer les afférences proprioceptives des muscles ciblés. (Roll et Vedel, 1982)

### 3.1.3 Réalité virtuelle et capture de mouvement

L'avatar, personnalisé pour chacun des participants, a été réalisé à l'aide du logiciel Make Human version 1.2.0. Ce logiciel permet de représenter le participant le mieux possible en prenant en compte ses informations anthropologiques ainsi qu'en ajoutant les détails concernant les vêtements de celui-ci. Grâce aux informations demandées aux participants (sexe, taille, âge, poids, couleur de peau, couleur des yeux) avant chaque expérience, il a été possible de les spécifier dans le logiciel ainsi que la morphologie (une photo plein pied était requise). Il était aussi possible d'ajouter des vêtements à l'avatar, similaires à ceux du participant en sélectionnant notamment une brassière et un short pour les avatars féminins et uniquement un short pour les avatars masculins. La couleur des vêtements pouvait être modifiée dans le logiciel de l'environnement virtuel. La paire de chaussures sélectionnée était identique pour tous les avatars réalisés.

Un logiciel a été développé afin d'afficher l'environnement virtuel depuis le moteur de jeu multiplateforme Unity version 2019.13.f1. L'environnement virtuel (Fig. 3.1.b) représente le laboratoire où les acquisitions ont lieu. Les couleurs, et ameublement de ce dernier sont représentés dans l'environnement virtuel afin que le participant puisse se repérer au mieux. L'avatar se situe exactement au milieu du tapis roulant tout comme le participant. De même, les barrières de sécurité du tapis sont bien représentées dans l'environnement et placées à hauteur des mains du participant à chaque acquisition.

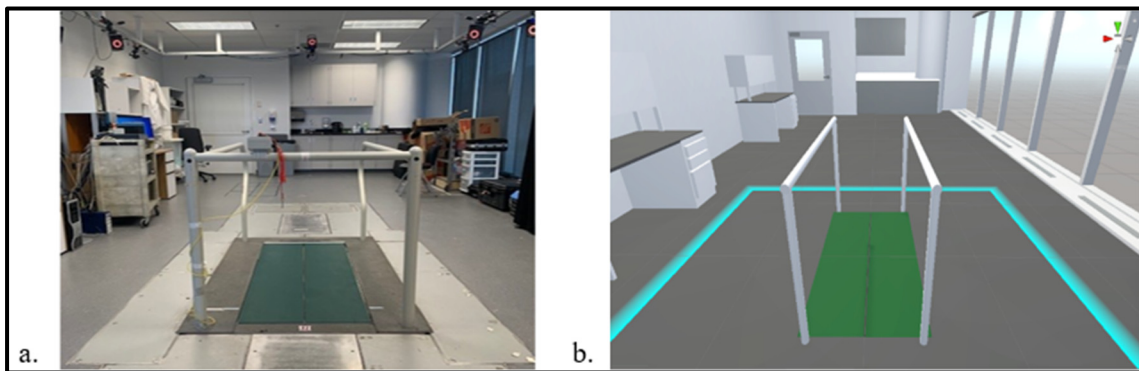


Figure 3.1 a. Laboratoire réel b. Environnement virtuel du laboratoire

L'activation des vibrateurs était contrôlée par Unity au moyen d'une carte Arduino Nano ATmega328P (Old Bootloader) qui permettait de déclencher le protocole de vibration contrôlé par l'interface LabVIEW.

L'environnement virtuel a une interface qui permet de démarrer les enregistrements de chaque condition, d'activer les vibrations lorsque nécessaire et de contrôler le changement de posture du tronc de l'avatar par rapport à celle des participants, selon les conditions expérimentales décrites plus bas.

Afin de capturer les mouvements des participants pour pouvoir animer l'avatar, nous avons utilisé un système de capture de mouvements VICON composé de 12 caméras ayant une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz et de marqueurs réfléchissants. Certains marqueurs sont positionnés sur des plaques formant des corps rigides 2D qui sont attachés sur le participant à l'aide de bandes velcro et d'autres sont directement appliqués sur la peau du participant. L'enregistrement cinématique des segments des participants était réalisée avec Tracker 3.6, un logiciel de Vicon qui permet de suivre les marqueurs individuels et les corps rigides précisément (erreur d'image de 0.35 pixels) pour ensuite les intégrer dans une application 3D, soit Unity dans notre cas, et un logiciel de reciblage de Vicon, soit Pegasus, qui, en prenant les données en continu de Tracker, va les appliquer à un squelette ou un modèle personnalisé représenté ici par l'ensemble des corps rigides. (Fig. 3.2).

Les participants portaient un casque de réalité virtuelle (HMD) HTC Vive Pro Eye. Les participants visualisaient leur égo-avatar avec une perspective à la première personne. De plus, dans l'environnement virtuel, un miroir était placé en face de l'avatar afin que les participants puissent voir leur avatar de haut en bas. Ceci permet de renforcer le sentiment d'incarnation. (González-Franco *et al.*, 2010).

Pour faciliter la mise en place du matériel de vibration et d'analyse de mouvement sur les participants, il a été demandé aux hommes de porter uniquement un short et aux femmes de porter un short et une brassière (Fig. 3.2).

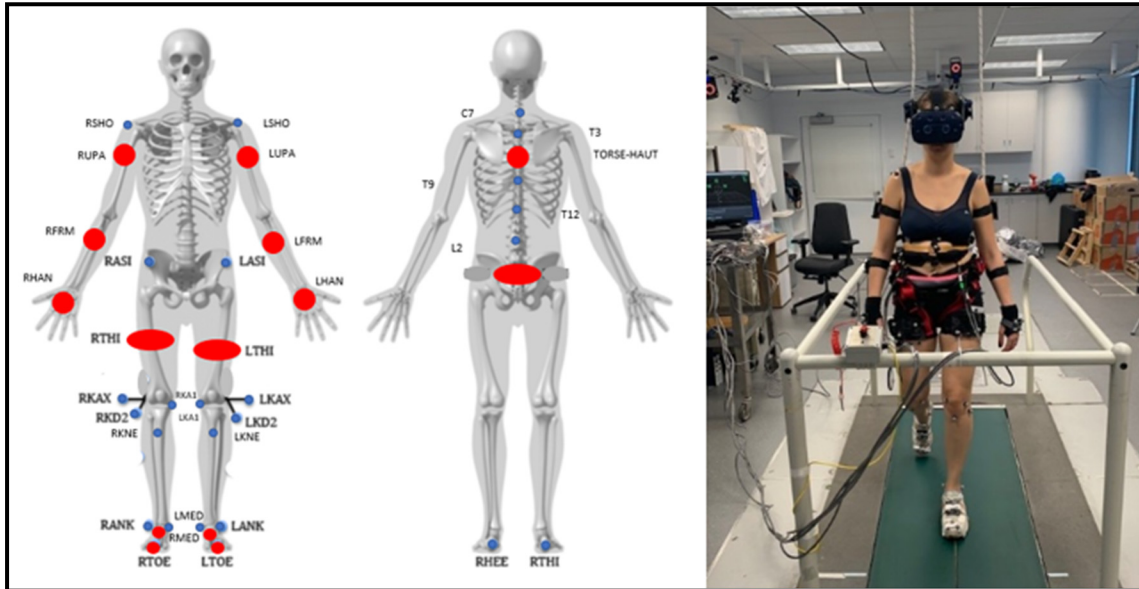


Figure 3.2 Positionnement des marqueurs et corps rigides et participant portant le matériel dans le laboratoire: En rouge les corps rigides afin de créer le squelette de l'avatar. En bleu les marqueurs individuels représentant les points anatomiques utiles pour notre analyse cinématique

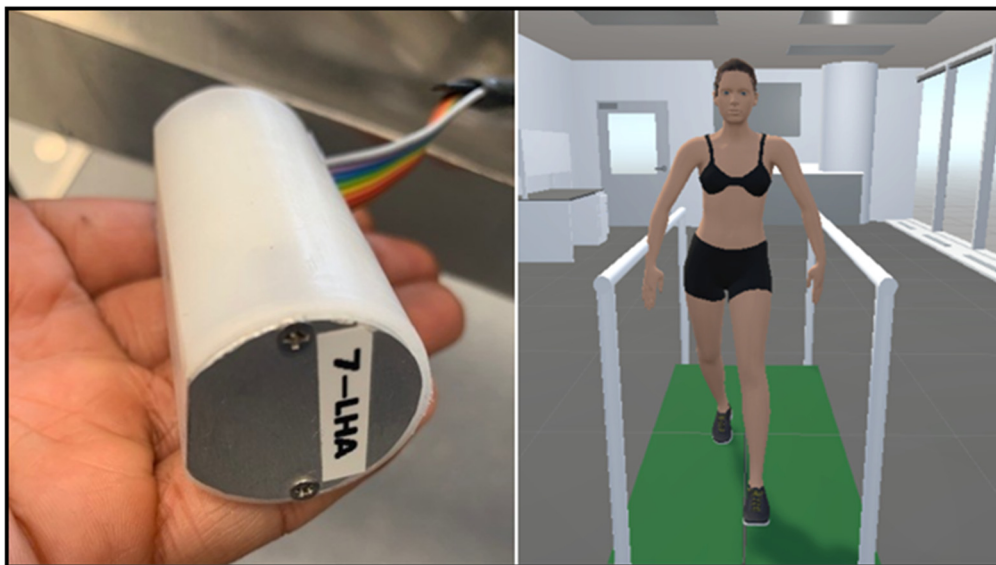


Figure 3.3 a. Vibrateurs b. Avatar dans l'environnement virtuel



## 3.2 Protocole

### 3.2.1 Les conditions expérimentales

L'expérience se déroulait en cinq conditions dont une condition d'initiation et quatre conditions expérimentales, avec une pause de 5 minutes entre ces dernières. Toutes les conditions se font à la marche, sur tapis roulant. Chaque condition expérimentale se distingue par les différentes stimulations sensorielles appliquées :

- Condition **RV.d** : RV avec déformation de l'avatar,
- Condition **Vib** : Vibrations uniquement,
- Condition **RV.d + Vib** : RV avec déformation de l'avatar et avec vibrations,
- Condition **RV + Vib** : RV sans déformation de l'avatar, avec vibrations.

Chacune de ces conditions comporte 8 différentes conditions de stimulations qui seront décrites plus bas. Un questionnaire sur l'incarnation était remis aux participants après chaque condition en RV afin d'évaluer leur sentiment d'incarnation.

L'ordre des conditions expérimentales a été pseudo randomisé pour chaque participant au préalable afin de limiter les biais de l'expérience et réduire l'impact d'une condition sur la suivante.

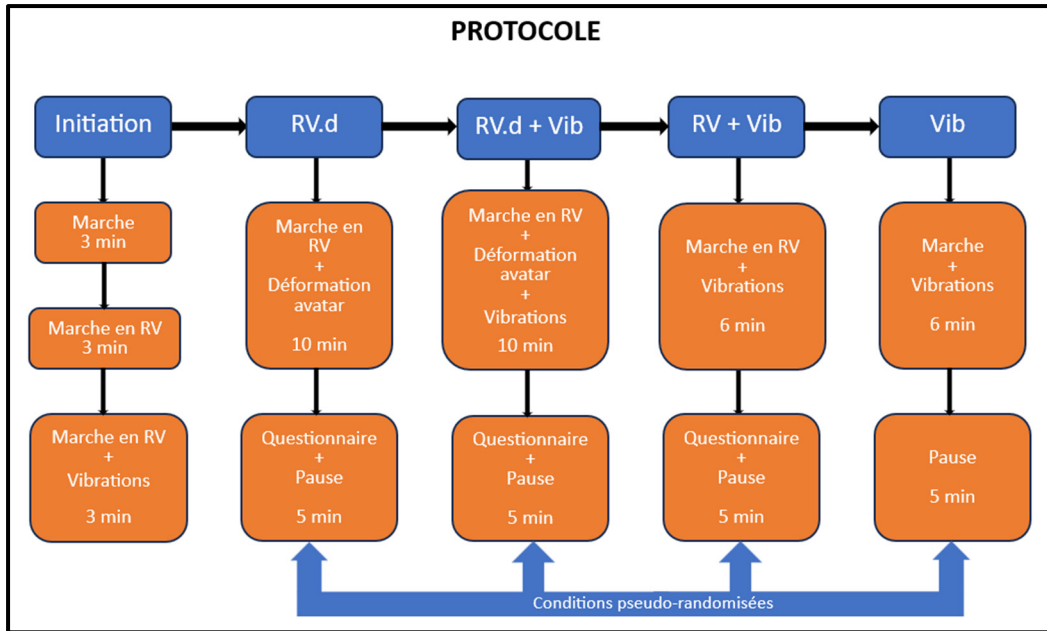


Figure 3.4 Protocole

### 3.2.2 Questionnaire d'incarnation

Afin d'évaluer le sentiment d'incarnation des participants durant l'expérience, un questionnaire était distribué à 3 reprises durant l'expérience, après chaque phase en RV. Il s'agit du questionnaire confectionné par Peck et Gonzalez-Franco (2021). Celui-ci comprend 16 questions englobant les 3 principales composantes de l'incarnation (sentiment d'appartenance, auto-localisation et agentivité) qui ont été traduites de l'anglais vers le français. Pour répondre aux questions, le participant devait choisir un score entre 1 (totalement en désaccord) et 7 (totalement en accord) sur une échelle de Likert (Fig.3.5) A chaque fois que le questionnaire était distribué, les questions étaient données dans un ordre aléatoire.

R1. Je me sentais à l'extérieur de mon corps	1
R2. J'avais la sensation que mon corps se déplaçait vers le corps virtuel ou que le corps virtuel se déplaçait vers mon propre corps	Totalement en désaccord
R3. J'avais la sensation que les mouvements du corps virtuel influençaient mes propres	2
R4. J'avais la sensation que mon propre corps devenait un avatar.	En désaccord
R5. A un certain moment j'ai eu l'impression que mon corps prenait la posture ou la forme du corps virtuel que je voyais	3
R6. J'avais l'impression de porter des vêtements différents de ceux avec lesquels je suis venu au laboratoire	Un peu en désaccord
R7. J'avais l'impression que mon corps avait changé	4
R8. J'avais la sensation que mon corps pouvait être affecté par l'environnement virtuel	Ni en accord ni en désaccord
R9. J'ai eu une sensation réaliste de mon corps quand j'ai vu ma démarche	5
R10. J'avais la sensation que le corps virtuel était mon propre corps	Un peu en accord
R11. À un moment donné, j'ai eu l'impression que le corps virtuel ressemblait à mon propre corps, en termes de forme, de teint de peau ou d'autres caractéristiques visuelles.	6
R12. J'ai eu l'impression que mon corps était situé là où je voyais le corps virtuel	En accord
R13. J'avais la sensation que je pouvais contrôler le corps virtuel comme si c'était mon propre corps	7
R14. Il m'a semblé avoir senti le toucher du sol au même endroit où le corps virtuel a été touché	Totalement en accord
R15. Il m'a semblé que la sensation de toucher était causé par le sol touchant le corps virtuel	
R16. Il m'a semblé que mon corps touchait le sol	

Figure 3.5 Questionnaire d'incarnation et échelle de Likert

### 3.2.3 Les rotations de stimulations

Les rotations de stimulation pour lesquelles une rétroaction proprioceptive, visuelle ou les deux, est envoyée, ont été déterminées en fonction des différentes déformations de la colonne vertébrale que peut avoir une personne atteinte de la scoliose (Stokes, 1989) et en fonction des différents mouvements qui peuvent être demandés aux patients lors de la rééducation.

Parmi ces mouvements, on retrouve les rotations autour des trois axes anatomiques soit l'inclinaison latérale, la rotation longitudinale, la flexion/extension du tronc. Ainsi, en se référant aux muscles utilisés lors de ces rotations, la position des vibrateurs a été déterminée. (Tab.2).

Concernant la stimulation visuelle au niveau de l'avatar, les différentes déformations ont été réalisées en se basant sur l'angle de Cobb qui, lorsqu'il se situe entre 15 et 25 degrés,

correspond à une scoliose « moyenne ». La déformation du tronc de l'avatar choisie correspond à une rotation de 15 degrés selon le plan correspondant à la rotation de stimulation.

Les rotations de stimulations sont toujours les mêmes à chaque condition, cependant en fonction des conditions, elles se distinguent par la stimulation visuelle (Réalité virtuelle) ou proprioceptive (vibrations) ou encore les deux. L'ordre des rotations de stimulations a été randomisé pour chaque participant et ceci pour chacune des conditions expérimentales.

Tableau 3.1. Positionnement des vibrateurs en fonctions des rotations de stimulation.

<b>Rotation de stimulation</b>	<b>Emplacement des vibrateurs</b>
Inclinaison droite	Oblique interne gauche, oblique externe gauche
Inclinaison gauche	Oblique interne droit, oblique externe droit
Rotation droite	Oblique interne droit, Oblique externe gauche, érecteur du rachis droit
Rotation gauche	Oblique interne gauche, oblique externe droit, érecteur du rachis gauche
Flexion	Érecteur du rachis droit, érecteur du rachis gauche
Extension	Oblique interne droit, oblique interne gauche, oblique externe droit, oblique externe gauche
Combinaison droite*	Oblique interne droit, oblique interne gauche, oblique externe gauche, oblique externe droit, Érecteur du rachis droit
Combinaison gauche*	Oblique interne droit, oblique interne gauche, oblique externe gauche, oblique externe droit, érecteur du rachis gauche

\* Les rotations de stimulation appelées « combinaison » correspondent à la combinaison des mouvements de flexion, inclinaison et rotation.

Chaque enregistrement de stimulation durait entre 45 secondes et 1min15 dépendamment de la condition (fig. 3.6), et ceux-ci sont divisés en plusieurs périodes.

Nous distinguerons ainsi les périodes d'enregistrements :

- Période de stimulation : période où une stimulation qu'elle soit visuelle ou proprioceptive est activée,
- Baseline : période de marche avant la période de stimulation
- Période de maintien : période pour laquelle la stimulation est maintenue
- Période de retour : période où la stimulation est terminée, et où l'éventuelle réponse diminue progressivement.

Durant la condition Vib, l'utilisateur a pour seule stimulation les vibrations. Les enregistrements duraient 45 secondes. Après la baseline de 15 secondes, les vibrations étaient activées pendant 15 secondes (période de stimulation), puis s'éteignaient (période de maintien). Il en était de même pour la condition RV+Vib. Cependant, l'utilisateur portait le casque de réalité virtuelle et voyait son avatar marcher dans le miroir. Aucune déformation de l'avatar n'était effectuée durant cette condition.

Pendant la condition RV.d, le participant portait le casque de RV et la stimulation se faisait au niveau du haut du corps de l'avatar. En effet, pour chaque rotation de stimulation, la déformation de l'avatar débute progressivement à une vitesse d'un degré par seconde après la baseline jusqu'à atteindre 15 degrés (période de stimulation), puis le haut du corps de l'avatar restait à une position fixe (15 degrés atteints) pendant 15 secondes (période de maintien). Enfin l'avatar revenait à sa position initiale progressivement pendant 15 secondes (période de retour). Concernant la condition RV.d+Vib, celle-ci est identique à la condition RV.d. Cependant, lors de la période de stimulation, les deux stimulations visuelle et proprioceptive étaient activées.

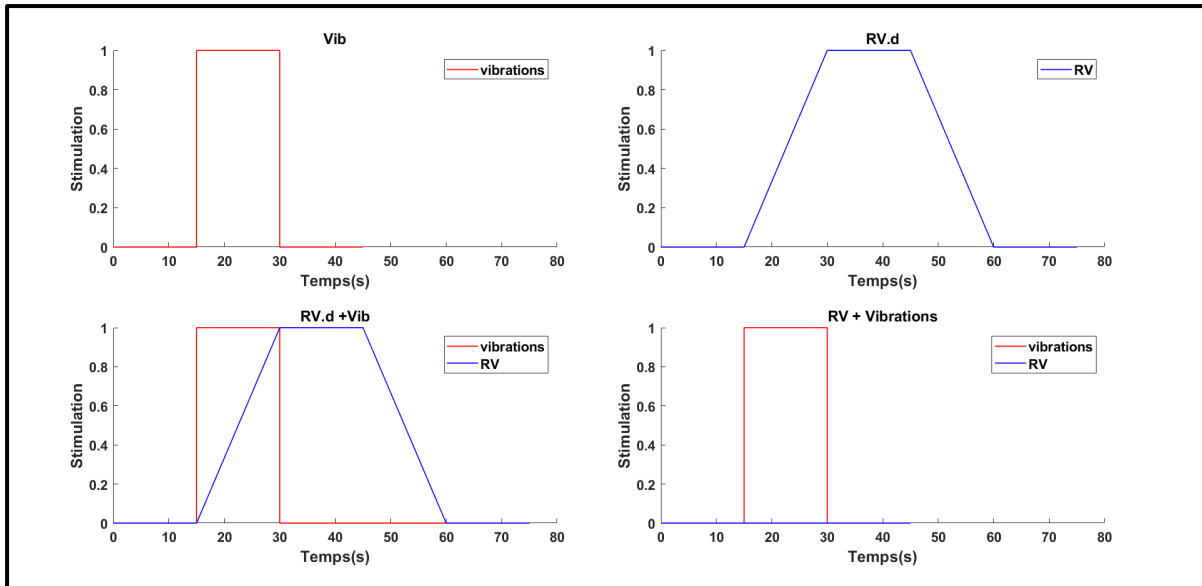


Figure 3.6 Durée des enregistrements de stimulation et temps d'activation des rotations de stimulation selon les conditions expérimentales

### 3.3 Traitement et analyse des données

#### 3.3.1 Filtrage des données

Afin de supprimer le bruit des signaux, les positions des marqueurs individuels ont été filtrées à l'aide de Matlab avec la fonction « designfilt », le filtre étant un passe bas de type butterworth d'ordre 4.

#### 3.3.2 Analyse du questionnaire sur l'incarnation

L'analyse du questionnaire a été réalisée selon la méthode de Peck et al(2021). En effet, les 16 questions ont été séparées en 4 groupes correspondant à l'apparence (Appearance), le sentiment d'appartenance (Ownership), le contrôle moteur (Response), et les illusions multisensorielles (Multisensory). Ainsi les scores ont été calculés comme suit :

- Appearance  $\rightarrow (R1 + R2 + R3 + R4 + R5 + R6 + R9 + R16)/8$
- Response  $\rightarrow (R4 + R6 + R7 + R8 + R9 + R15)/6$
- Multisensory  $\rightarrow (R3 + R12 + R13 + R14 + R15 + R16)/6$

- Ownership  $\rightarrow (R5 + R10 + R11 + R12 + R13 + R14)/6$

Le score final correspondant à l'incarnation est calculé en faisant la somme des 4 scores et en divisant le résultat par 4.

Toutes les questions du questionnaire original ont été conservées pour cette étude.

### 3.3.3 Cinématique du tronc

Les paramètres étudiés ici sont les rotations du tronc par rapport au bassin des participants dans les trois plans anatomiques: sagittal, frontal et transverse.

Les mouvements du tronc sont déterminés comme suit :

- L'inclinaison latérale était l'angle calculé entre l'axe vertical (z) et la composante dans le plan frontal du vecteur formé par le milieu des hanches et la position du marqueur situé au niveau de la 7<sup>e</sup> vertèbre cervicale, C7.
- La flexion et l'extension du tronc étaient l'angle calculé entre l'axe vertical (z) et la composante dans le plan sagittal du vecteur formé par le milieu des hanches noté HIPS et la position du marqueur situé au niveau de la 7<sup>e</sup> vertèbre cervicale C7.
- La rotation du tronc était l'angle calculé dans le plan transverse entre l'axe médio latéral (x) et le vecteur représentant les épaules, formé par la position des marqueurs se situant au niveau des acromions gauche et droit notés respectivement LSHO et RSHO (fig. 2.5).

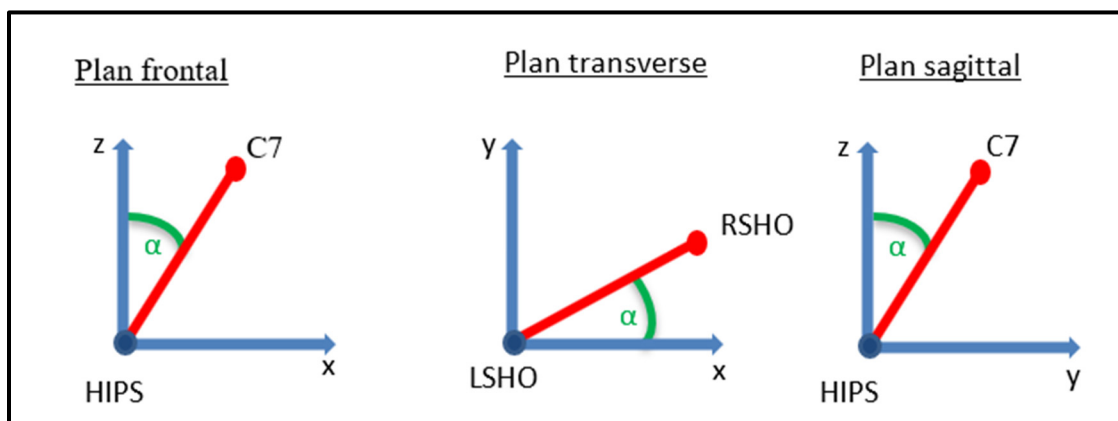


Figure 3.7 Déplacement angulaire du tronc dans les trois plans anatomiques

Les données cinématique du tronc et les forces de réaction au sol ayant été collectées grâce au système de captures de mouvements et aux plateformes de forces, les variables suivantes ont été analysées :

- Les position angulaires du tronc et du bassin projetées dans le repère global,
- Les amplitudes de mouvement du tronc et du bassin projetées dans le repère global,
- Les cycles de la marche (détection des phases d'appui).

### 3.3.4 Analyse de l'orientation du tronc par rapport au bassin

La position des marqueurs se trouvant sur le participant a été utilisée pour calculer l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin des participants en déterminant les vecteurs représentant leur tronc et leur bassin.

Les marqueurs placés sur le bassin (LHIP,RHIP,S1), les épaules (RSHO, LSHO) et le cou (C7) permettent d'obtenir la position angulaire du tronc et du bassin dans les 3 plans anatomiques en calculant leurs vecteurs de coordonnées (x,y,z). Ensuite les angles du tronc et les angles du bassin ont été calculés afin de pouvoir obtenir l'angle du tronc par rapport au bassin :

$$\theta_{tronc_{bassin}} = \theta_{tronc} - \theta_{bassin} \quad (3.1)$$

Les angles du bassin et du tronc étant en radian, les valeurs des angles ont toutes été multipliées par  $\frac{180}{\pi}$ .

Comme expliqué à la partie (3.2.3), les enregistrements comportent trois ou quatre périodes différentes selon les conditions expérimentales. Dans un premier temps, la moyenne de l'angle du tronc par rapport au bassin a donc été calculée par période d'enregistrements pour chaque participant afin d'obtenir ensuite la moyenne globale pour tous les participants .

Dans un second temps, la période de stimulation étant appliquées durant 15 secondes (peu importe la condition), elle a été découpée en 5 blocs de 3 secondes afin de vérifier si un effet des stimulations était observé sur une plus petite durée. L'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin de chaque participant a ensuite été calculée pour chaque bloc de 3 secondes. A cette valeur nous avons soustrait l'orientation moyenne du tronc pendant la baseline. La



valeur absolue la plus grande a été retenue. Le même processus a été réalisé pour l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin.

Enfin, après avoir déterminé la valeur maximale de l'orientation du tronc par rapport au bassin entre les 5 blocs de 3 secondes pendant la période de stimulation, un seuil de  $\pm 0.5^\circ$  a été appliqué à celle-ci afin d'estimer la direction du tronc selon le signe de cette valeur et selon les 3 plans anatomiques. Nous considérons que si la valeur déterminée est égale à la valeur moyenne en baseline  $\pm 0,5^\circ$ , alors le participant présente une réponse posturale dans le sens de la stimulation ou dans l'autre. Sinon, il est considéré que le participant ne change pas de posture.

### **3.3.5 Analyse de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin**

Pour calculer l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin, les forces de réactions au sol de chaque participant ont été utilisées pour identifier le temps de début et de fin de chaque cycle de marche, ce qui permet ensuite de calculer l'amplitude de mouvement pour chaque cycle de marche.

Comme pour l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin, l'amplitude de mouvement a tout d'abord été calculée par période d'enregistrement en prenant l'amplitude de chaque cycle sur cette période puis en faisant la moyenne de ces amplitudes. De même pour les blocs de 3 secondes.

Le calcul d'amplitude sur un cycle se fait en soustrayant le minimum local du maximum local sur ce cycle.

## **3.4 Méthode d'analyse statistique**

Par soucis d'homogénéité, seules les périodes de baseline, stimulation, et maintien seront retenues pour chacun des enregistrements quelle que soit la condition. Soit la baseline, la période de stimulation et la période de maintien.

Pour l'analyse des orientations moyennes et amplitudes de mouvement du tronc par rapport au bassin par période d'enregistrement, une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à

trois facteurs (rotations, conditions expérimentales et périodes d'enregistrement) a été utilisée afin de valider l'absence de l'effet de ces facteurs et les interactions entre eux. Un test de Shapiro Wilk a démontré que les résidus étaient anormalement distribués. Nous avons alors opté pour des tests de Friedman.

Un test de Friedman a été effectué pour chaque enregistrement de chaque condition. Pour l'analyse des orientations moyennes et amplitudes de mouvement du tronc par rapport au bassin, le facteur était les périodes d'enregistrements. Pour l'analyse de la variation maximale de l'orientation moyenne et de l'amplitude de mouvement moyenne entre la période de stimulation et la baseline (blocs de 3 secondes), le facteur considéré était la condition expérimentale. Les comparaisons multiples ont été effectuées avec le test des signes (sign-test) en appliquant une correction Bonferroni.

Une ANOVA à mesures répétées, avec pour seule facteur la condition expérimentale, a été réalisée pour analyser le questionnaire d'incarnation. La normalité des résidus a été vérifiée avec le test de Shapiro-Wilk. La valeur de  $p$  obtenue est supérieure à 0.05 ce qui indique que les résidus suivent une loi normale. Tous les tests post-hoc concernant le questionnaire ont été effectués avec une correction Tukey HSD à 95% afin de déterminer quelles étaient les combinaisons de conditions ayant une différence statistique significative.

L'ensemble de l'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel R. On signalera la valeur de  $p$  dans les figures et tableaux du mémoire tel que \*\*\*\* implique  $p < 0,0001$ , \*\*\* pour  $p < 0,001$ , \*\* pour  $p < 0,01$  et \* pour  $p < 0,05$ .

## CHAPITRE 4

### RÉSULTATS

#### 4.1 Caractères démographiques des participants

Vingt-neuf participants sains, 15 hommes et 14 femmes ont été inclus dans cette étude. La moyenne d'âge est de  $24.1 \pm 1.8$  ans. Le poids moyen est de 66.1 kg avec un écart type de 10.2kg. Concernant la taille, les participants mesurent en moyenne  $1.71\text{m} \pm 0.10\text{m}$ .

#### 4.2 Questionnaire d'incarnation

Le sentiment d'incarnation (Embodiment) ayant été calculé grâce au questionnaire de Peck et al (2021), son score ainsi que les scores des 4 composantes du questionnaire sont présentés à la figure 4.1.

Un meilleur score a été observé pour les conditions RV.d (4.5 /7) et RV.d+Vib (4.4/7) par rapport à RV+Vib (4.1/7) pour l'apparence ( $p < 0.01$ ), pour RV.d (5.3/7) par rapport à RV.+Vib (5 /7) pour le contrôle moteur ( $p < 0.05$ ) et pour le score total d'incarnation ( $p < 0.05$ ).

Aucune différence significative n'a été observée pour le score d'illusion multisensorielle et du sentiment d'appropriation.

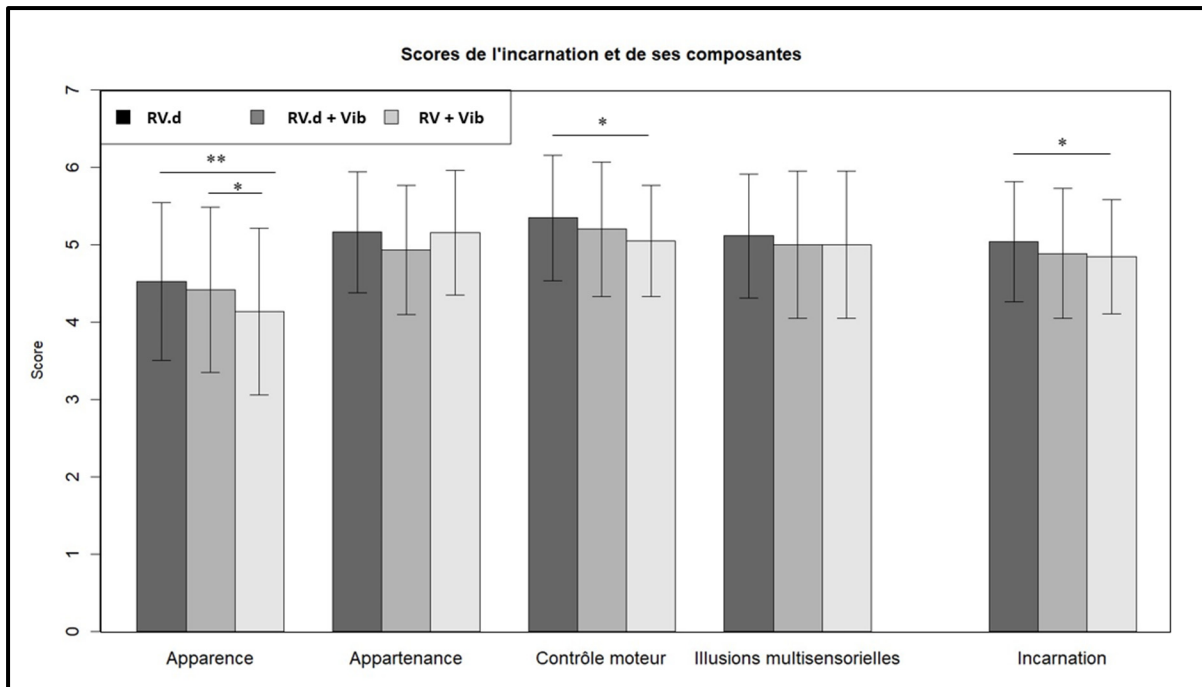


Figure 4.1 Scores d'incarnation

### 4.3 Moyennes de l'orientation et de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin par période d'enregistrement

Concernant les valeurs moyennes de l'orientation et de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin dans les 3 plans anatomiques, dans un premier temps nous les avons comparées par période d'enregistrement. Seules les rotations simples (Inclinaisons, Rotations, Flexion, Extension) sont présentées dans cette section. Les figures des rotations combinées (Combinaisons droite et gauche dans les trois plans anatomiques) sont présentées en annexe I et les valeurs de p concernant les tests de Friedman sont en annexe II.

#### 4.3.1 Rotations simples

Des différences significatives ont été observées pour l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre les différentes périodes d'enregistrement pour l'inclinaison droite ( $p < 0.001$ ) lors de la condition RV + Vib entre la baseline et la période de stimulation. De même pour l'extension ( $p < 0.01$ ) et la flexion ( $p < 0.01$ ) cette fois-ci entre la période de stimulation et

la période de maintien. Une autre différence significative est obtenue pour la flexion ( $p < 0.01$ ) lors de la condition RV.d + Vib entre les périodes de maintien et de stimulation.

Concernant l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin, des différences significatives ont été observées lors de la condition RV.d entre les périodes de stimulation et de maintien pour la flexion ( $p < 0.05$ ) et l'extension (0.01). Pour les autres rotation, l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin reste similaire tout au long de l'enregistrement.

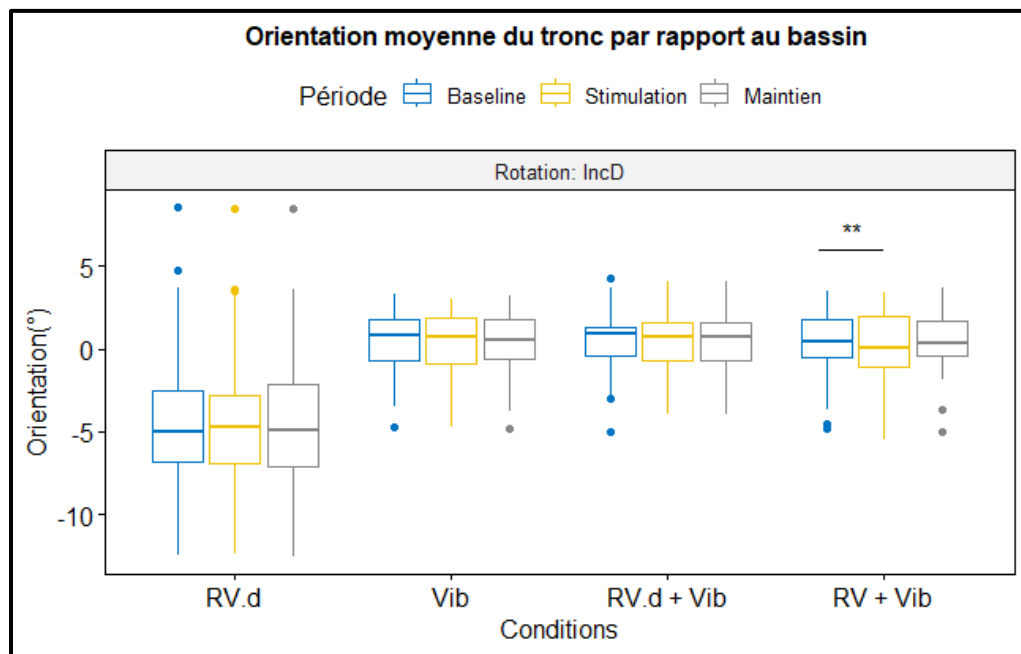


Figure 4.2 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison droite (IncD)

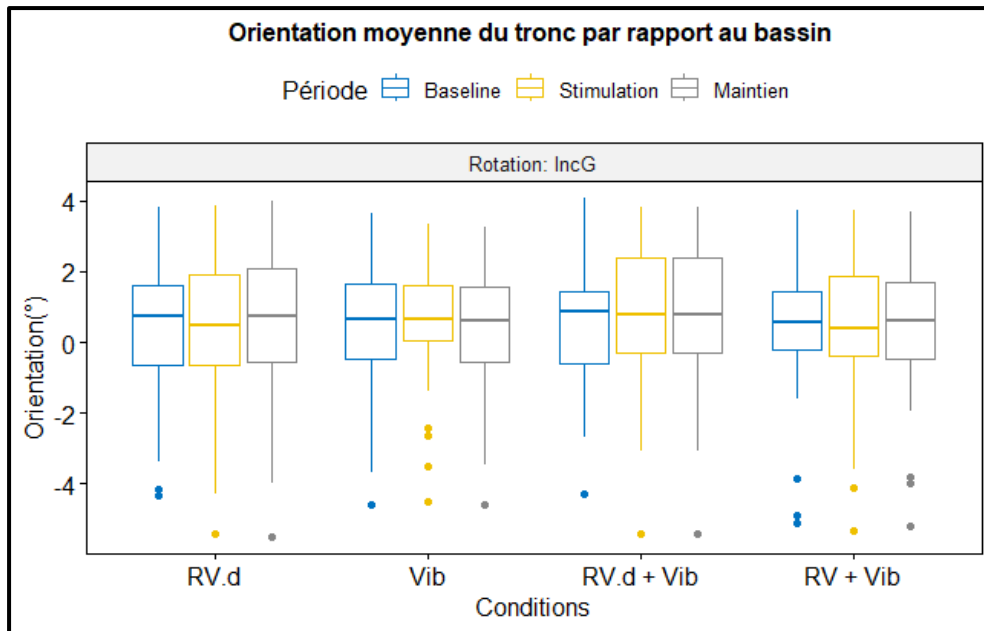


Figure 4.3 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison gauche (IncG)

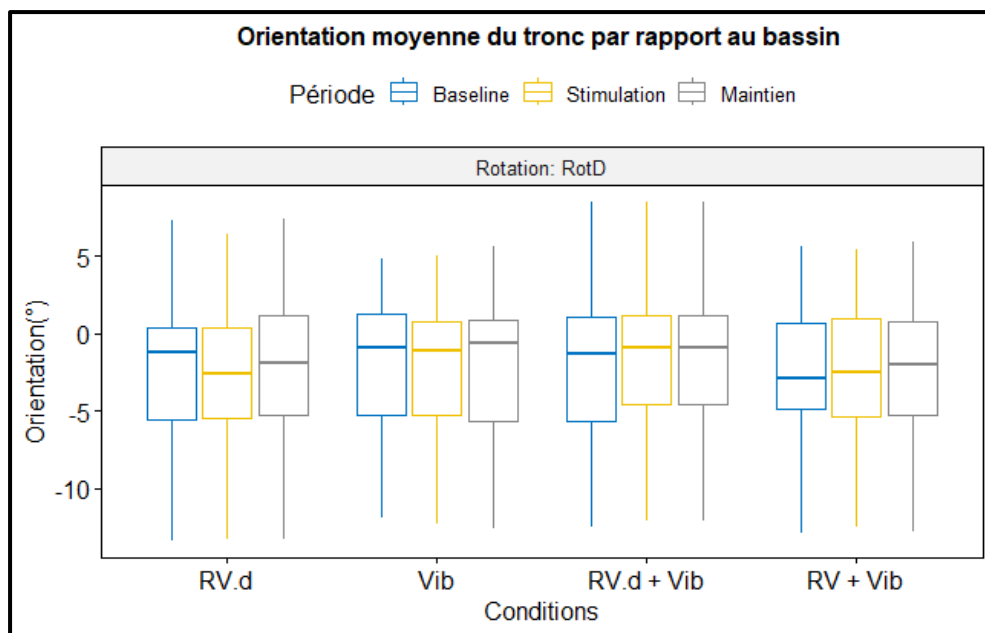


Figure 4.4 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation droite (RotD)

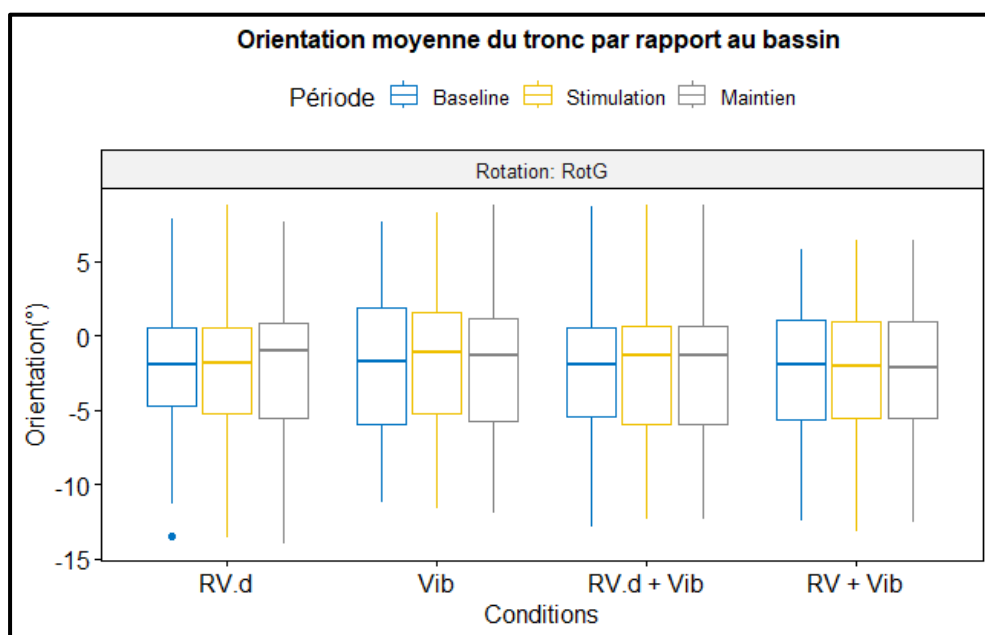


Figure 4.5 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation gauche (RotG)

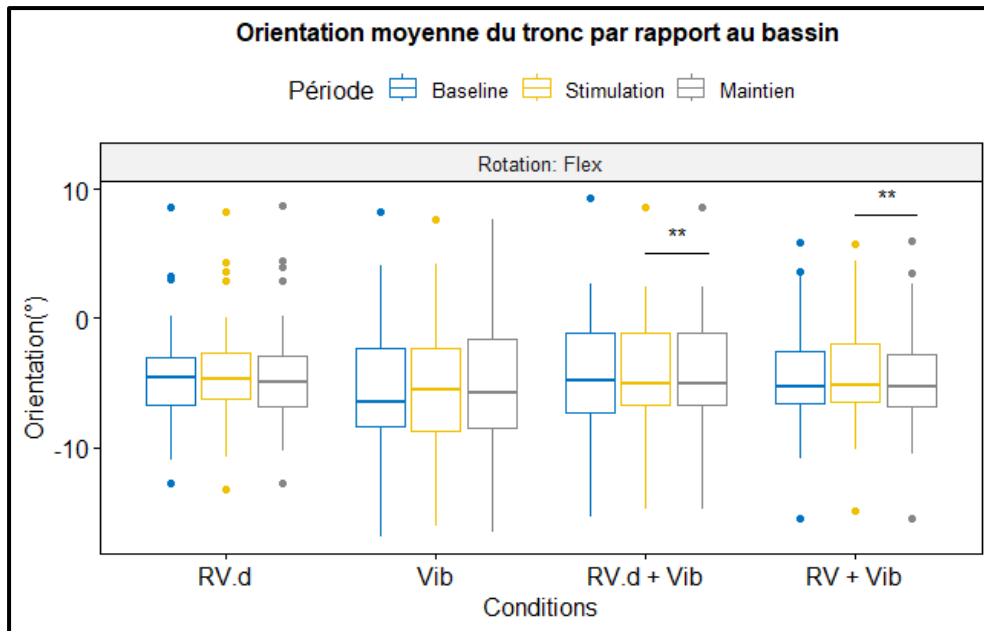


Figure 4.6 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la flexion (Flex)

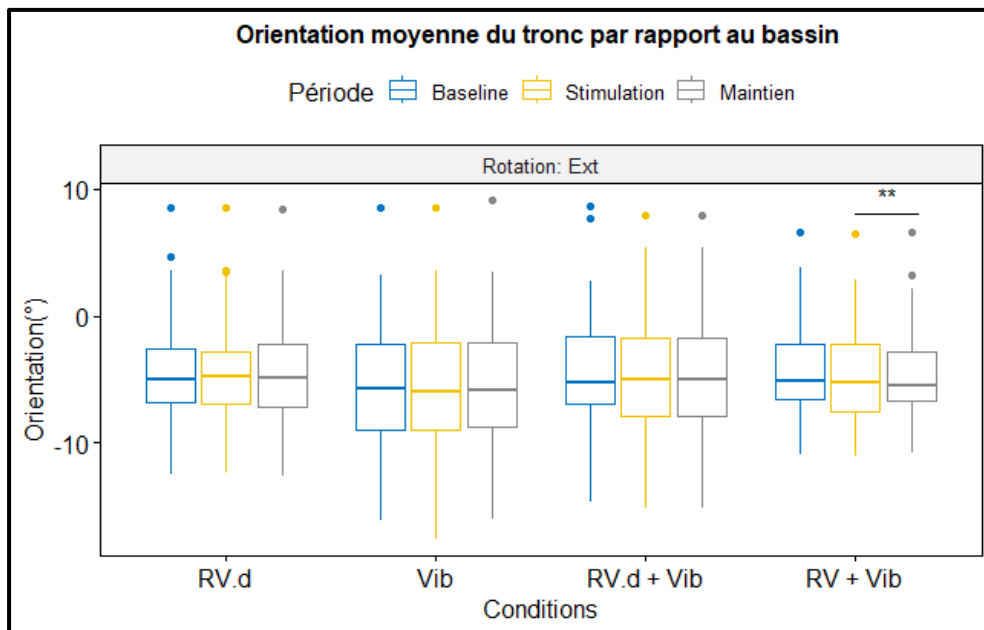


Figure 4.7 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'extension (Ext)



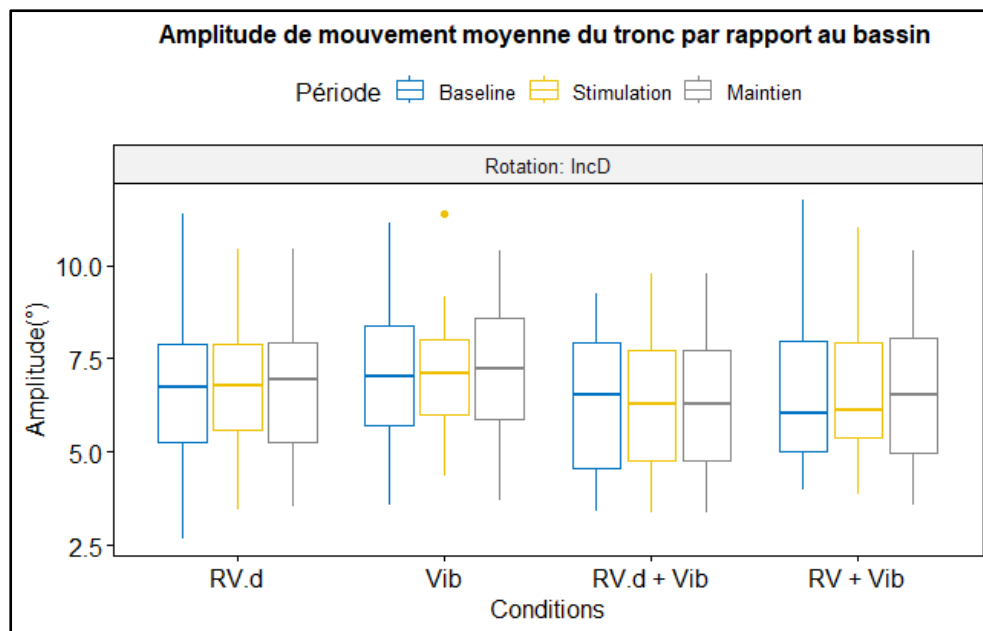


Figure 4.8 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison droite

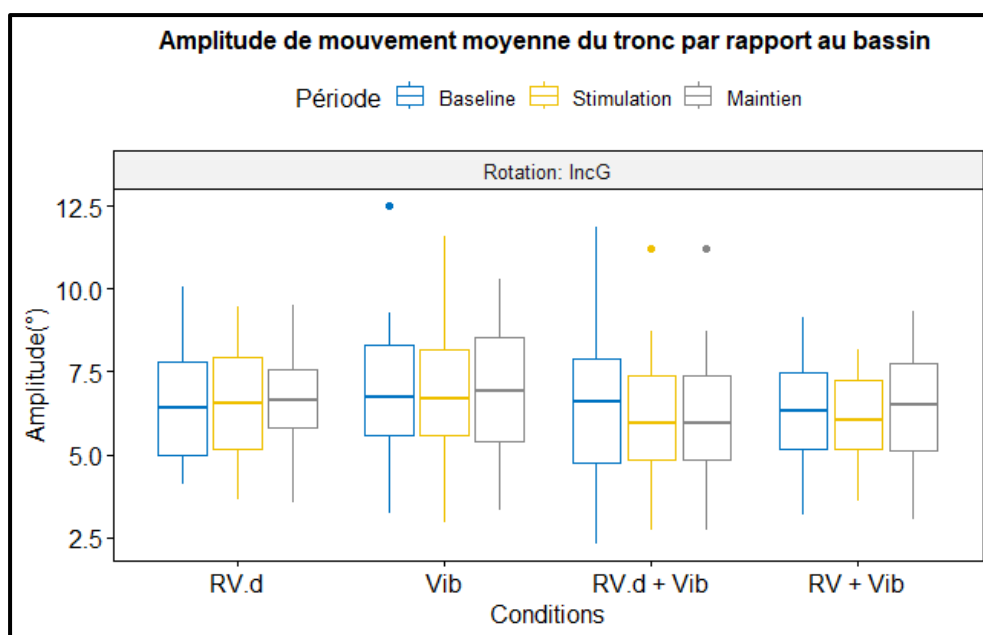


Figure 4.9 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'inclinaison gauche

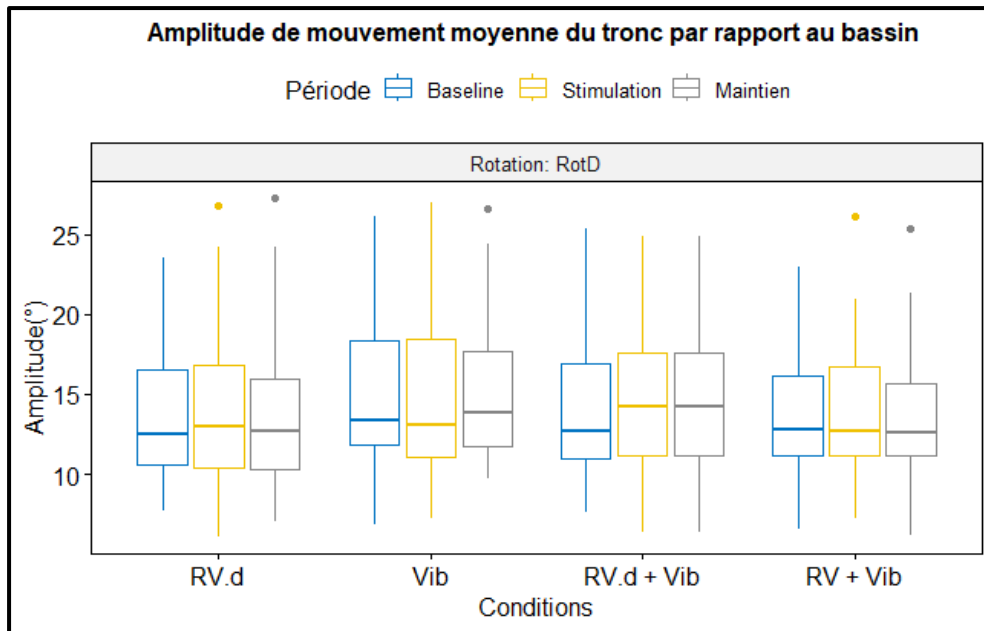


Figure 4.10 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation droite

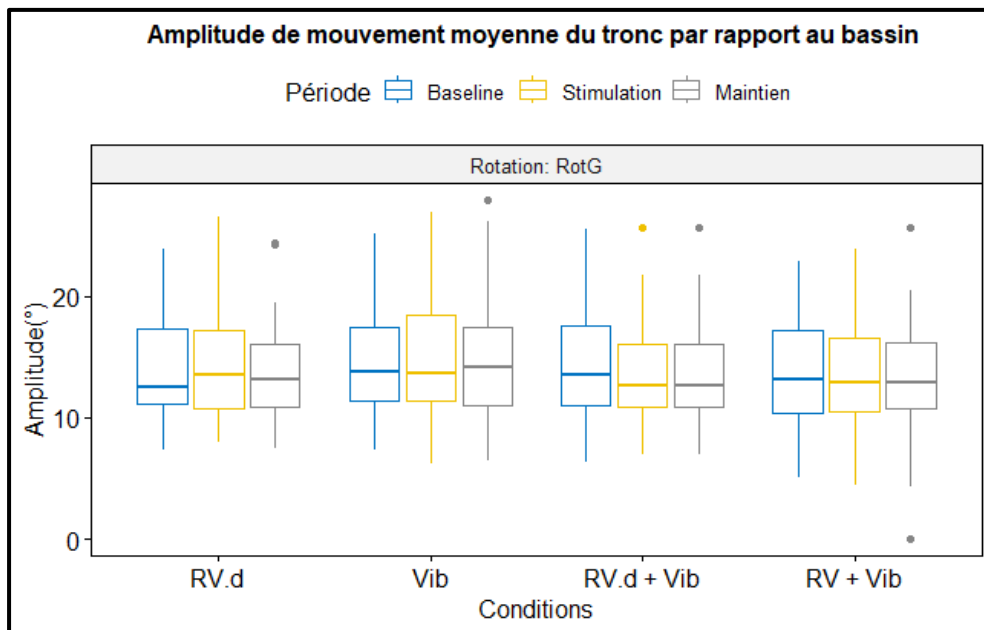


Figure 4.11 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la rotation gauche

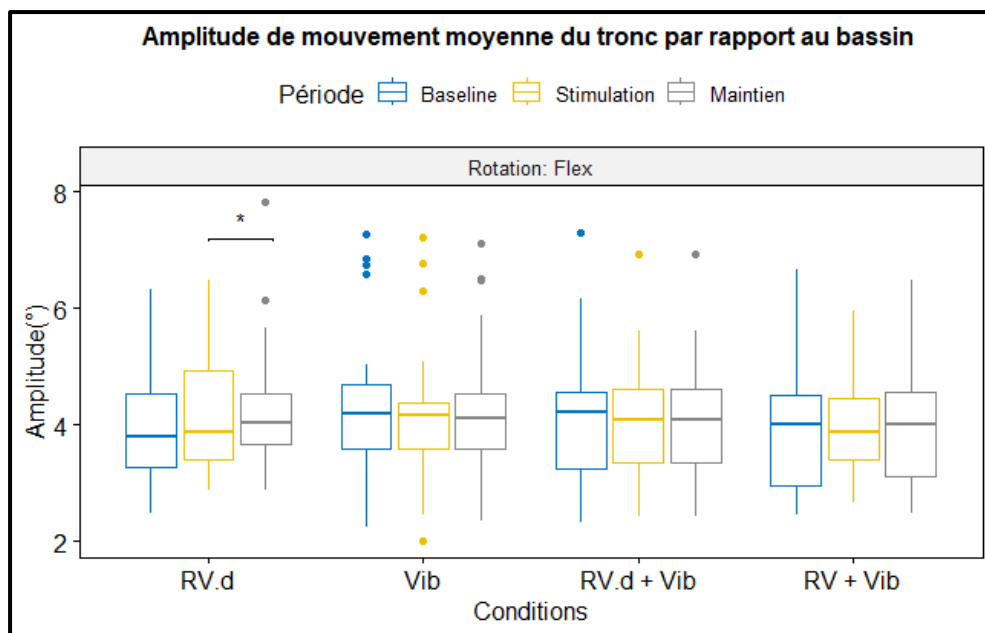


Figure 4.11 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la flexion

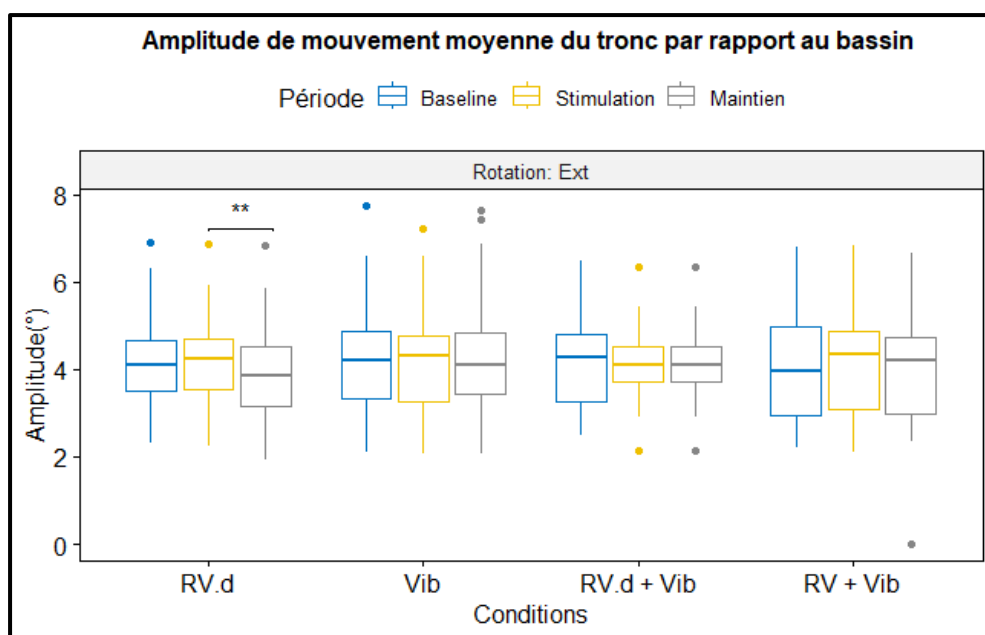


Figure 4.12 Amplitude moyenne de mouvement du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant l'extension

### 4.3.2 Rotations combinées

Concernant l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin, aucune différence significative n'a été observée lors des rotations combinées quel que soit la condition.

Concernant l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin, une différence significative a été observé pour la combinaison droite dans le plan frontal lors de la condition RV + Vib ( $p < 0.001$ ) entre la baseline et la période de stimulation et entre la période de stimulation et de maintien. Une différence significative est observée entre la période de stimulation et de maintien pour la combinaison gauche dans le plan frontal lors de la condition Vib ( $p < 0.01$ ), ainsi qu'entre la période de stimulation et de maintien et entre la baseline et la période de maintien lors de la condition RV + Vib ( $p < 0.001$ ). Pour la combinaison gauche dans le plan transverse, on observe deux différences significatives lors de la condition Rv.d + Vib ( $p < 0.001$ ) : une entre la baseline et la période de maintien et une entre la période de stimulation et la période de maintien. On observe aussi une différence significative pour la combinaison droite dans le plan transverse lors de la condition RV.d+Vib ( $p < 0.0001$ ) entre la baseline et la période de maintien et entre la période de stimulation et la période de maintien.

Les graphiques des rotations combinées sont présentés en annexe I. les valeurs de p concernant les tests de Friedman sont en annexe II.

### 4.4 Variation maximale des moyennes de l'orientation et de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin par bloc de 3 secondes entre la période de stimulation et la baseline

La période de stimulation a été découpé en 5 blocs de 3 secondes qui ont été comparé à la valeur de l'angle obtenu durant la période de baseline, comme expliqué au-dessus. Ceci a permis de vérifier si les stimulations avaient un effet sur la posture du tronc des participants sur une courte durée, à un moment qui pouvait être différent pour chacun et si cette variation différait entre les conditions. Les graphiques des résultats pour toutes les rotations sont présentés en annexe III et IV et les valeurs de p concernant les tests de Friedman sont en annexe V.

Concernant la variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et de baseline, aucune différence n'a été observée entre les conditions, quelles que soient les rotations.

Seule une différence significative a été observée pour la variation de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin, lors de la rotation droite ( $p < 0.05$ ) entre les conditions Vib et RV.d + Vib.

#### **4.5 Nombre de participants suivant ou non le sens de stimulation**

Pour toutes les conditions, selon le seuil estimé, le nombre de participants déviant leur tronc dans le sens de la stimulation ou dans le sens inverse varie selon les rotations. Certains participants ne dévient aucunement leur tronc. On remarque que pour la condition RV.d+Vib il y a tout de même plus de participants qui vont dans le sens inverse de stimulation pour la rotation droite, rotation gauche, flexion, extension et les deux rotations combinées (voir Annexe VI).



## CHAPITRE 5

### DISCUSSION

L'objectif principal de cette étude était de mesurer l'effet d'une stimulation visuelle représentée par un avatar modulable et d'une stimulation proprioceptive représentée par des vibrations, sur la posture du tronc de participants sains pendant la marche sur tapis roulant.

Tout d'abord, un environnement de réalité virtuelle a été créé et mis en connexion avec des vibrateurs afin de pouvoir activer les différentes stimulations en temps voulu lors de la marche. Cet outil nous a permis d'analyser par la suite l'incarnation des participants ainsi que l'orientation et l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin des participants durant l'expérience. Les résultats démontrent que les participants sont incarnés durant toute l'expérience. Une différence significative est observée entre les conditions RV.d et RV + Vib pour le score global d'Incarnation, celui-ci étant plus élevé lors de la condition avec stimulation visuelle seule RV.d. Ce résultat invalide donc la première hypothèse supposant que l'incarnation serait plus forte lorsque les deux stimulations visuelles et proprioceptives seraient appliquées (H1). Concernant l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin, des différences significatives ont été observées entre les différentes périodes d'enregistrements pour quelques rotations de stimulation (inclinaison droite, flexion et extension) toujours pour les conditions combinant la RV avec les vibrations. Des différences significatives ont aussi été observées pour l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin, souvent lors des rotations combinées. En ce qui concerne la variation maximale de l'orientation du tronc par rapport au bassin, une seule différence significative a été observée entre les conditions Vib et RV + Vib lors de la rotation Combinaison droite dans le plan frontal. Cependant pour le nombre de rotations de stimulations appliquées durant l'expérience pendant les différentes conditions expérimentales, nous ne pouvons dire que ces résultats montrent que les stimulations visuelles et proprioceptives, seules ou combinées ont un effet sur la posture du tronc du participant. Les participants ne suivent pas forcément le sens de la stimulation, i.e. un mouvement d'inclinaison vers la droite quand le tronc de l'avatar est déformé vers l'inclinaison droite, ou lorsque les muscles du côté gauche sont stimulés par vibration, ce qui reproduit l'information d'un

mouvement du tronc vers la droite par exemple. Ceci est contraire au concept du « Follower effect » de Gonzalez-franco et al (2020). En prenant en compte tout cela, l'hypothèse H2 supposant que la stimulation proprioceptive engendre une déviation du tronc dans le sens de la stimulation et que la combinaison des deux stimulations amplifie cette déviation ne peut être validée.

## 5.1 Questionnaire d'incarnation

Les résultats du questionnaire d'incarnation montrent que les participants sont incarnés quel que soit la condition expérimentale. Le score d'incarnation est assez élevé (5 /7) , ce qui montre que la vibration, qu'elle soit synchronisée ou non avec la modulation de l'avatar, n'a pas d'effet sur l'incarnation du participant. Effectivement, lors de la condition de marche avec RV, avatar modulé, avec vibrations synchronisées à la stimulation visuelle (Rv.d + Vib), l'incarnation n'était pas améliorée par l'ajout de vibration par rapport à la condition sans vibration(RV.d). Ceci est contraire aux résultats de Labbe et al qui ont montré que l'application d'un avatar qui marche, similaire à la condition de marche en RV avec avatar modulé (RV.d) de la présente étude, produisait un sentiment d'incarnation assez faible et plus bas que pour les autres conditions, où l'avatar était combiné à la vibration des muscles des membres inférieurs appliquées en s'inspirant des mouvements de marche. Il est à noter toutefois que dans l'étude de Labbé et al., les participants étaient debout sans marcher. Il n'y avait donc pas, contrairement à la présente étude, de synchronisation visuomotrice entre les participants et leur avatar. De plus, que ce soit pour l'incarnation ou ses composantes, la condition Rv.d présentait de meilleurs scores que la condition RV + Vib. On aurait pu s'attendre à ce que des incohérences entre les informations visuelle et proprioceptive réduisent l'incarnation. En effet, dans la situation Rv.d, où le tronc de l'avatar est déformé, l'information proprioceptive n'indique pas d'inclinaison. De la même façon, l'application de vibration indique une inclinaison du tronc, du point de vue proprioceptif, alors que l'avatar ne montre pas cette inclinaison dans la condition RV + Vib. Le fait que différents éléments de l'incarnation soient réduits lors de l'application de vibration sans déformation de l'avatar laisse penser que la vibration a un effet négatif sur l'incarnation. Ce résultat est également opposé à celui de Labbé



et al.,(2021) ainsi qu'à celui de Leonardis et al., (2014) qui montraient une amélioration de l'incarnation quand la vibration était associée aux mouvements de l'avatar. Une différence majeure entre ces études porte sur le fait que nos participants marchaient, contrairement à ceux des études antérieures, dans lesquels les participants étaient soit debout, soit assis/allongés. Différentes études montrent que l'information proprioceptive est souvent inhibée au profit des informations visuelles lors de tâches dynamiques comme la marche (Mullie et Duclos, 2014), même si ces résultats sont surtout observés pour la proprioception des membres inférieurs. En outre, le fait que l'incarnation soit élevée dans la condition avec déformation de l'avatar est cohérent avec l'étude de Kokkinara (2015). En effet, la déviation de 15 degrés du tronc de l'avatar n'a pas d'effet sur le sentiment d'appropriation et non plus sur l'incarnation. Le questionnaire de Gonzalez-Franco comporte quelques questions en rapport avec les stimuli externes notamment celles qui se rapportent au score d'illusions multisensorielles, cependant elles sont assez explicites et ne font pas de lien entre les vibrations et la RV. Il aurait été judicieux d'ajouter une ou deux questions sur la perception des vibrations ou encore sur la perception de distorsion de l'avatar.

## **5.2 Orientation moyenne et amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin**

L'analyse cinématique du tronc a permis de montrer l'effet des stimulations visuelles et proprioceptives sur celui-ci pendant la marche. Les résultats obtenus tendent à montrer que les vibrations musculaires seules activées pendant la marche (Vib) n'ont pas d'impact sur la position du tronc des participants. Il en va de même pour la stimulation visuelle seule (RV.d) et les deux stimulations combinées (Rv.d +Vib, RV + Vib). D'après H2 on s'attendrait à ce que les participants suivent l'avatar lors de la stimulation visuelle seule et dévient leur tronc suivant les vibrations musculaires activées. Cependant, les résultats obtenus sont différents. En effet, les différences significatives obtenues pour l'orientation moyenne et l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin ne nous permettent pas de dire que les stimulations ont un effet systématique ou important sur la posture du tronc des participants.

En visionnant les enregistrements cinématiques il a été remarqué que certains participants, lorsqu'ils constatent la déviation du tronc de l'avatar, vont à l'inverse de celle-ci mais de manière brusque et non progressive comme s'ils essayaient de repositionner leur avatar correctement. En regardant les résultats de l'estimation de suivi du sens de stimulation pour chaque participant, on constate que certains suivent le sens de la stimulation, d'autres vont à l'inverse et d'autres ne changent aucunement leur posture. Néanmoins, ces résultats ont été obtenus en utilisant un seuil très bas de  $\pm 0.5^\circ$ . Ce seuil a été choisi de façon arbitraire, sur la base des changements d'amplitude observés, afin de déterminer une direction de réponse. Une réponse d'une telle amplitude pourrait simplement être liée à la variabilité de la cinématique du tronc à la marche.

Une raison qui justifierait les résultats de faible amplitude obtenus est que les afférences sensorielles intégrées lors des stimulations proprioceptives seraient largement davantage inhibées pendant la marche qu'en position debout. Dans notre étude, la contrainte de devoir marcher sur un tapis roulant, donc en ligne droite pourrait avoir affecté les réponses. En effet, dans l'étude de Courtine *et al.* (2007), les vibrations appliquées sur le tronc pendant une marche au sol sur 8m ont engendré une déviation de la trajectoire de marche. Il est donc possible que le conflit entre la direction planifiée de la tâche et les afférences sensorielles intégrées au niveau du tronc lors de l'application des vibrations fasse en sorte que le système nerveux central diminue l'utilisation de l'information proprioceptive générée par les vibrations. De plus, selon Lekhel(1997), les réponses aux vibrations des participants sains sont plutôt posturales et non locales pour un participant, ceci pourrait également justifier le fait que nous ne voyons pas d'effet au niveau local (tronc). Cependant, l'incarnation des participants étant toujours élevée durant l'expérience, le fait qu'ils ne suivent pas l'information visuelle reçue durant les conditions en réalité virtuelle avec déformation de l'avatar reste tout de même intrigant. En effet, le rôle de la vision est souvent considéré comme étant plus important quand celui de la proprioception est diminué à la marche. Il serait intéressant de vérifier si des réponses globales ont été obtenues.

### 5.3 Limites de l'étude

L'installation des vibrateurs sur le tronc du participant, bien qu'effectuée de manière minutieuse, a ses limites. En effet, les vibrateurs ont pu se déplacer au cours de l'expérience, du fait de leur poids et de l'accélération subie à chaque contact du talon. Cependant, le fait que les muscles ciblés soient relativement grands pourrait avoir limité l'impact de ce mouvement des vibrateurs.

La condition d'inclusion  $IMC < 25$  était nécessaire afin de cibler une population qui n'est pas en surpoids. Cependant, il est difficile de juger avec ce critère si le participant a une faible couche graisseuse au niveau du tronc ou non, car bien que le participant ne soit pas en surpoids, l'IMC n'indique pas la proportion de masse graisseuse ou sa répartition corporelle. Il est donc possible qu'un participant ait une couche graisseuse plus importante au niveau du tronc qu'un autre. Ceci peut aussi altérer la précision d'atteinte des vibrations au muscle ciblé. Aucune donnée de cette étude ne permet d'affirmer que des résultats différents ont été obtenus chez des participants ayant un plus faible IMC que d'autres. Il aurait peut être été utile d'utiliser la méthode de mesure du pli cutané qui permet d'évaluer l'épaisseur de la graisse sous-cutanée à l'aide d'une pince à plis.

Aucune question sur la perception des vibrations n'a été posée durant l'expérience, il aurait été pertinent de le faire afin de savoir si les participants perçoivent une illusion de mouvement dans le sens de la stimulation, dans le sens inverse, ou ne perçoivent rien.

Malgré les différentes approches d'analyse pour tenter de mettre en évidence des effets différents entre les participants (amplitude, changement d'orientation, durée des blocs d'analyse), nous n'avons pas réussi à mettre en évidence d'effet sur l'ensemble du groupe. Il reste que l'analyse visuelle montraient des effets de différentes natures entre les participants. Aurait-il été nécessaire de proposer d'autres consignes, ou une période d'habituation plus longue aux participants pour obtenir des résultats plus homogènes ?

#### **5.4 Discussion des résultats préliminaires d'une étude mesurant les effets des réponses perceptives et motrices aux vibrations musculaires du tronc chez les adultes sans scoliose en position assise et debout**

Récemment, une étude d'un étudiant de notre groupe de recherche a réalisé un projet visant à mesurer les réponses perceptives et motrices aux vibrations musculaires du tronc chez les adultes sans scoliose en position statique assise et debout. Les résultats préliminaires ont montré que les mouvements étaient majoritairement perçus dans le sens de la contraction du muscle vibré. Ceci est contraire aux hypothèses de la présente étude, basée sur la littérature de perception de mouvement induite par la vibration musculaire. En effet, lorsqu'un muscle est vibré à 80Hz, le mouvement perçu est habituellement dans le sens de l'allongement du muscle, en lien avec la physiologie des fuseaux neuromusculaires, qui sont activés par les vibrations (Roll et Vedel, 1982). Les résultats de cette étude concernant la cinématique du tronc par rapport au bassin n'ont pas encore été analysés. S'il s'avère que ceux-ci montrent aussi que les mouvements du tronc par rapport au bassin suivent le sens de la contraction du muscle vibré, ces résultats préliminaires pourraient expliquer l'absence d'effets lors de l'application de vibrations combinées à la déformation de l'avatar obtenue dans notre étude. En effet, si les participants percevaient la déformation de l'avatar allant dans le sens de l'allongement du muscle vibré mais que l'illusion de mouvement était générée dans le sens de la contraction du muscle lors de la vibration, les informations visuelles et proprioceptives étaient incohérentes entre elles. Ceci pourrait expliquer les niveaux d'incarnation plus bas lors de l'application de vibration, ou l'absence d'effet majorée lors de l'application combinée des vibrations et de la déformation de l'avatar (Rv.d + Vib), telle démontrée par Labbé et al (2021) en position debout.

## CONCLUSION

En conclusion, l'outil développé pour cette étude permet de moduler la position du haut du corps d'un avatar en temps réel et d'activer des vibrations sur le tronc d'un participant sain de manière synchrone ou non. L'analyse cinématique de la position du tronc et de l'amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin conclut que la méthode de stimulation visuelle combinée à la stimulation proprioceptive utilisée ici n'a pas d'effet positif sur l'incarnation, avec une incarnation élevée durant toute l'expérience. De plus, les résultats concernant l'orientation et l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la baseline ne varient pas de façon significative avec les différentes stimulations.

Nous pouvons nous demander si l'ajout d'une condition avec stimulation proprioceptive en position statique et d'un questionnaire sur la perception des vibrations pendant les différentes conditions, permettrait d'éclaircir les raisons pour lesquels ces effets étaient de faible amplitude, en particulier pour assurer la congruence de la déformation visuelle de l'avatar et de la perception de mouvement générée par vibration. Les résultats soulignent également que l'impact de la marche sur l'utilisation des afférences sensorielles générées par les vibrations ou la vision au niveau du tronc est encore mal compris.

Finalement, bien que les résultats de cette étude n'aient pas permis de valider les hypothèses proposées, ce projet est un premier pas vers la création d'un outil permettant des stimulations visuelles et proprioceptives combinées. Une meilleure compréhension des facteurs affectant les réponses à ces stimulations, en particulier à la marche est nécessaire avant de pouvoir envisager son utilisation dans le cadre de la rééducation de la posture lors de la marche de patients scoliothiques.



## ANNEXE I

**Graphiques des moyennes des orientations et amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin présentées par périodes de 15 secondes et par conditions – rotations combinées**

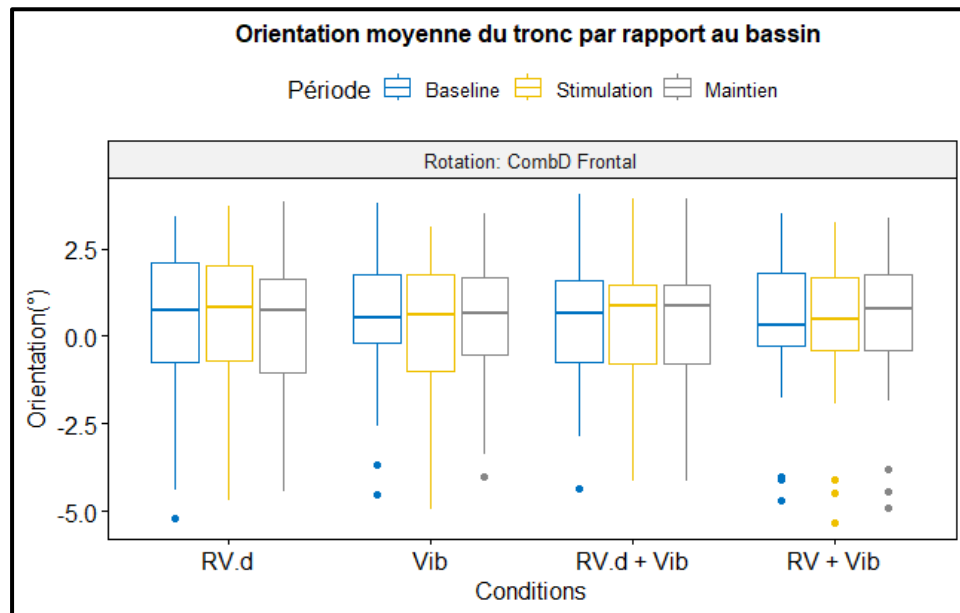


Figure-A I-1 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison droite dans le plan frontal

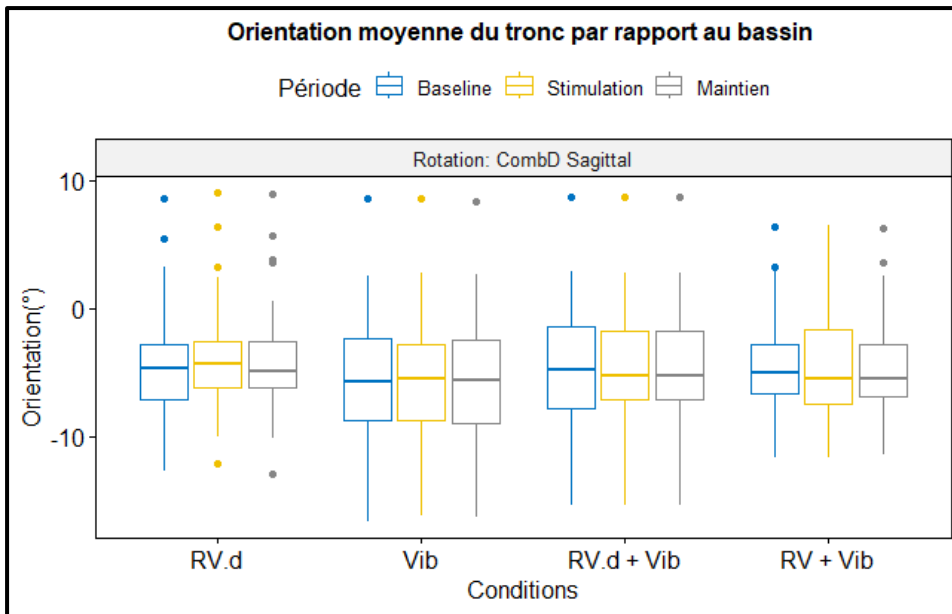


Figure-A I-2 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison droite dans le plan sagittal

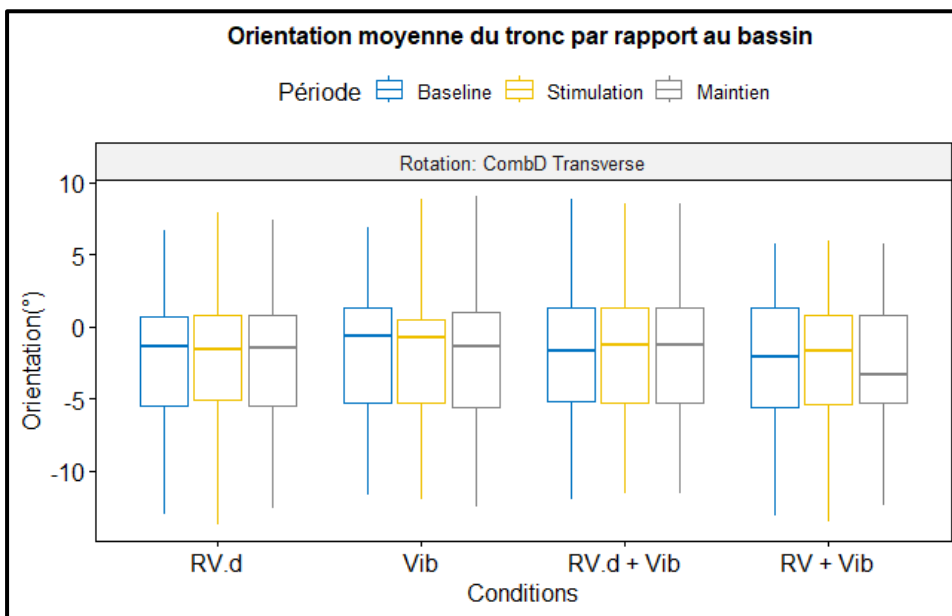


Figure-A I-3 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison droite dans le plan transverse



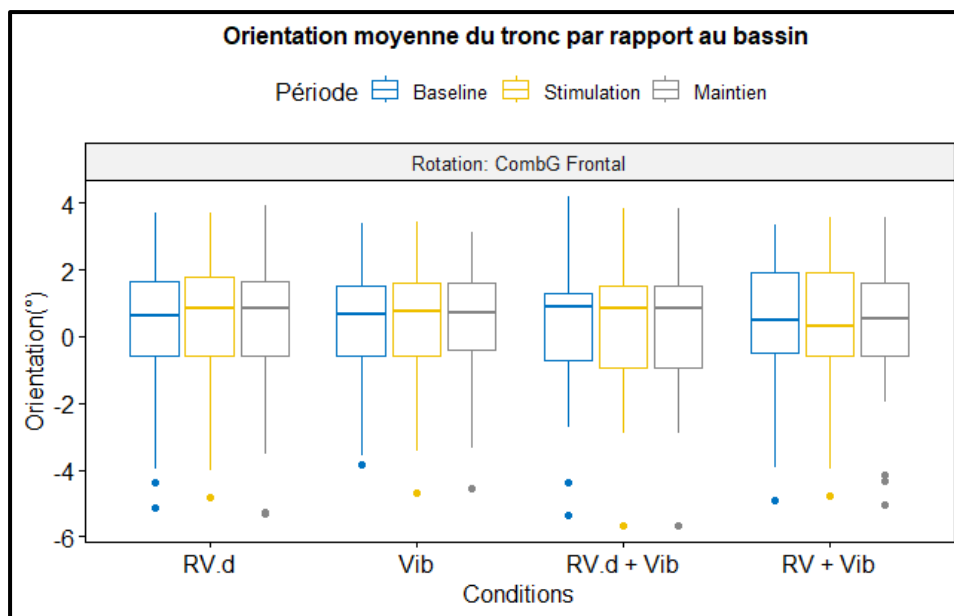


Figure-A I-4 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison gauche dans le plan frontal

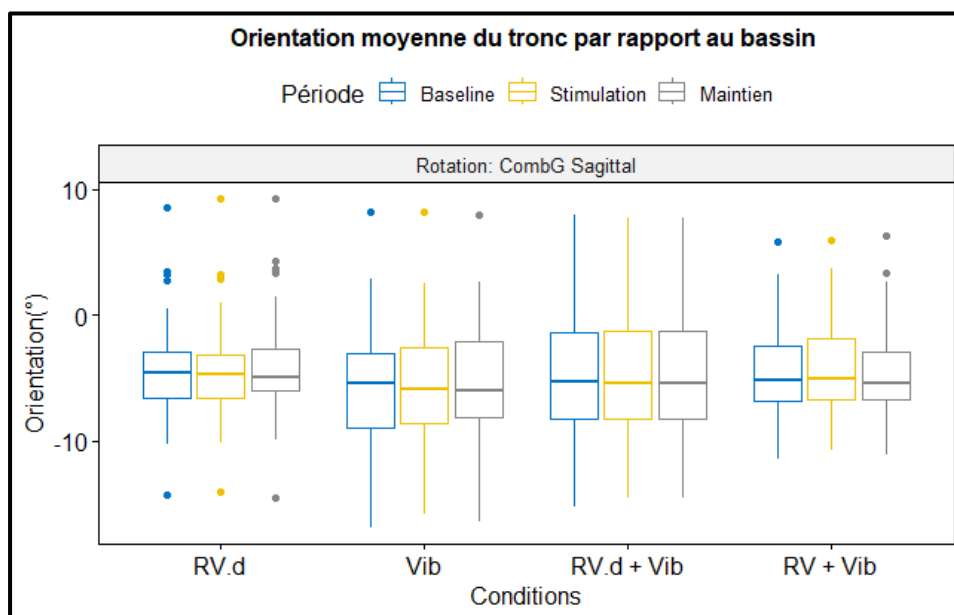


Figure-A I-5 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison gauche dans le plan sagittal

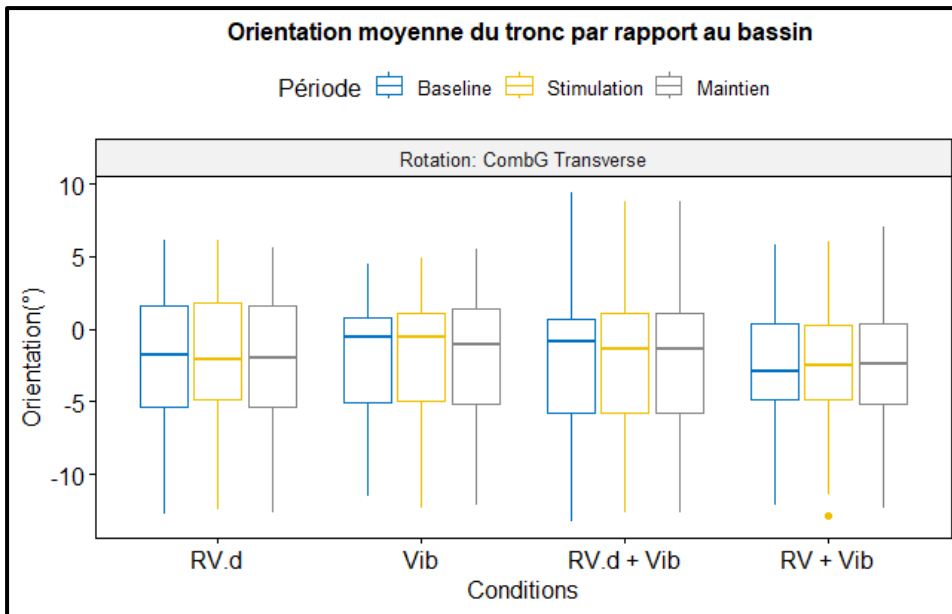


Figure-A I-6 Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison gauche dans le plan transverse

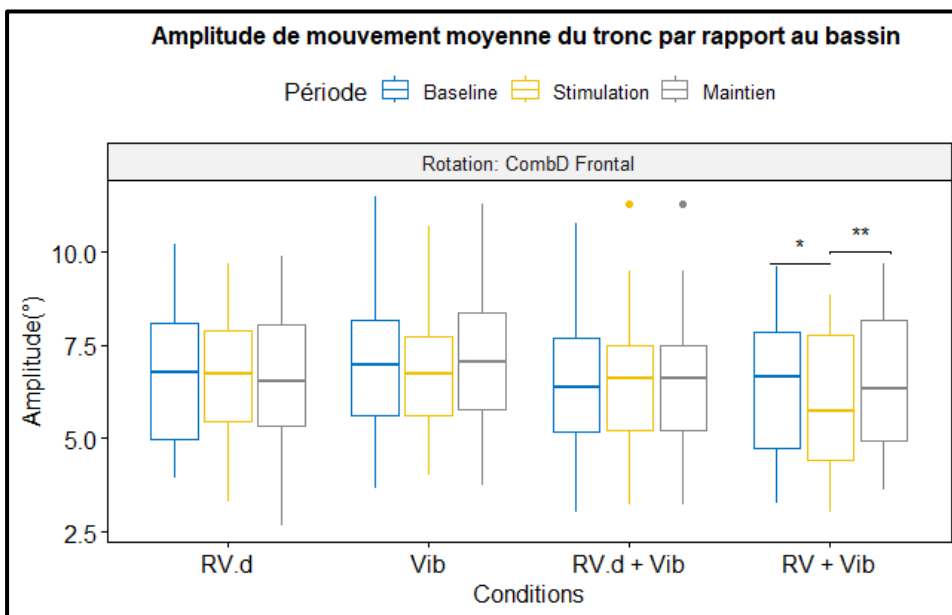


Figure-A I-7 Amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison droite dans le plan frontal

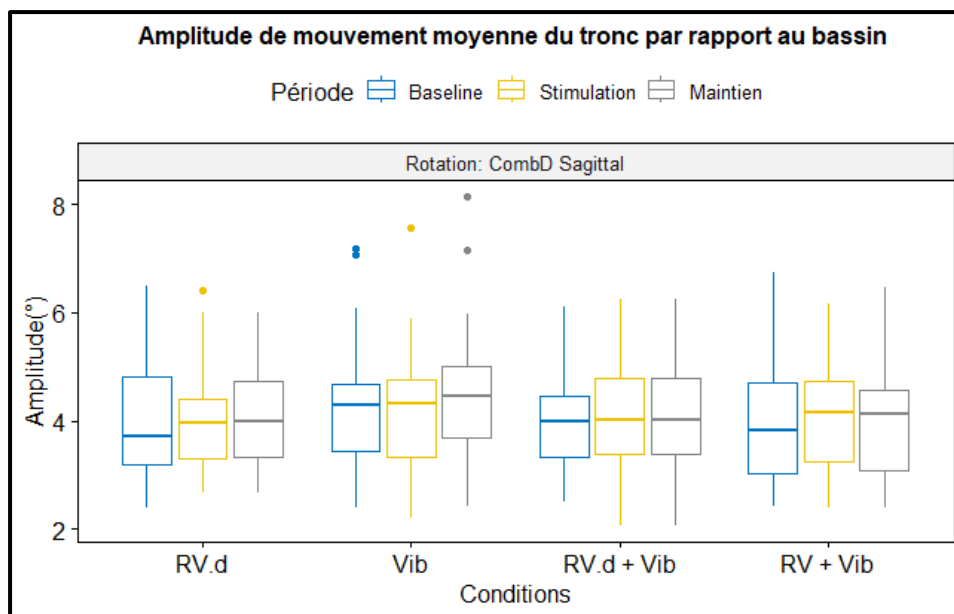


Figure-A I-8 Amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison droite dans le plan sagittal

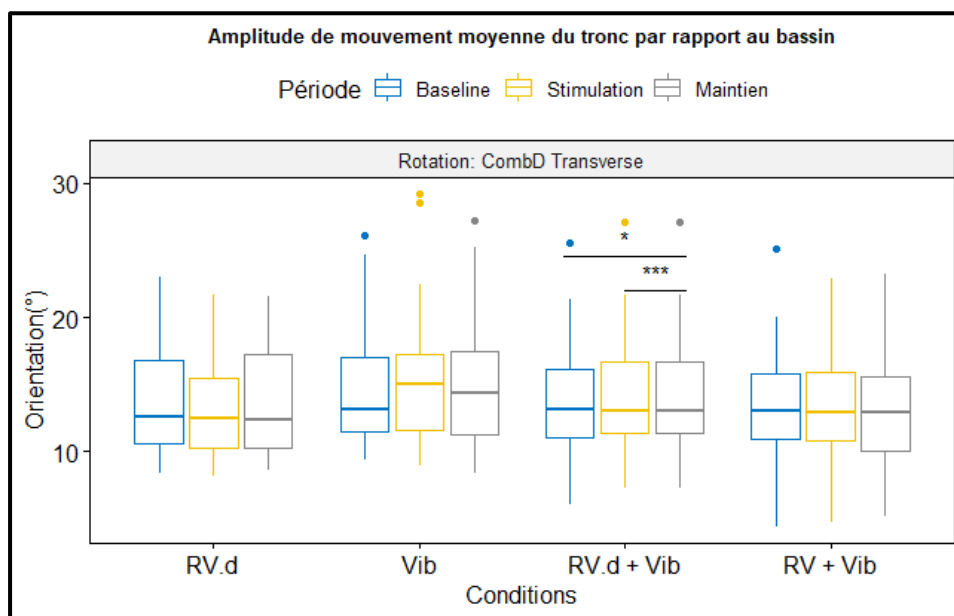


Figure-A I-9 Amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison droite dans le plan transverse

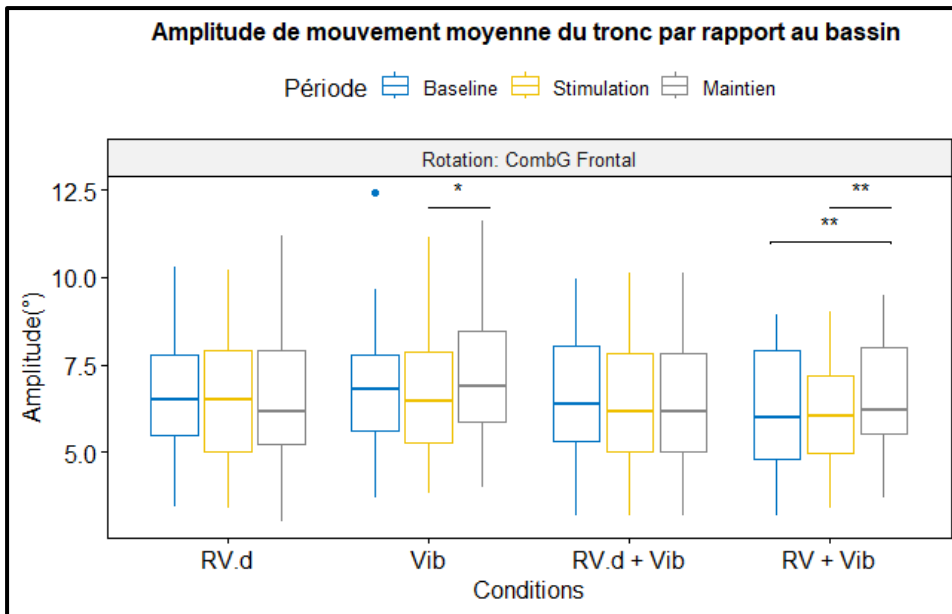


Figure-A I-10 Amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison gauche dans le plan frontal

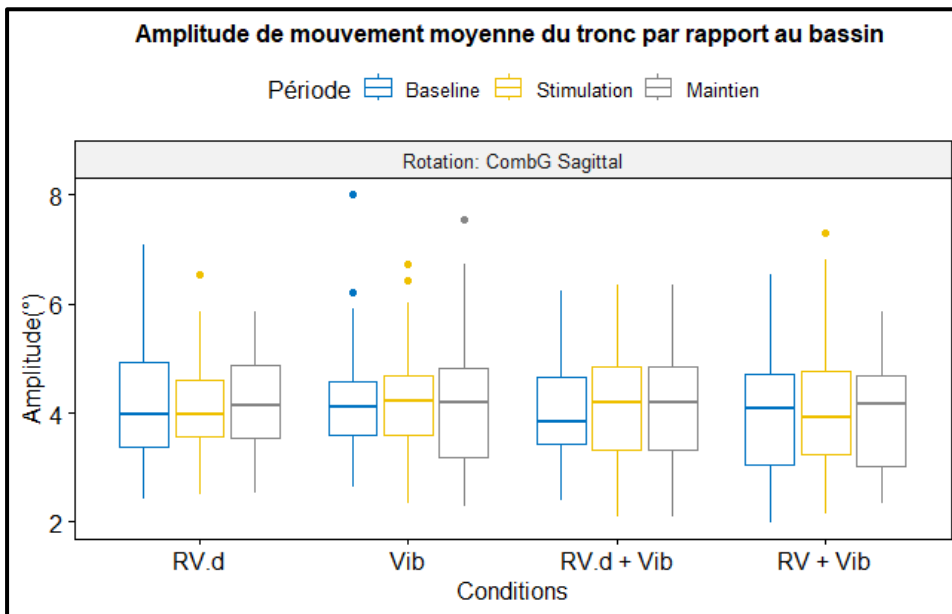


Figure-A I-11 Amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison gauche dans le plan sagittal

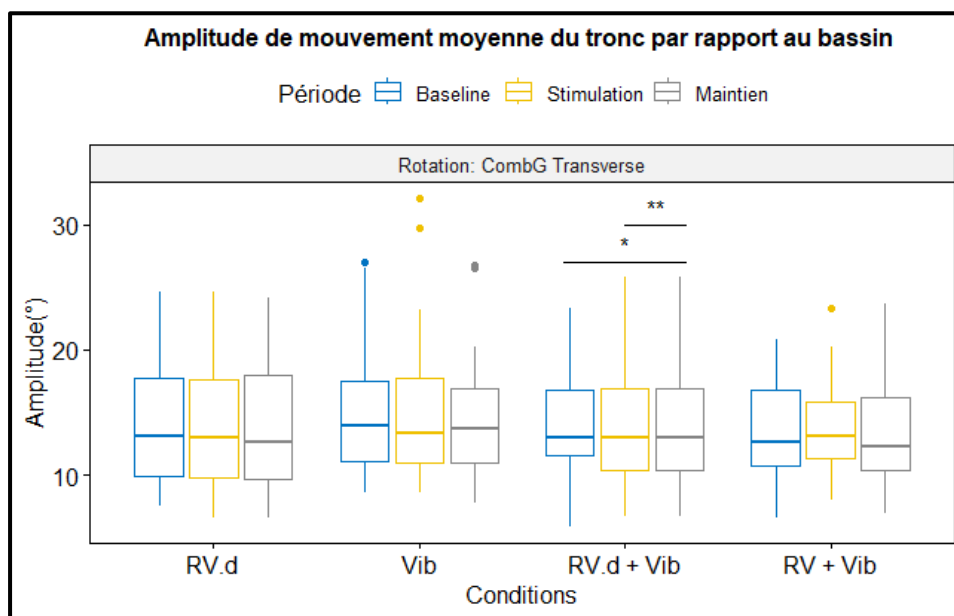


Figure-A I-12 Amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin selon les différentes conditions expérimentales, pendant la combinaison gauche dans le plan transverse



## ANNEXE II

### Tableaux des valeurs de p pour les tests de Friedman effectués lors de l'analyse statique de la moyenne et de l'amplitude moyenne de l'angle du tronc par rapport au bassin par période de 15 secondes

Tableau-A II-1. Valeurs de p des tests de Friedman – amplitude de mouvement du tronc par rapport au bassin

	<b>RV.d</b>	<b>Vib</b>	<b>Rv.d + Vib</b>	<b>RV + Vib</b>
<b>IncD</b>	0.73	0.11	0.81	0.79
<b>IncG</b>	0.87	0.34	0.03	0.10
<b>RotD</b>	0.39	0.34	0.11	0.41
<b>RotG</b>	0.87	0.73	0.64	0.78
<b>Flex</b>	0.013	0.23	0.48	0.79
<b>Ext</b>	0.0086	0.87	0.66	0.47
<b>CombD plan frontal</b>	0.78	0.10	0.38	0.000431
<b>CombD plan sagittal</b>	0.52	0.18	0.48	0.96
<b>CombD plan transverse</b>	0.79	0.02	9.69e-5	0.10
<b>CombG plan frontal</b>	0.90	0.007	0.14	1.70e-4
<b>CombG plan sagittal</b>	0.48	0.34	0.90	0.37
<b>CombG plan transverse</b>	0.07	0.38	0.000525	0.25

Tableau-A II-2. Valeurs de p des tests de friedman- Orientation moyenne du tronc par rapport au bassin

	<b>RV.d</b>	<b>Vib</b>	<b>Rv.d + Vib</b>	<b>RV + Vib</b>
<b>IncD</b>	0.41	0.012	0.34	2.46e-4
<b>IncG</b>	0.87	0.040	0.28	0.80
<b>RotD</b>	0.07	0.66	0.19	0.37
<b>RotG</b>	0.38	0.11	0.38	0.47
<b>Flex</b>	0.23	0.06	0.003	0.005
<b>Ext</b>	0.41	0.08	0.28	0.009
<b>CombD plan frontal</b>	0.97	0.07	0.38	0.13
<b>CombD plan sagittal</b>	0.07	0.043	0.035	0.031
<b>CombD plan transverse</b>	0.48	0.01	0.48	0.25
<b>CombG plan frontal</b>	0.23	0.87	0.52	0.51
<b>CombG plan sagittal</b>	0.18	0.52	0.035	0.91



### ANNEXE III

**Graphique des variations maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline selon les différentes conditions**

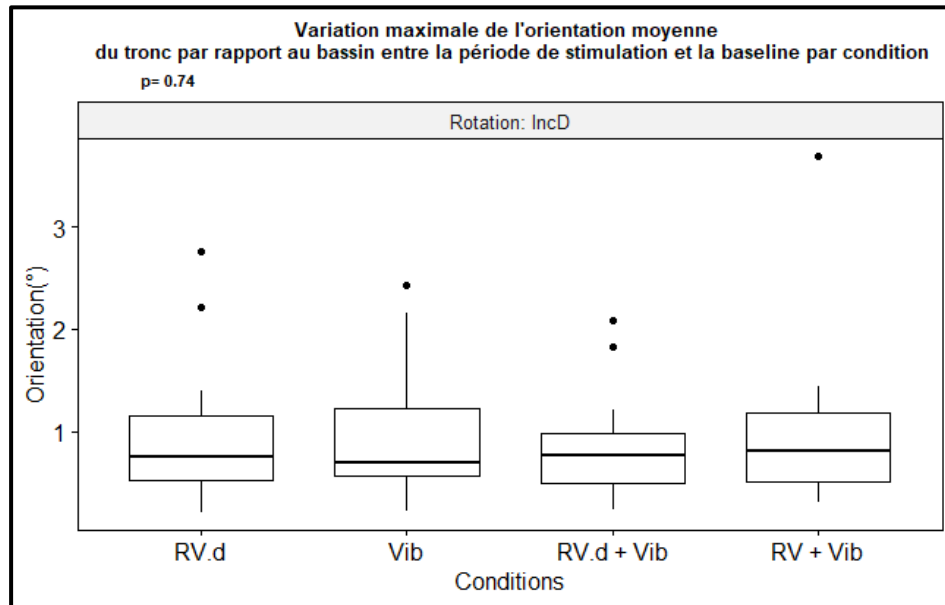


Figure-A III-1 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant l'inclinaison droite

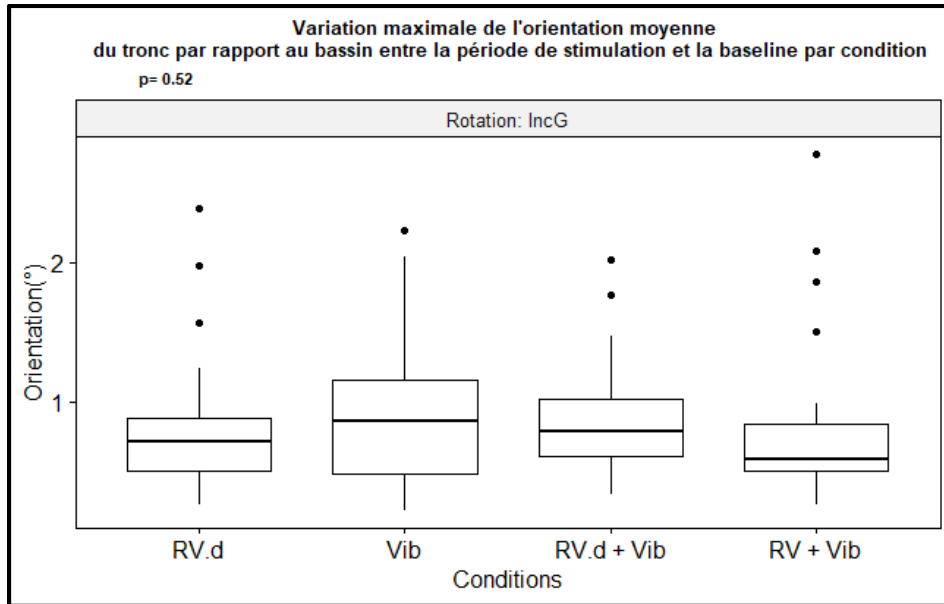


Figure-A III-2 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant l'inclinaison gauche

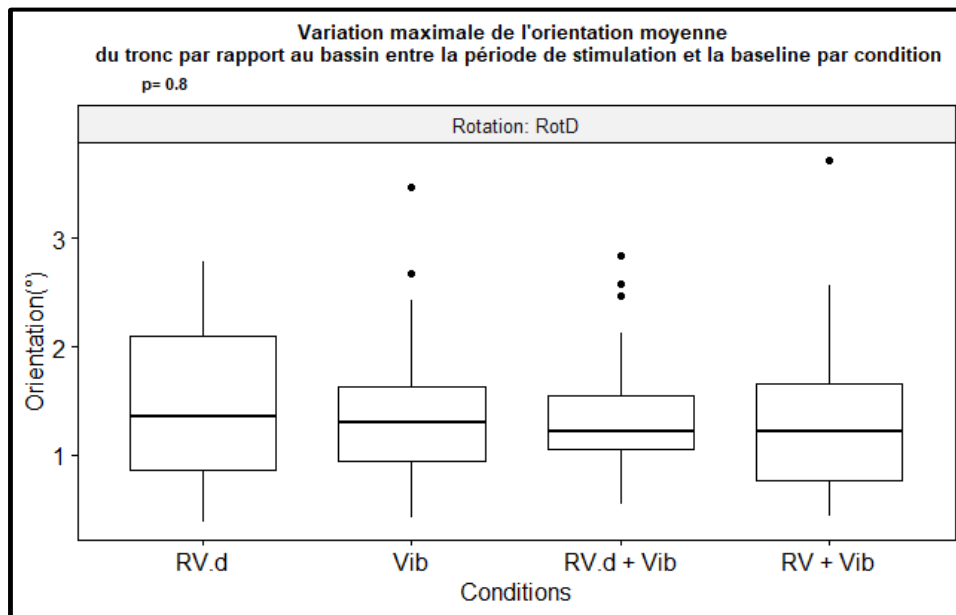


Figure-A III-3 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la rotation droite

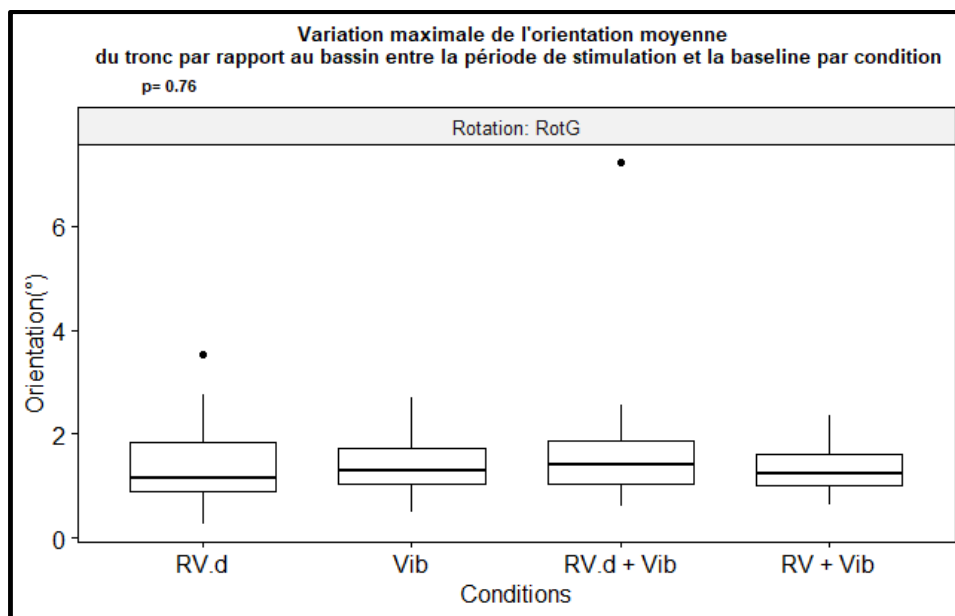


Figure-A III-4 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la rotation gauche

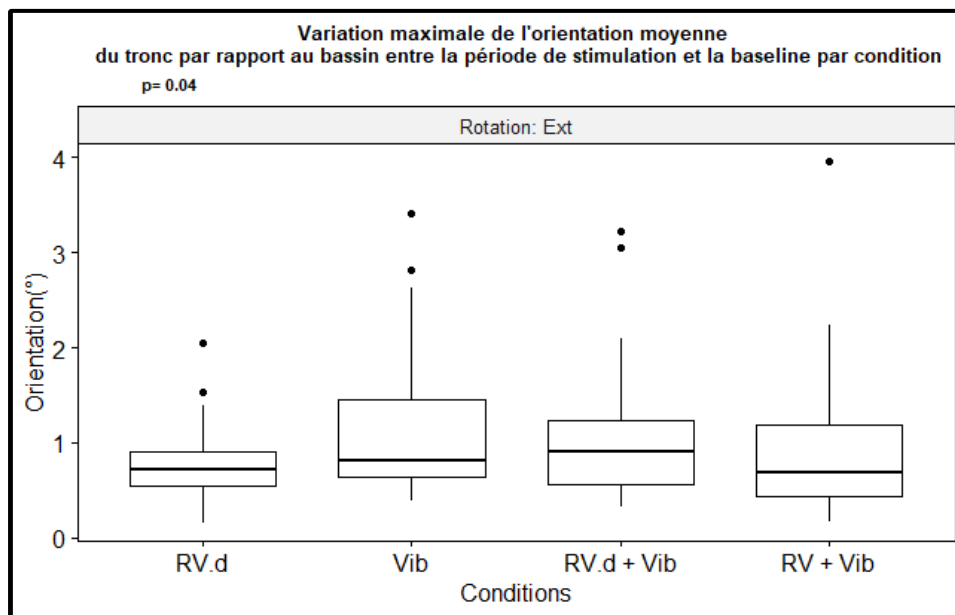


Figure-A III-5 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant l'extension

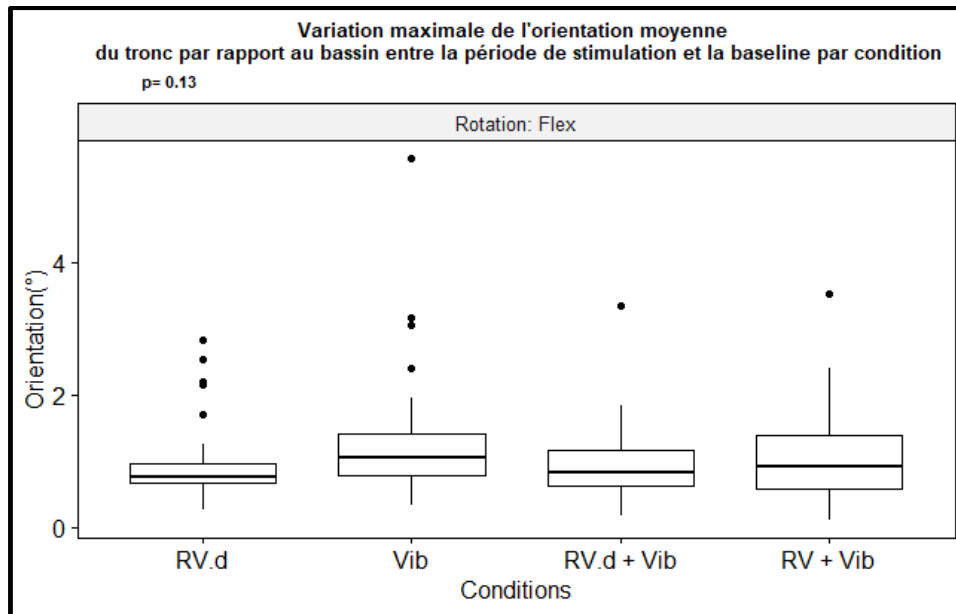


Figure-A III-6 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la flexion

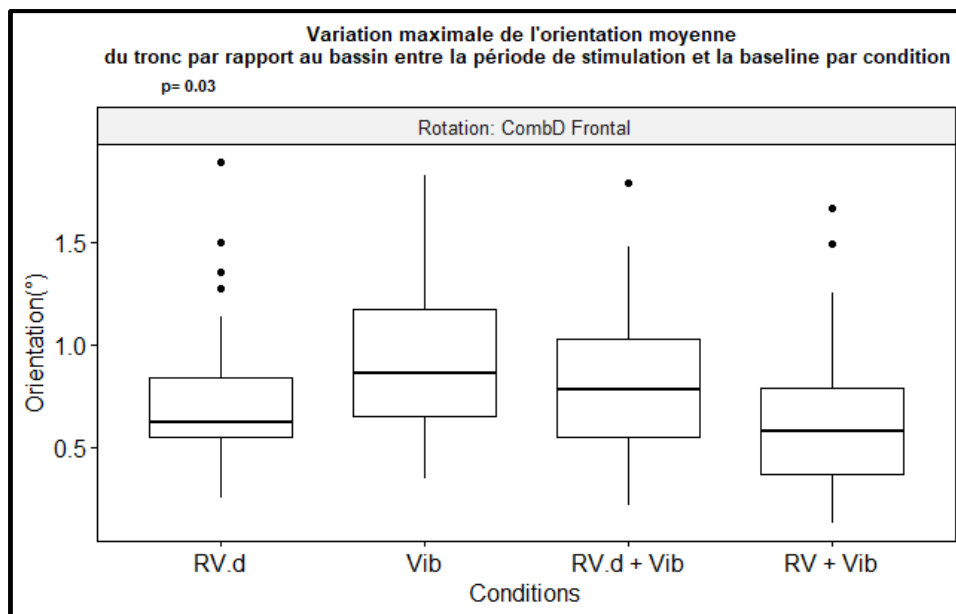


Figure-A III-7 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan frontal

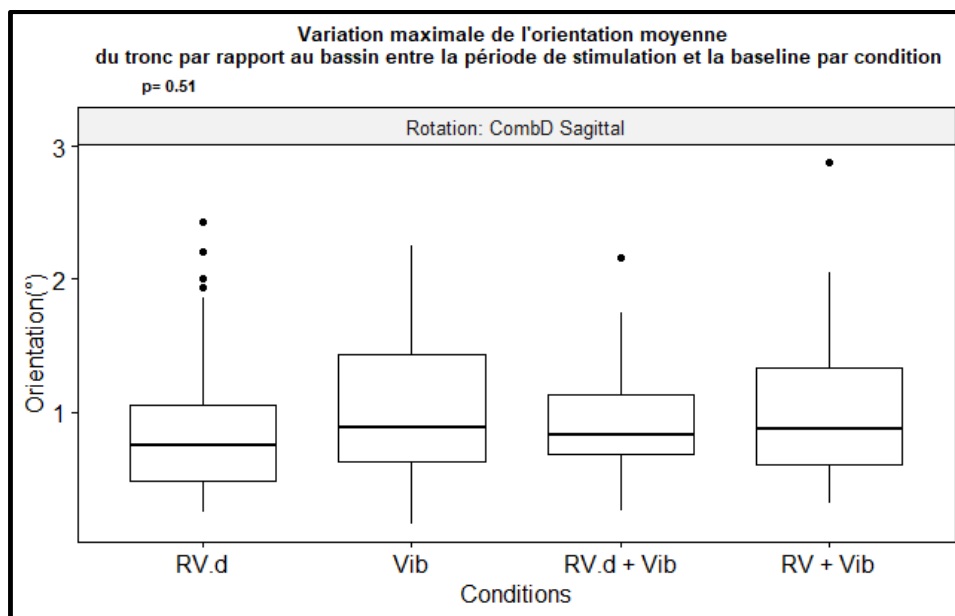


Figure-A III-8 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan sagittal

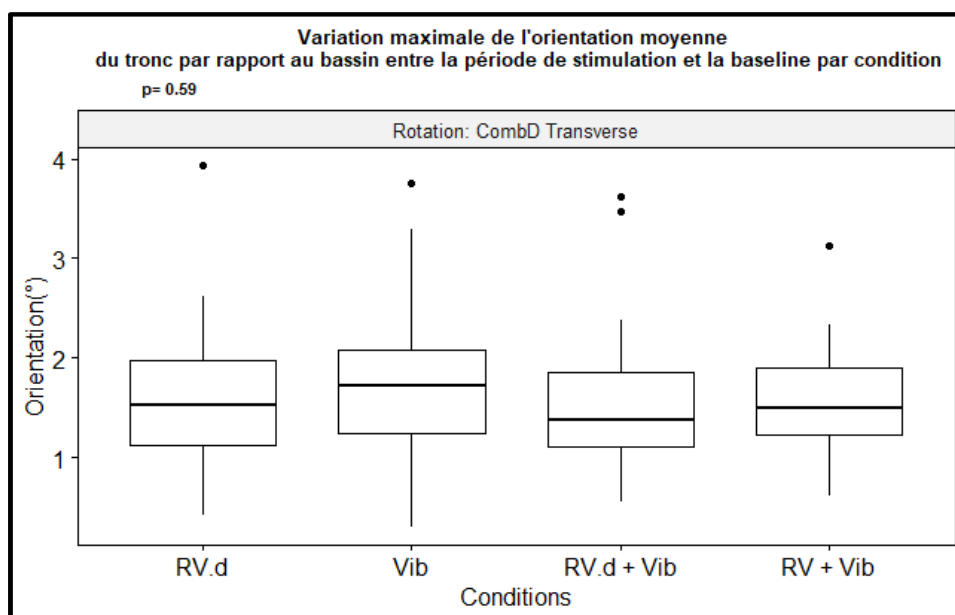


Figure-A III-9 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan transverse

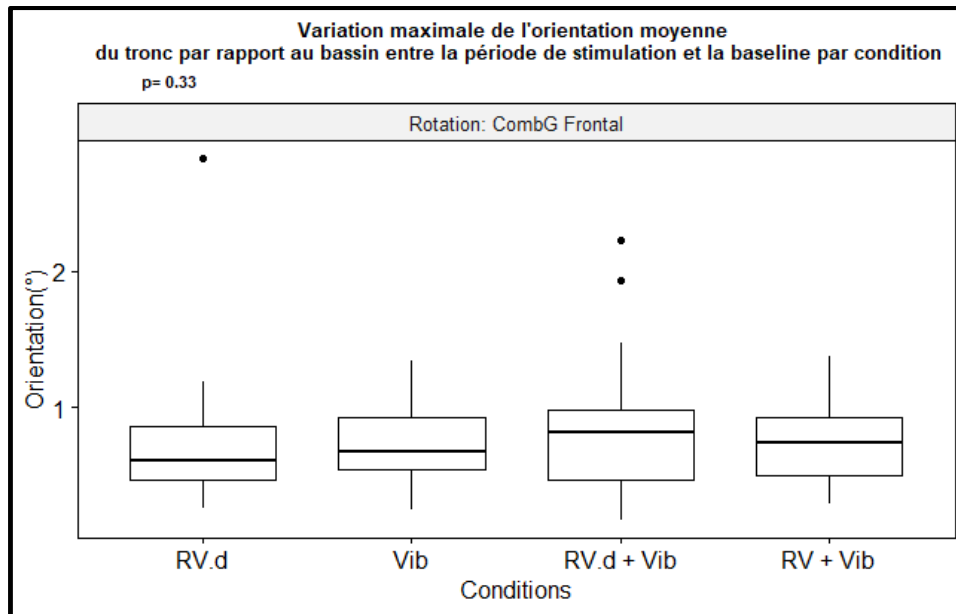


Figure-A III-10 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison gauche dans le plan frontal

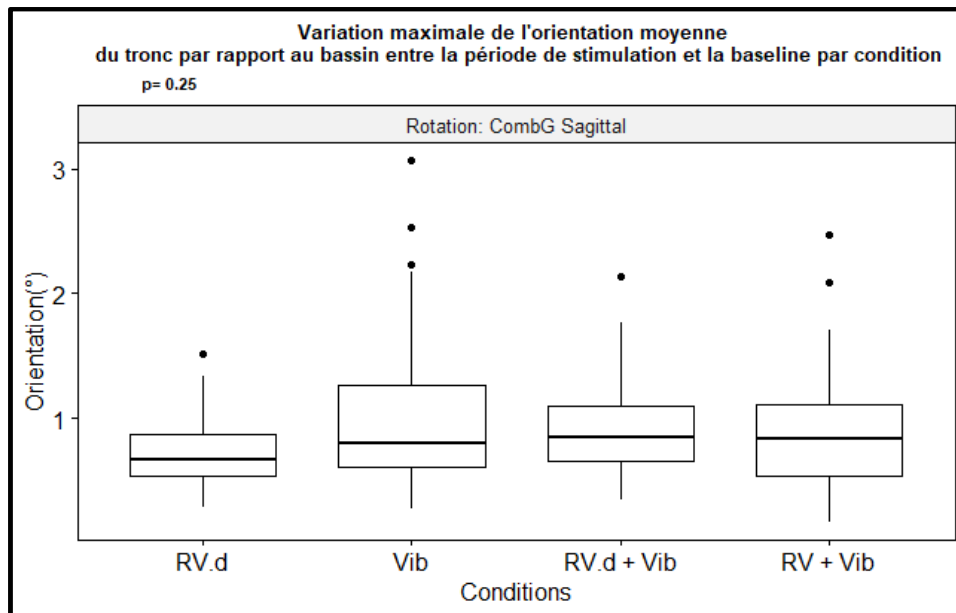


Figure-A III-11 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison gauche dans le plan sagittal

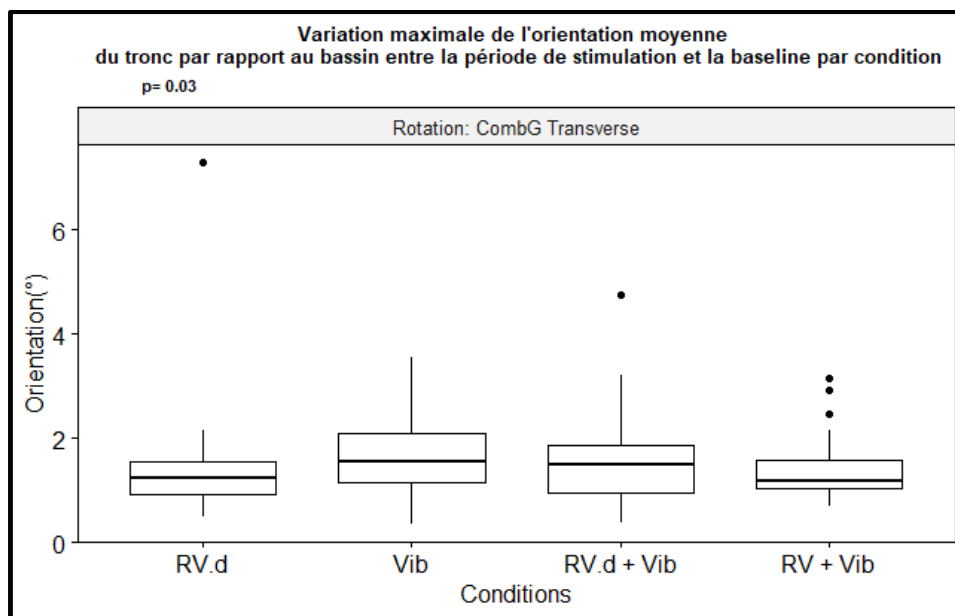


Figure-A III-12 Variation maximale de l'orientation moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison gauche dans le plan transverse





## ANNEXE IV

**Graphique des variations maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline selon les différentes conditions**

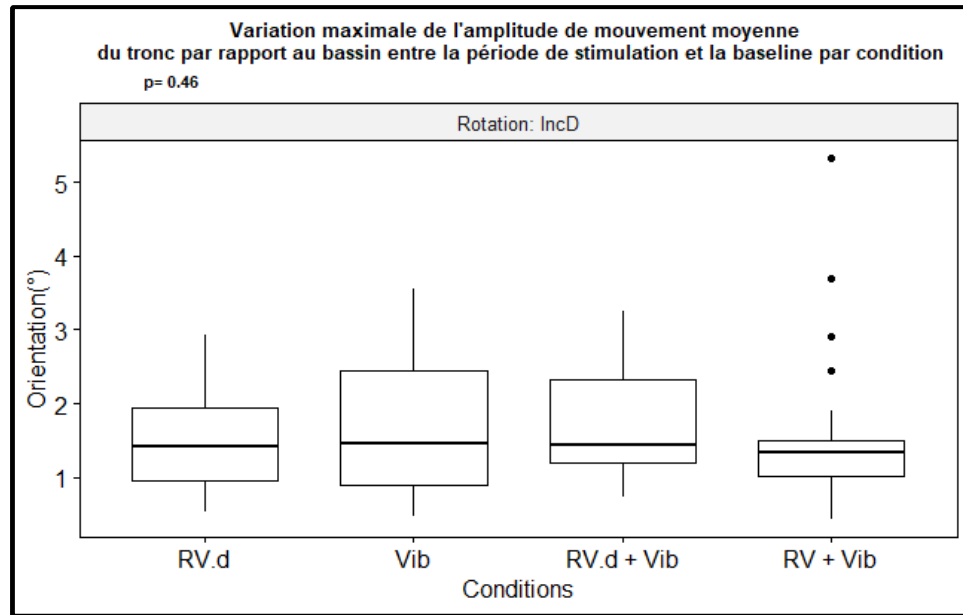


Figure-A IV-1 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant l'inclinaison droite

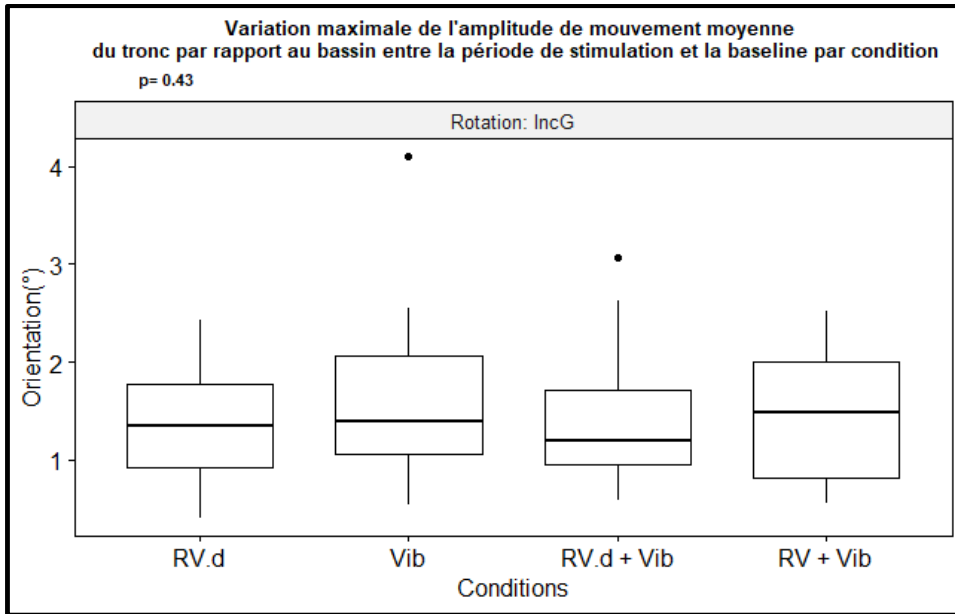


Figure-A IV-2 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant l'inclinaison gauche

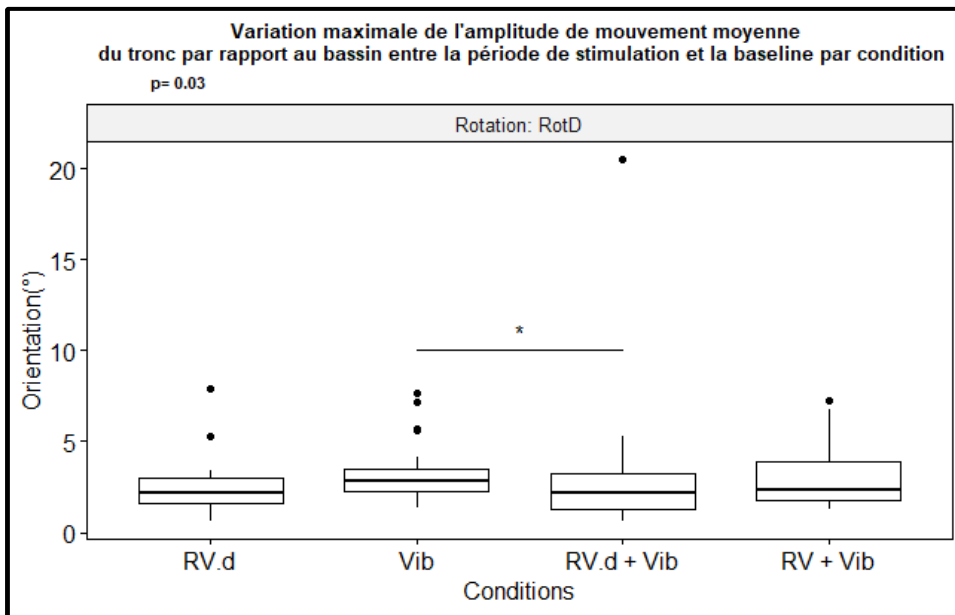


Figure-A IV-3 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la rotation droite

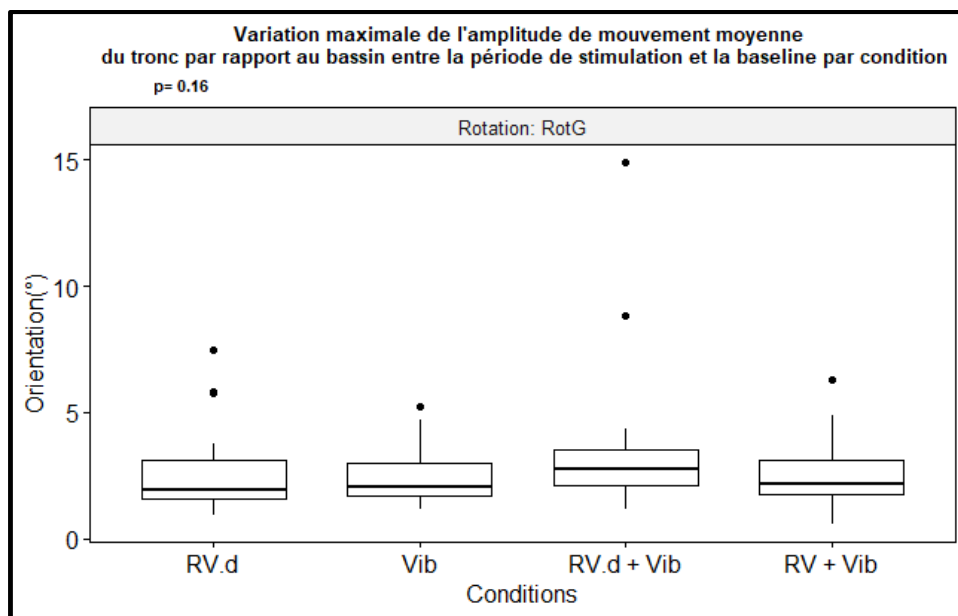


Figure-A IV-4 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la rotation gauche

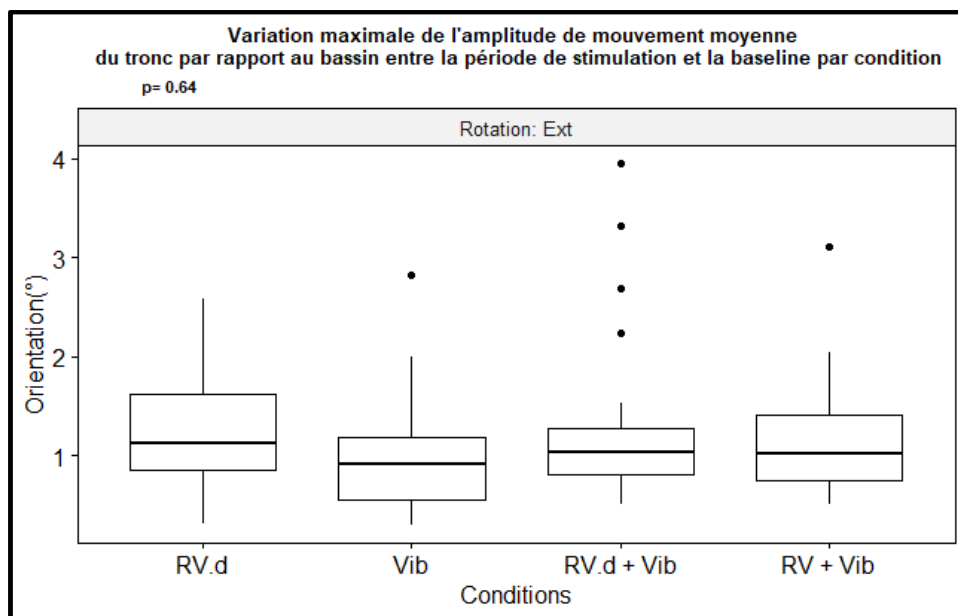


Figure-A IV-5 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant l'extension

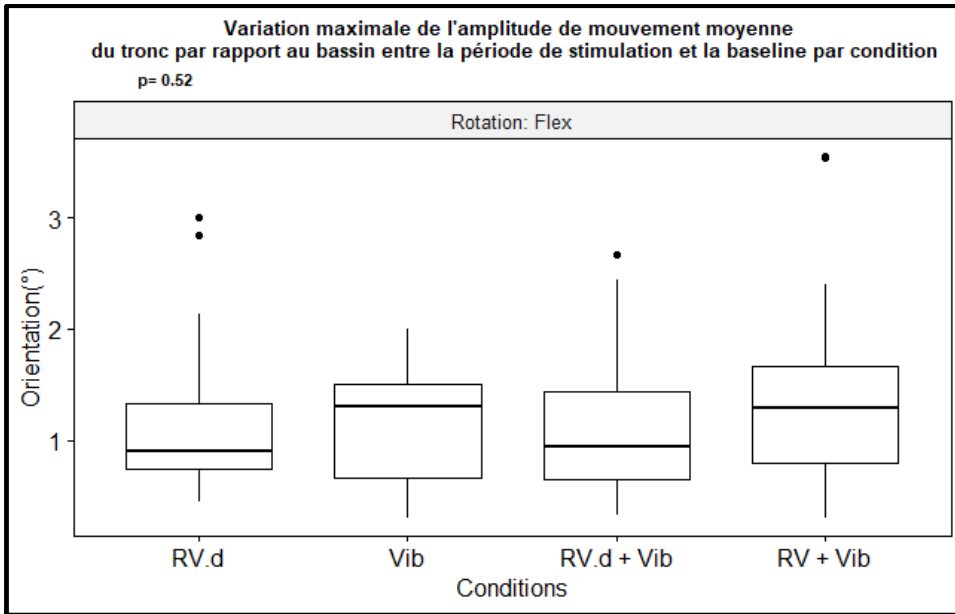


Figure-A IV-6 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la flexion

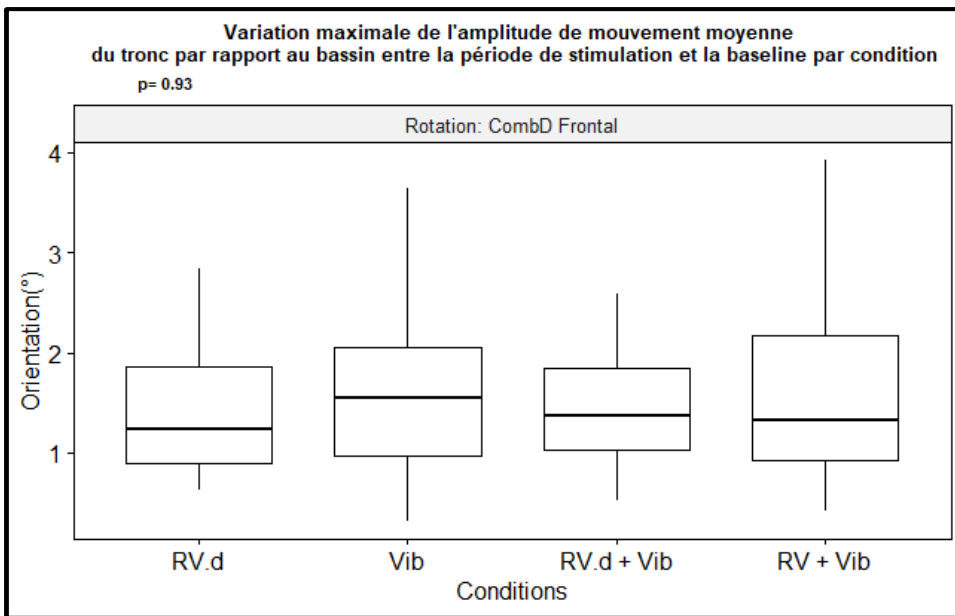


Figure-A IV-7 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan frontal

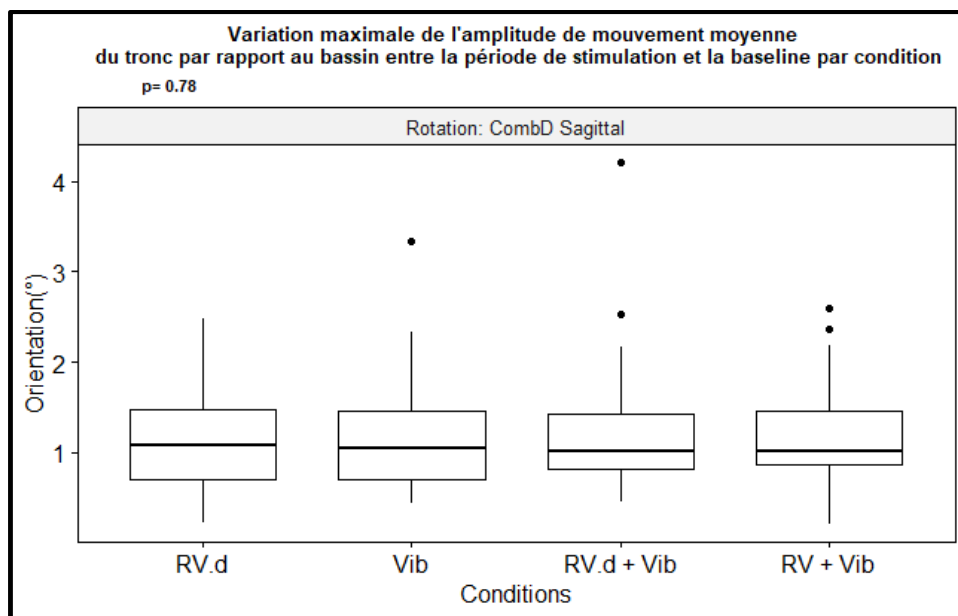


Figure-A IV-8 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan sagittal

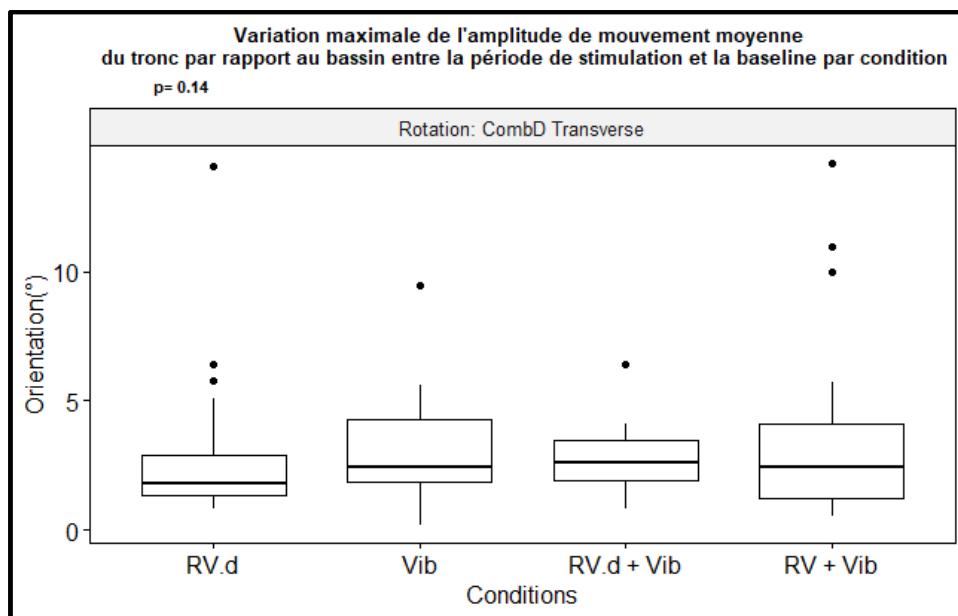


Figure-A IV-9 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan transverse

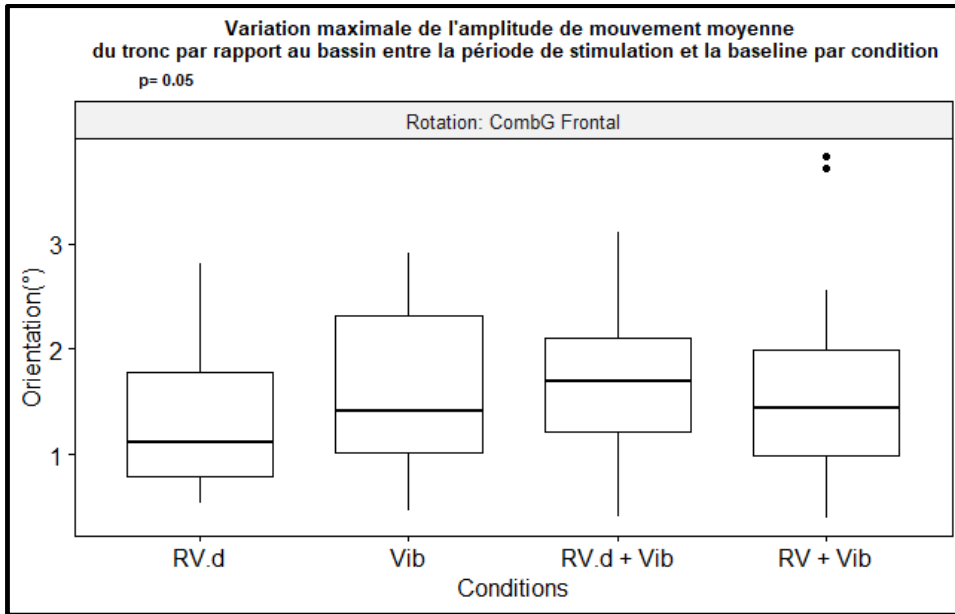


Figure-A IV-10 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison gauche dans le plan frontal

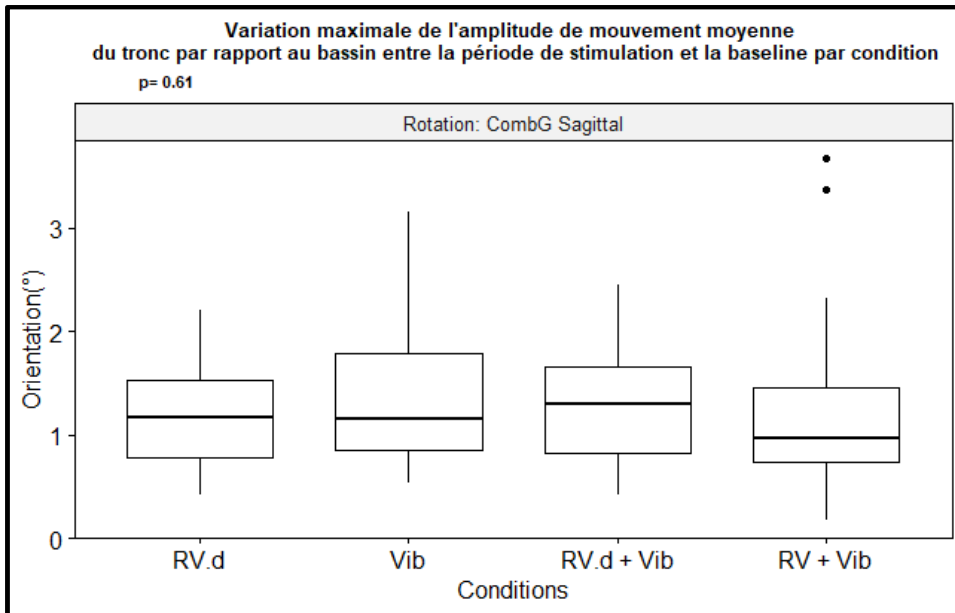


Figure-A IV-11 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison gauche dans le plan sagittal

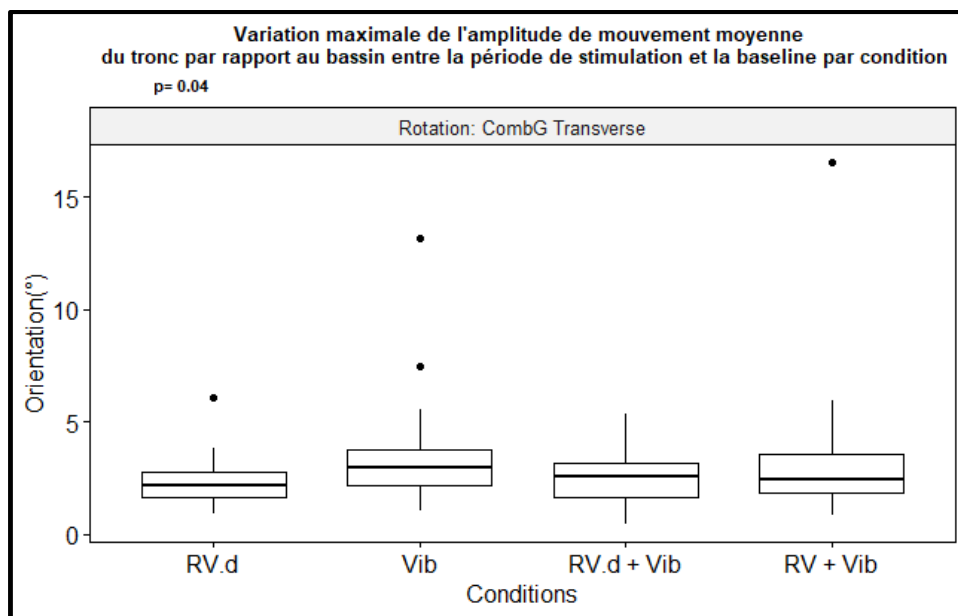


Figure-A IV-1 Variation maximale de l'amplitude de mouvement moyenne du tronc par rapport au bassin entre la période de stimulation et la période de baseline pendant la combinaison droite dans le plan transverse





## ANNEXE V

**Tableaux des valeurs de p pour les tests de Friedman effectués lors de l'analyse statique de la variation des moyennes et amplitude moyenne de l'angle du tronc par rapport au bassin entre les périodes de stimulation et de baseline**

Tableau-A V-1. Valeurs de p – orientation moyenne

	Valeur de p
<b>IncD</b>	0.74
<b>IncG</b>	0.52
<b>RotD</b>	0.80
<b>RotG</b>	0.76
<b>Flex</b>	0.13
<b>Ext</b>	0.04
<b>CombD plan frontal</b>	0.03
<b>CombD plan sagittal</b>	0.51
<b>CombD plan transverse</b>	0.59
<b>CombG plan frontal</b>	0.33
<b>CombG plan sagittal</b>	0.25
<b>CombG plan transverse</b>	0.03

Tableau-A V-2. Valeurs de p – Amplitude de mouvement du tronc

	Valeur de p
<b>IncD</b>	0.46
<b>IncG</b>	0.43
<b>RotD</b>	0.03
<b>RotG</b>	0.16
<b>Flex</b>	0.52
<b>Ext</b>	0.64
<b>CombD plan frontal</b>	0.93
<b>CombD plan sagittal</b>	0.78
<b>CombD plan transverse</b>	0.14
<b>CombG plan frontal</b>	0.05
<b>CombG plan sagittal</b>	0.61
<b>CombG plan transverse</b>	0.04

## ANNEXE VI

**Graphiques représentant le nombre de participants suivant ou non la stimulation**

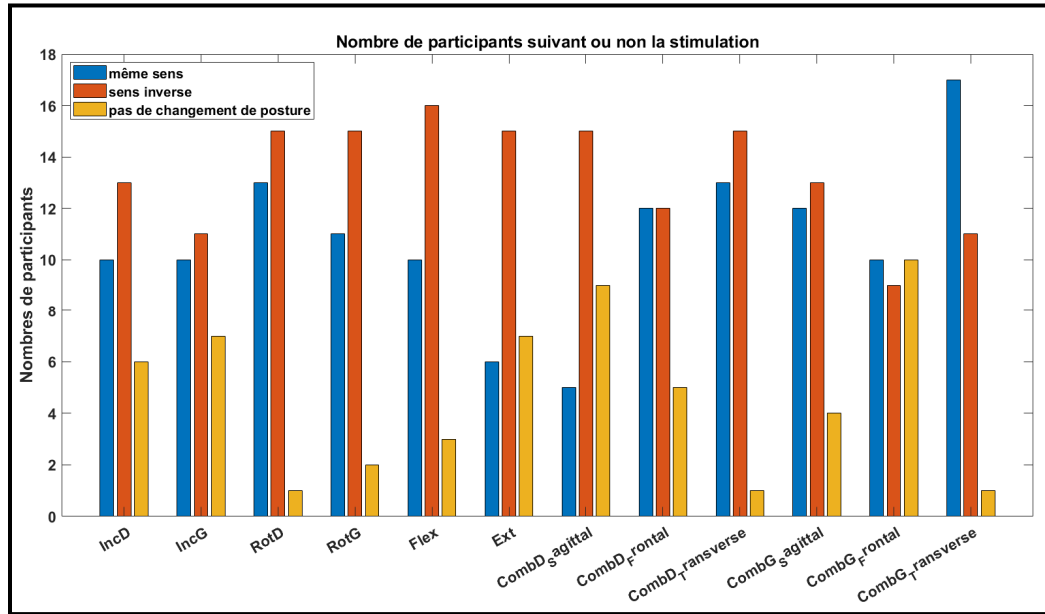


Figure-A VI-1. Condition RV.d

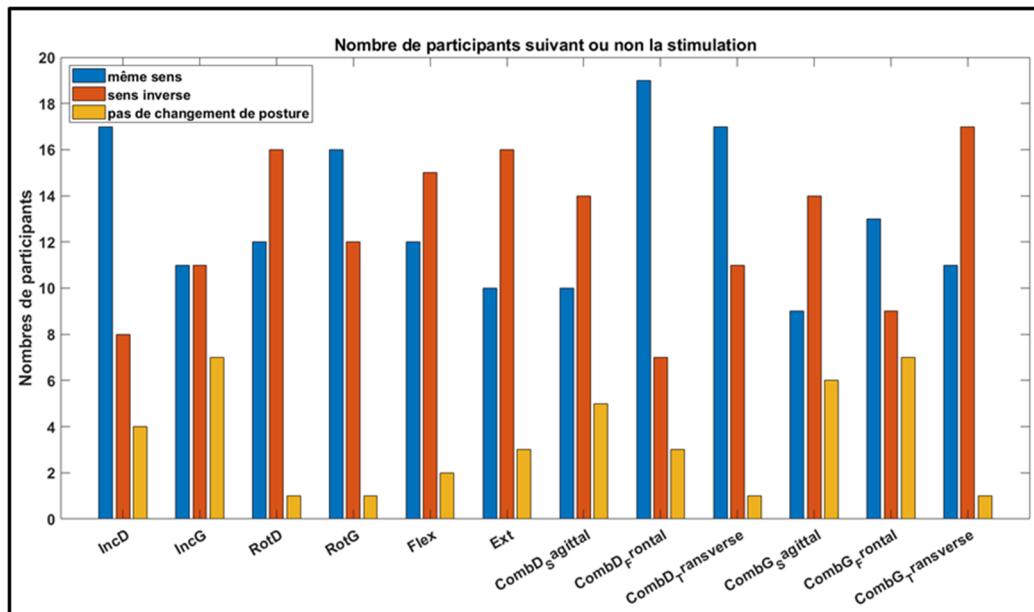


Figure-A VI-1. Condition Vib

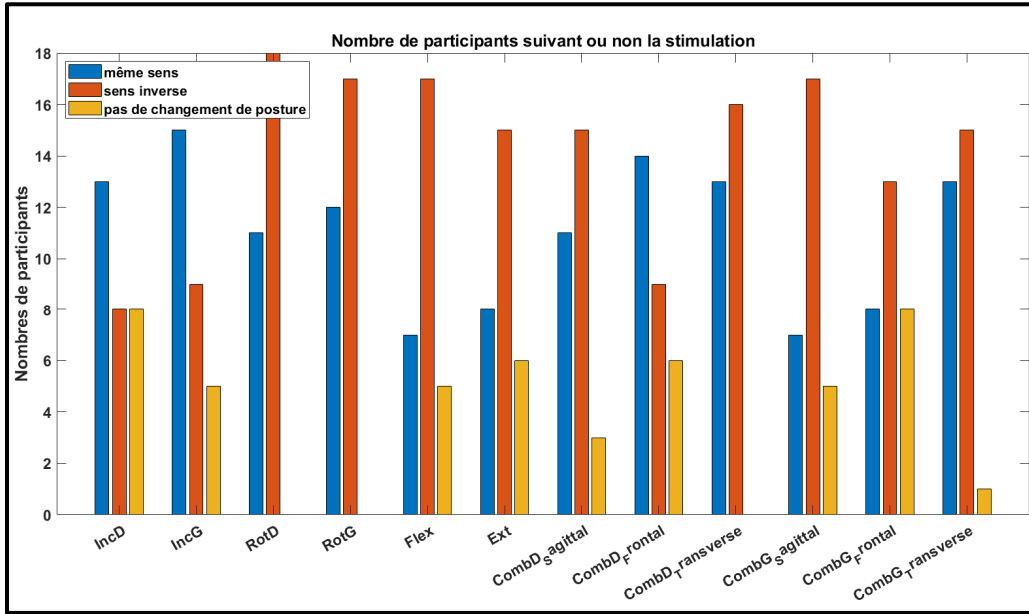


Figure-A VI-1. Condition RV.d + Vib

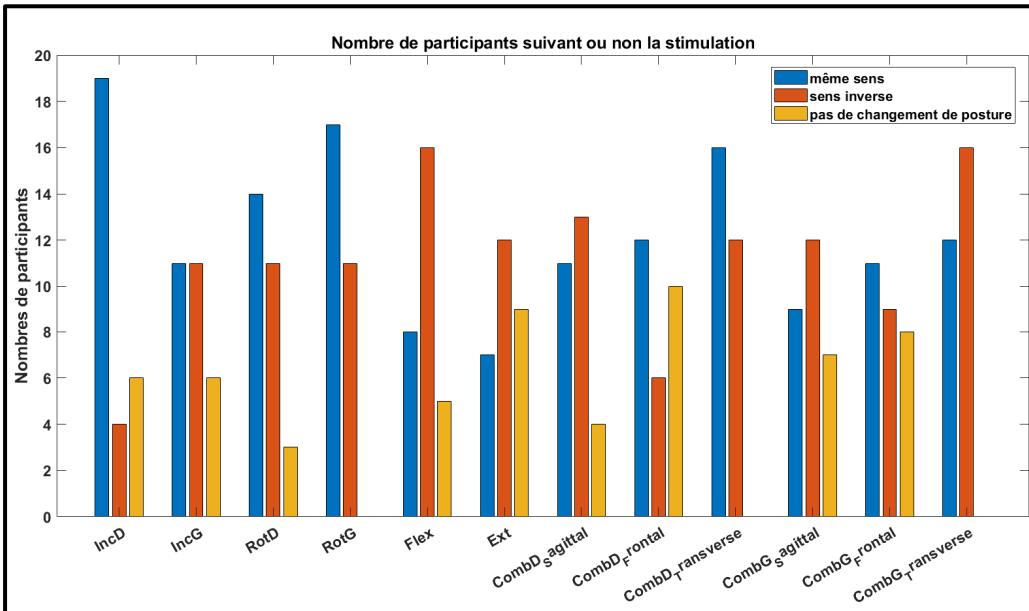


Figure-A VI-1. Condition RV + Vib

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Altaf, F., A. Gibson, Z. Dannawi et H. Noordeen. 2013. « Adolescent idiopathic scoliosis ». *BMJ*, vol. 346, n° apr30 1, p. f2508-f2508. <<https://doi.org/10.1136/bmj.f2508>>.
- Alves, Dos santos, PT Vera Lucia et Osmar Avansi. 2009. « Objective Assessment of the Cardiorespiratory Function of Adolescents With Idiopathic Scoliosis Through the Six-Minute Walk Test ». *Spine*, vol. 34, n° 25.
- Arnal, C-J, C Dolet et C Bilisko. 1989. « La scoliose idiopathique Pourquoi et comment faire un bilan ? » <<https://kinedoc.org/work/kinedoc/ebd54d89-26d7-4a51-95c5-0f1e5512203d.pdf>>. Consulté le 4 mai 2023.
- Bacquaert, Patrick. 2020. « Scoliose : dépistage, examen clinique et diagnostic radiologique ». In *IRBMS*. <<https://www.irbms.com/scoliose/>>. Consulté le 3 mai 2023.
- Bélangier, M. 2017. *Le tronc*. <[http://www.belanger.m.uqam.ca/Enseignement/KIN1700\\_KIN3091/03\\_Notes\\_de\\_Cours/TRONC02\\_2.pdf](http://www.belanger.m.uqam.ca/Enseignement/KIN1700_KIN3091/03_Notes_de_Cours/TRONC02_2.pdf)>. Consulté le 6 novembre 2023.
- Beriel. 2019. « Scoliose ». In *MedG*. <<https://www.medg.fr/scoliose/>>. Consulté le 3 mai 2023.
- Berthod, Coraline. 2012. « La Réalité Virtuelle dans la rééducation des troubles de la marche et de l'équilibre du patient parkinsonien ». p. 91.
- Botvinick, Matthew et Jonathan Cohen. 1998. « Rubber hands 'feel' touch that eyes see ». *Nature*, vol. 391, n° 6669, p. 756-756. <<https://doi.org/10.1038/35784>>.
- Bourdarel, Simon. 2019. « Intérêt de la réalité virtuelle dans la rééducation fonctionnelle du membre supérieur chez les patients victimes d'un accident vasculaire cérébral ». p. 77.
- Bourdin, Pierre, Matteo Martini et Maria V. Sanchez-Vives. 2019. « Altered visual feedback from an embodied avatar unconsciously influences movement amplitude and muscle activity ». *Scientific Reports*, vol. 9, n° 1, p. 19747. <<https://doi.org/10.1038/s41598-019-56034-5>>.
- Bouvier, Patrice. 2011. « La présence en réalité virtuelle, une approche centrée utilisateur ». p. 267.
- Bruandet, Jean-Michel. 2009. « La scoliose ». <[http://www.moteurline.apf.asso.fr/IMG/pdf/scoliose\\_JMB\\_317-320.pdf](http://www.moteurline.apf.asso.fr/IMG/pdf/scoliose_JMB_317-320.pdf)>. Consulté le 4 mai 2023.

- Burr, David et Alais David. 2006. « chapitre 14 Combining visual and auditory information ». In *Progress in brain research*, p. 243-258. vol. 155.
- Burwell, RG, Ranjit K Aujla, Michael P Grevitt, Peter H Dangerfield, Alan Moulton, Tabitha L Randell et Susan I Anderson. 2009. « Pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis in girls - a double neuro-osseous theory involving disharmony between two nervous systems, somatic and autonomic expressed in the spine and trunk: possible dependency on sympathetic nervous system and hormones with implications for medical therapy ». *Scoliosis*, vol. 4, p. 24. <<https://doi.org/10.1186/1748-7161-4-24>>.
- Burwell, RG, Bjc Freeman, Ph Dangerfield, Rk Aujla, Aa Cole, As Kirby, F Polak, Rk Pratt, Jk Webb et A Moulton. 2006. « Etiologic Theories of Idiopathic Scoliosis: Neurodevelopmental Concept of Maturational Delay of the CNS Body Schema (“Body-in-the-Brain”) ». *Research into Spinal Deformities*, n° 5.
- Caviedes, Jorge E., Baoxin Li et Varun C. Jammula. 2020. « Wearable Sensor Array Design for Spine Posture Monitoring During Exercise Incorporating Biofeedback ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 67, n° 10, p. 2828-2838. <<https://doi.org/10.1109/TBME.2020.2971907>>.
- Cheung, Mei-chun, Joanne Yip et Janelle S. K. Lai. 2022. « Biofeedback Posture Training for Adolescents with Mild Scoliosis ». *BioMed Research International*, vol. 2022, p. 1-8. <<https://doi.org/10.1155/2022/5918698>>.
- Chung, ChinYoub, MoonSeok Park, SangHyeong Lee, SeJin Kong et KyoungMin Lee. 2010. « Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, n° 1, p. 9. <<https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-9>>.
- Côté, Sara Saint-Pierre. 2017. « Évaluation de l’impact de la modification du retour visuel présenté par un égo avatar temps réel sur la cinématique de la marche ». Montreal, QC, Canada, École de technologie supérieure.
- Courtine, Grégoire, Alessandro Marco De Nunzio, Micaela Schmid, Maria Vittoria Beretta et Marco Schieppati. 2007. « Stance- and Locomotion-Dependent Processing of Vibration-Induced Proprioceptive Inflow From Multiple Muscles in Humans ». *Journal of Neurophysiology*, vol. 97, n° 1, p. 772-779. <<https://doi.org/10.1152/jn.00764.2006>>.
- Crosbie, Jack, Roongtiwa Vachalathiti et Richard Smith. 1997. « Patterns of spinal motion during walking ». *Gait & Posture*, vol. 5, n° 1, p. 6-12. <[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01066-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01066-1)>.
- Cyr, Jean-Philippe. 2020. « Étude de la symétrie de la réponse vestibulo-posturale chez des adolescentes ayant une scoliose idiopathique ». Mémoire, Québec, Canada, Université Laval.

- Duclos, Cyril, Claire Kemlin, David Lazert, Dany Gagnon, Joseph-Omer Dyer et Robert Forget. 2014a. « Complex muscle vibration patterns to induce gait-like lower-limb movements: Proof of concept ». *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 51, n° 2, p. 245-252. <<https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.04.0079>>.
- Duclos, Cyril, Claire Kemlin, David Lazert, Dany Gagnon, Joseph-Omer Dyer et Robert Forget. 2014b. « Complex muscle vibration patterns to induce gait-like lower-limb movements: Proof of concept ». *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 51, n° 2, p. 245-252. <<https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.04.0079>>.
- Dupuis, Sarah. 2017. « Analyse biomécanique de la réductibilité de la scoliose idiopathique par rééducation posturale globale en physiothérapie ». Montreal, QC, Canada, Ecole polytechnique de Montréal.
- Dupuis, Sarah, Carole Fortin, Christiane Caouette, Isabelle Leclair et Carl-Éric Aubin. 2018. « Global postural re-education in pediatric idiopathic scoliosis: a biomechanical modeling and analysis of curve reduction during active and assisted self-correction ». *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 19, p. 200. <<https://doi.org/10.1186/s12891-018-2112-9>>.
- Fansi, Alvine, Christine Lobè, Phuong Hua et Kathy Larouche. 2013. *Utilisation des neurostimulateurs médullaires dans le traitement de la douleur chronique non cancéreuse: efficacité, innocuité, indications cliniques, modalités organisationnelles et coûts*. 9(3). Québec, Canada : Institut national d'excellence en santé et en services sociaux (INESSS), 140 p.
- Fischer, Xavier et Nadège Troussier. 2004. « La Réalité Virtuelle pour une conception centrée sur l'utilisateur ». *Mécanique & Industries*, vol. 5, n° 2, p. 147-159. <<https://doi.org/10.1051/meca:2004015>>.
- Fortin, Carole. 2022. « RPG spécifique à la scoliose ». In *Rééducation posturale globale*, Elsevier, p. 61-91.
- Fox, Jesse et Jeremy N. Bailenson. 2009. « Virtual Self-Modeling: The Effects of Vicarious Reinforcement and Identification on Exercise Behaviors ». *Media Psychology*, vol. 12, n° 1, p. 1-25. <<https://doi.org/10.1080/15213260802669474>>.
- Georges, Jean. 2019. « Les muscles abdominaux se composent de 4 muscles essentiels – encyclopediegolf ». <<https://encyclopediegolf.fr/4067-2/>>. Consulté le 4 mai 2023.
- Goldberg, M S, N E Mayo, B Poitras et J Hanley. 1994. « The Ste-Justine Adolescent Idiopathic Scoliosis Cohort Study. Part II: Perception of health, self and body image, and participation in physical activities ». *Spine*, vol. 19, n° 14.

- Gonzalez-Franco, Mar, Brian Cohn, Eyal Ofek, Dalila Burin et Antonella Maselli. 2020. « The Self-Avatar Follower Effect in Virtual Reality ». In *2020 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*. (mars 2020), p. 18-25. <<https://doi.org/10.1109/VR46266.2020.00019>>.
- González-Franco, Mar, Daniel Pérez-Marcos, Bernhard Spanlang et Mel Slater. 2010. « The contribution of real-time mirror reflections of motor actions on virtual body ownership in an immersive virtual environment ». In *2010 IEEE Virtual Reality Conference (VR)*. (mars 2010), p. 111-114. <<https://doi.org/10.1109/VR.2010.5444805>>.
- Goodwin, G. M., D. I. McCloskey et P. B. C. Matthews. 1972. « Proprioceptive Illusions Induced by Muscle Vibration: Contribution by Muscle Spindles to Perception? » *Science*, vol. 175, n° 4028, p. 1382-1384. <<https://doi.org/10.1126/science.175.4028.1382>>.
- Gorisse, Geoffrey. 2019. « Impact du point de vue et de la fidélité des avatars sur les sentiments de présence et d'incarnation en environnement virtuel immersif. » Thèse, Paris, France, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 229 p.
- Guilbert, Mireille Larouche. 2018. « Quantification des efforts intervertébraux et articulaires en temps réel au cours de la marche des enfants atteints de scoliose idiopathique ». Mémoire, Montréal, QC, Canada, École polytechnique de Montréal.
- HAS. 2008. *Scoliose structurale évolutive (dont l'angle est égal ou supérieur à 25°) jusqu'à maturation rachidienne*. <<https://www.echo-loco.fr/attachment/585021/>>. Consulté le 4 mai 2023.
- Hin Chun, Kwok Garcia. 2017. « Development of posture correction Tank-Top synchronized with Biofeedback muscle training for adolescents with early scoliosis ». The Hong Kong Polytechnic University. <<https://theses.lib.polyu.edu.hk/bitstream/200/9144/1/991021965754103411.pdf>>. Consulté le 24 octobre 2023.
- Houzangbe, Samory. 2019. « Impact sur l'expérience utilisateur en environnement virtuel immersif de l'utilisation d'objets connectés portés pour la rétroaction physiologique ». Thèse, Paris, France, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 207 p.
- Janicki, Joseph A et Benjamin Alman. 2007. « Scoliosis: Review of diagnosis and treatment ». *Paediatrics & Child Health*, vol. 12, n° 9, p. 771-776. <<https://doi.org/10.1093/pch/12.9.771>>.
- Janin, Marc. 2009. « Sensibilité et motricité podales : leur influence sur le contrôle des activités posturo-cinétique de sujets sains et pathologiques ». Toulouse, Faculté de Médecine.



- Jordan, Mike. 2009. « Les effets proprioceptifs de la vibration artificielle du tendon d'Achille sur le mouvement de la cheville chez des pré-adolescentes gymnastes comparativement à des pré-adolescentes non gymnastes ». p. 70.
- Kandel, Eric R., John Koester, Sarah Mack et Steven Siegelbaum, éd. 2021. *Principles of neural science*, Sixth edition. New York : McGraw Hill, 1646 p.
- Khouri, N, C. Marty, P Mary et R Vialley. 2004. « Scoliose idiopathique. Stratégie diagnostique, physiopathologie et analyse de la déformation Idiopathic Scoliosis. Strategy, Pathophysiology, and Deformity Analysis ».
- Kilteni, Konstantina, Raphaela Groten et Mel Slater. 2012. « The Sense of Embodiment in Virtual Reality ». *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 21, n° 4, p. 373-387. <[https://doi.org/10.1162/PRES\\_a\\_00124](https://doi.org/10.1162/PRES_a_00124)>.
- Kokkinara, Elena, Mel Slater et Joan López-Moliner. 2015. « The Effects of Visuomotor Calibration to the Perceived Space and Body, through Embodiment in Immersive Virtual Reality ». *ACM Transactions on Applied Perception*, vol. 13, n° 1, p. 1-22. <<https://doi.org/10.1145/2818998>>.
- Kouakoua, Kean. 2020. « Développement et validation d'un système de simulation de la proprioception de la marche pour créer un sentiment d'incarnation en réalité virtuelle ». p. 108.
- La Société Française de Rhumatologie. 2020. « Rachis - Colonne vertébrale - Fiche Anatomie | la rhumatologie pour tous ». In *La Rhumatologie pour tous*. <<https://public.larhumatologie.fr/rachis-colonne-vertebrale-fiche-anatomie>>. Consulté le 4 mai 2023.
- Lamontagne, Anouk, Joyce Fung, Bradford J McFadyen et Jocelyn Faubert. 2007. « Modulation of walking speed by changing optic flow in persons with stroke ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, n° 1, p. 22. <<https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-22>>.
- Lamy, Jean-Charles. 2006. « BASES NEUROPHYSIOLOGIQUES DE LA PROPRIOCEPTION ». p. 9.
- Lawand, P., Anamaria Jones, C. Sardim, L. Ribeiro, Império Júnior et J. Natour. 2014. « Global postural reeducation to treat chronic low back pain: randomized, controlled trial ». *Annals of the Rheumatic Diseases*, vol. 72, p. A991-A991. <<https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-eular.2986>>.
- Leardini, Alberto, Fabio Biagi, Andrea Merlo, Claudio Belvedere et Maria Grazia Benedetti. 2011. « Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises ». *Clinical Biomechanics*, vol. 26, n° 6, p. 562-571. <<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015>>.

- Lebon, Florent, Nicolas Gueugneau et Charalambos Papaxanthis. 2013. « Modèles internes et imagerie motrice ». *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, n° 82, p. 51-61. <<https://doi.org/10.1051/sm/20103092>>.
- Lekhel, H. 1997. « Postural responses to vibration of neck muscles in patients with idiopathic torticollis ». *Brain*, vol. 120, n° 4, p. 583-591. <<https://doi.org/10.1093/brain/120.4.583>>.
- Leonardis, Daniele, Antonio Frisoli, Michele Barsotti, Marcello Carrozzino et Massimo Bergamasco. 2014. « Multisensory Feedback Can Enhance Embodiment Within an Enriched Virtual Walking Scenario ». *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 23, n° 3, p. 253-266. <[https://doi.org/10.1162/PRES\\_a\\_00190](https://doi.org/10.1162/PRES_a_00190)>.
- Leonardis, Daniele, Antonio Frisoli, Massimiliano Solazzi et Massimo Bergamasco. 2012. « Illusory perception of arm movement induced by visuo-proprioceptive sensory stimulation and controlled by motor imagery ». In *2012 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. (Vancouver, BC, Canada, mars 2012), p. 421-424. IEEE. <<https://doi.org/10.1109/HAPTIC.2012.6183825>>. Consulté le 21 mai 2021.
- Lewis, Cara L., Natalie M. Laudicina, Anne Khuu et Kari L. Loverro. 2017. « The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait: PELVIS: STRUCTURE AND FUNCTION DURING GAIT ». *The Anatomical Record*, vol. 300, n° 4, p. 633-642. <<https://doi.org/10.1002/ar.23552>>.
- Lourdeaux, Domitile. 2001. « Réalité virtuelle et formation: conception d'environnements virtuels pédagogiques ».
- Marquez-Chin, Cesar et Milos R. Popovic. 2020. « Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review ». *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 19, n° 1, p. 34. <<https://doi.org/10.1186/s12938-020-00773-4>>.
- Maselli, Antonella et Mel Slater. 2014. « Sliding perspectives: dissociating ownership from self-location during full body illusions in virtual reality ». *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 8. <<https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00693>>. Consulté le 1 juillet 2021.
- Matsuda, Yusuke, Junya Nakamura, Tomohiro Amemiya, Yasushi Ikei et Michiteru Kitazaki. 2020. « Perception of Walking Self-body Avatar Enhances Virtual-walking Sensation ». In *2020 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops (VRW)*. (mars 2020), p. 732-733. <<https://doi.org/10.1109/VRW50115.2020.00217>>.
- Moulin, Diane. 2014. « DÉVELOPPEMENT ET ÉVALUATION D'UNE MÉTHODE DE MESURE DE LA FLEXIBILITE DU RACHIS SCOLIOTIQUE.pdf ».

- Mullie, Yannick et Cyril Duclos. 2014. « Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals ». *Gait & Posture*, vol. 40, n° 4, p. 610-615. <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.008>>.
- Negrini, Stefano, Angelo G Aulisa, Lorenzo Aulisa, Alin B Circo, Jean Claude de Mauroy, Jacek Durmala, Theodoros B Grivas, Patrick Knott, Tomasz Kotwicki, Toru Maruyama, Silvia Minozzi, Joseph P O'Brien, Dimitris Papadopoulos, Manuel Rigo, Charles H Rivard, Michele Romano, James H Wynne, Monica Villagrana, Hans-Rudolf Weiss et Fabio Zaina. 2012. « 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth ». *Scoliosis*, vol. 7, p. 3. <<https://doi.org/10.1186/1748-7161-7-3>>.
- Netter, Frank H. 2015. *Atlas d'anatomie humaine*, Sixième. Elsevier Masson.
- Peck, Tabitha C. et Mar Gonzalez-Franco. 2021. « Avatar Embodiment. A Standardized Questionnaire ». *Frontiers in Virtual Reality*, vol. 1, p. 575943. <<https://doi.org/10.3389/frvir.2020.575943>>.
- Pesenti, Sébastien, Solenne Prost, Vincent Pomeroy, Guillaume Authier, Mathieu Severyns, Elke Viehweger, Benjamin Blondel et Jean-Luc Jouve. 2019. « Characterization of trunk motion in adolescents with right thoracic idiopathic scoliosis ». *European Spine Journal*, vol. 28, n° 9, p. 2025-2033. <<https://doi.org/10.1007/s00586-019-06067-1>>.
- Pialasse, Jean-Philippe. 2015. « Évaluation du contrôle sensorimoteur chez les patients ayant une scoliose idiopathique de l'adolescent ». p. 288.
- Piette, Patrice et Justine Pasquier. 2012. « Réalité virtuelle et rééducation ». *Kinésithérapie, la Revue*, vol. 12, n° 128-129, p. 38-41. <<https://doi.org/10.1016/j.kine.2012.07.003>>.
- Pinardi, M., L. Raiano, D. Formica et G. Di Pino. 2020. « Altered Proprioceptive Feedback Influences Movement Kinematics in a Lifting Task ». In *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) in conjunction with the 43rd Annual Conference of the Canadian Medical and Biological Engineering Society*. (Montreal, QC, Canada, juillet 2020), p. 3232-3235. IEEE. <<https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176252>>. Consulté le 23 juin 2021.
- R, Monique. 2019. « Physiologie humaine et physiopathologie ». In *Elsevier Connect*. <<https://www.elsevier.com/fr-fr/connect/etudes-de-medecine/physiologie-humaine-et-physiopathologie>>. Consulté le 13 juin 2023.
- Rigal, Robert. 2003. *Motricite humaine*.
- Roll, Jean-Pierre. 2009. « Rééducation Proprioceptive ». p. 6.

- Roll, J.P. et J.P. Vedel. 1982. « Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography ». *Experimental Brain Research*, vol. 47, n° 2. <<https://doi.org/10.1007/BF00239377>>. Consulté le 9 janvier 2023.
- Samaraweera, Gayani, Alex Perdomo et John Quarles. 2015. « Applying latency to half of a self-avatar's body to change real walking patterns ». In *2015 IEEE Virtual Reality (VR)*. (mars 2015), p. 89-96. <<https://doi.org/10.1109/VR.2015.7223329>>.
- Slater, Mel et Sylvia Wilbur. 1997. « A Framework for Immersive Virtual Environments (FIVE): Speculations on the Role of Presence in Virtual Environments ». *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 6, n° 6, p. 603-616. <<https://doi.org/10.1162/pres.1997.6.6.603>>.
- Souchard, Phillipe et Marc Ollier. 2002. *Les scolioses, traitement kinésithérapique et orthopédique.*, Masson.
- Stokes, Ian A. F. 1989. « Axial rotation component of thoracic scoliosis ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, n° 5, p. 702-708. <<https://doi.org/10.1002/jor.1100070511>>.
- Stokes, V.P., C. Andersson et H. Forsberg. 1989. « Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 22, n° 1, p. 43-50. <[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90183-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90183-8)>.
- Thouin, Jean-François. 2005. « Activité EMG des muscles du dos chez des patients dystrophiques ».
- Tsakiris, Manos, Gita Prabhu et Patrick Haggard. 2006. « Having a body versus moving your body: How agency structures body-ownership ». *Consciousness and Cognition*, vol. 15, n° 2, p. 423-432. <<https://doi.org/10.1016/j.concog.2005.09.004>>.
- Vidal, Catherine. 2023. « Les fonctions du système vestibulaire et l'oreille interne ». <<https://www.lesvertiges.com/oreille-interne/fonction.html>>. Consulté le 31 octobre 2023.
- Wang, Zun-rong, Ping Wang, Liang Xing, Li-ping Mei, Jun Zhao et Tong Zhang. 2017. « Leap Motion-based virtual reality training for improving motor functional recovery of upper limbs and neural reorganization in subacute stroke patients ». *Neural Regeneration Research*, vol. 12, n° 11, p. 1823-1831. <<https://doi.org/10.4103/1673-5374.219043>>.
- Whittle, Michael W et Levine. 1999. « Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait ». <[https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00032-9](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00032-9)>. Consulté le 19 décembre 2022.

- Willaert, Iris, Rachid Aissaoui, Sylvie Nadeau, Cyril Duclos et David R. Labbe. 2022. « Perception of Symmetry of Actual and Modulated Self-Avatar Gait Movements During Treadmill Walking ». In *2022 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops (VRW)*. (Christchurch, New Zealand, mars 2022), p. 792-793. IEEE. <<https://doi.org/10.1109/VRW55335.2022.00247>>. Consulté le 17 juillet 2023.
- Wolpert, Daniel M., Zoubin Ghahramani et Michael I. Jordan. 1995. « An Internal Model for Sensorimotor Integration ». *Science*, vol. 269, n° 5232, p. 1880-1882. <<https://doi.org/10.1126/science.7569931>>.
- Yen, Winston, Ariella Gartenberg et Woojin Cho. 2021. « Pelvic obliquity associated with neuromuscular scoliosis in cerebral palsy: cause and treatment ». *Spine Deformity*, vol. 9, n° 5, p. 1259-1265. <<https://doi.org/10.1007/s43390-021-00346-y>>.
- Yuan, Ye et Anthony Steed. 2010. « Is the rubber hand illusion induced by immersive virtual reality? » In *2010 IEEE Virtual Reality Conference (VR)*. (mars 2010), p. 95-102. <<https://doi.org/10.1109/VR.2010.5444807>>.