

UNIVERSITE DE LAUSANNE

Faculté des Sciences Sociales et Politiques - SSP

Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne - ISSUL

Session Automne 2017

Effets d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare sur l'équilibre postural

MEMOIRE DE MASTER EN SCIENCES DU MOUVEMENT ET DU SPORT, ORIENTATION
« ENTRAINEMENT ET PERFORMANCE »

Présenté par **Magali Salvador**

Août 2017

Soutenu le 5 septembre 2017

Directeur du travail : M. **Grégoire Millet**

Expert : M. **Davide Malatesta**

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je tiens à remercier chaleureusement tous les sujets ayant participé à cette étude. Sans eux, rien n'aurait été possible. Je les remercie d'avoir donné de leur temps, de leur gentillesse et surtout de leur motivation sans relâche à venir s'entraîner.

Je remercie mon directeur de mémoire, le Professeur Grégoire Millet qui m'a donné l'opportunité de développer ce projet. Je le remercie pour ses conseils, sa disponibilité et surtout sa motivation qu'il sait si bien transmettre.

J'adresse également mes remerciements à Mme Fabienne Crettaz von Roten pour le temps qu'elle m'a accordé lors des analyses statistiques de mon travail. Je la remercie pour ses conseils et pour sa gentillesse.

Merci à la société « Balance Slacklines » et ses fondateurs, Fabio Pasquali et Emmanuel Vallélian, pour avoir mis à disposition les slacklines nécessaires à l'étude. Je les remercie chaleureusement.

Finalement, je remercie toute ma famille pour m'avoir soutenue lors de ces années passées à l'université. Je la remercie de m'avoir supporté...

Enfin, je ne remercierai jamais assez mon conjoint, pour tout.

Résumé

Introduction : La littérature rapporte que la pratique de slackline permet d'améliorer le contrôle postural d'équilibre. Le but de ce travail consiste à étudier les effets d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare d'une durée de six semaines sur l'équilibre postural, à une altitude simulée de 3'800 m (P_{iO_2} :13%). Il s'agira de relever les variations des différentes variables récoltées lors de l'analyse posturographique, et les éventuelles améliorations du contrôle postural.

Méthode : 21 sujets (24.9 ± 4.6 ans, 173.7 ± 7.6 cm, 65.9 ± 10.3 kg, 41.3 ± 2.4 pointure) ont été répartis en trois groupes : deux groupes expérimentaux ayant suivis les entraînements de slackline en hypoxie (SLH) ou en normoxie (SLN) et le groupe contrôle (C). L'équilibre postural a été examiné par un test de stabilométrie sur une plateforme durant 51.2 secondes en position bipodale, sous trois conditions : yeux ouverts (YO), yeux fermés (YF) et en double tâche (DT). L'ensemble de ces mesures a été effectué en environnement normoxique (OUT) et hypoxique (IN). L'évaluation du poids de la vision dans le contrôle postural a été déterminé par le calcul du quotient de Romberg.

Une analyse des paramètres standards (CdPs, CdPxy, CdPx, CdPy, CdPvm, CdPvv, CdPxm, CdPym, LFS) relevés par la plateforme ainsi qu'une analyse plus complexe (Stabilogram Diffusion Analysis – SDA) permettant de relever l'aspect dynamique du contrôle postural ont été réalisées.

Résultats : L'analyse des résultats suggère une amélioration du contrôle postural sous certaines conditions expérimentales. La rééquilibration du système semble être plus réactive (augmentation de CdPvv) et utiliser une tactique de stabilisation moins dispendieuse en énergie (baisse de LFS). La symétrie du tonus postural semble s'être équilibré, principalement dans l'axe ML, majoré pour le groupe SLH. Il en résulte une amélioration du contrôle postural d'équilibre.

Conclusion : Bien que nos résultats suggèrent une amélioration plus importante du contrôle postural d'équilibre pour le groupe SLH sous certaines conditions, cette étude relève quelques questions d'application quant à l'utilisation et les effets de l'hypoxie. Ce travail ouvre ainsi de nouvelles perspectives sur ce vaste domaine d'étude, encourageant de futures recherches.

Abstract

Introduction: The literature reports that the practice of slackline improves postural balance control. The aim of this study is to identify the effects of slackline training in normobaric hypoxia after six weeks on postural equilibrium, at a simulated altitude of 3'800 m (PiO₂: 13%). It will be to raise the variations of the different variables recovered during the posturographic analysis, and the possible improvements of the postural control.

Methods: Twenty-one subjects (24.9 ± 4.6 years, 173.7 ± 7.6 cm, 65.9 ± 10.3 kg, 41.3 ± 2.4 foot size) were divided into three groups: two experimental groups following slackline training in hypoxia (SLH) or normoxia (SLN) and the control group (C). The postural balance was examined by a stabilometry test on a platform for 51.2 seconds in bipodal position under three conditions: open eyes (YO), eyes closed (YF) and dual task (DT). All these measurements were performed in normoxic (OUT) and hypoxic (IN) environments. The evaluation of the weight of vision in the postural control was determined by Romberg quotient.

An analysis of standard platform parameters (CdPs, CdPxy, CdPx, CdPy, CdPvm, CdPvv, CdPxm, CdPym, LFS) as well as a more complex analysis (Stabilogram Diffusion Analysis (SDA) Postural control) were performed.

Results: The analysis of the results suggests an improvement of postural control under certain experimental conditions. The re-equilibration of the system seems to be more reactive (increase of CdPvv) and use a tactic of stabilization with less energy (LFS decrease). The symmetry of the postural tone seems to have been balanced, mainly in the ML axis, increased for the SLH group. The result is an improvement in postural balance control.

Conclusion: Although our findings suggest a greater improvement in balance postural control for the SLH group under certain conditions, this study raises some application questions regarding the use and effects of hypoxia. This work opens new perspectives on this vast field of study, encouraging future research.

ABREVIATIONS

AP : antéro-postérieur

CdM : centre de masse

CdG : centre de gravité

CdP : centre de pression

DT : double tâche

$F_{ET}O_2$: fraction d'oxygène expiré

$F_{ET}CO_2$: fraction de dioxyde de carbone expiré

$F_I O_2$: fraction inspirée en oxygène

FNM : fuseaux neuromusculaires

HH : hypoxie hypobare

HN : hypoxie normobare

IN : dans la chambre hypoxique, en milieu hypoxique

ML : médio-latéral

OTG : organes tendineux de Golgi

$P_a O_2$: pression artérielle en O_2

$P_A O_2$: pression alvéolaire en O_2

$P_A CO_2$: pression alvéolaire en CO_2

P_B : pression barométrique

$P_i O_2$: pression partielle en O_2

$P_i CO_2$: pression partielle en CO_2

QR : quotient de Romberg

$S_a O_2$: saturation artérielle en O_2

SD : écart-type

SEM : erreur standard de la moyenne

SNC : système nerveux central

OUT : en dehors de la chambre hypoxique, en milieu normoxique

SDA : stabilogram diffusion analysis

YO : yeux ouverts

YF : yeux fermés

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1: L'ALPINISTE SUISSE DE L'EXTREME, STEPHAN SIEGRIST PRATIQUANT DE LA HIGHLINE EN MONTAGNE.	13
FIGURE 2: CONTROLE POSTURAL.	16
FIGURE 3: SYSTEME VESTIBULAIRE.	18
FIGURE 4: LES RECEPTEURS CUTANES ET LEUR EMPLACEMENT..	21
FIGURE 5: DISTRIBUTION ET LOCALISATION DES AFFERENCES CUTANEEES.....	22
FIGURE 6: VARIATION DU POLYGONE DE SUSTENTATION EN FONCTION DE LA POSITION DES PIEDS.	23
FIGURE 7: LES DIFFERENTES STRATEGIES POSTURALES. (A) STRATEGIES DE CHEVILLE, DE HANCHE, VERTICALE ET DU PAS EN AVANT OU EN ARRIERE, PROPOSE PAR AMBLARD (1998). (B) STRATEGIES DE CHEVILLE ET DE HANCHE ILLUSTRÉES PAR LES DEPLACEMENTS DE CDP OU DE CdG.	24
FIGURE 8: EVOLUTION DES DEPLACEMENTS DU CDP SUR L'AXE MEDIO-LATERAL (HAUT) ET SUR L'AXE ANTERO-POSTERIEUR (BAS).	25
FIGURE 9: STATOKINESIGRAMME.	26
FIGURE 10: REPRESENTATION GRAPHIQUE DES VARIABLES SDA.	27
FIGURE 11: PRESSION ATMOSPHERIQUE ET POURCENTAGE D'OXYGENE DISPONIBLE EN FONCTION DE L'ALTITUDE.	29
FIGURE 12: REPARTITION DES SEANCES D'ENTRAINEMENT PAR SEMAINE (GRIS) ET LES SEANCES DE PRISE DE MESURES (BLANC). L : LUNDI ; M : MERCREDI ; V : VENDREDI.....	34
FIGURE 13: PETIT ET GRAND MODELE DE SLACKLINE.	34
FIGURE 14: ENTRAINEMENT DE SLACKLINE DANS LA CHAMBRE HYPOXIQUE. SUJET DU GROUPE SLN.	35
FIGURE 15: POSITION DES PIEDS AVEC LES CALES.....	36
FIGURE 16: STABILOMETRIE SUR PATEFORME DE FORCE, EN MILIEU HYPOXIQUE.....	37
FIGURE 17: INTERET DU LFS. RELATION DE LA LONGUEUR DE DEPLACEMENT ET DE LA SURFACE.	40
FIGURE 18: DROITES DE REGRESSION ET DESCRIPTION DES VALEURS MEASUREES PAR SDA.....	41
FIGURE 19: BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE CDPVV AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YO.	51
FIGURE 20: BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE CDPXM AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YO.....	52
FIGURE 21: : BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE CDPYM AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YO.	53
FIGURE 22: : BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE CDPVV AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YF.....	55
FIGURE 23: : BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE CDPX AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION DT.	57
FIGURE 24: : BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE CDPXM AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION DT.	58

FIGURE 25: : BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE LFS AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION DT.	59
FIGURE 26: REPRESENTATION GRAPHIQUE DES PARAMETRES SDA EN CONDITION YO, ENVIRONNEMENT NORMOXIQUE.	61
FIGURE 27: BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE DLX AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YO, EN NORMOXIE.	61
FIGURE 28: : REPRESENTATION GRAPHIQUE DES PARAMETRES SDA EN CONDITION YO, ENVIRONNEMENT HYPOXIQUE.	62
FIGURE 29: BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE DLX AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YO, EN HYPOXIE.	62
FIGURE 30: REPRESENTATION GRAPHIQUE DES PARAMETRES SDA EN CONDITION YF, ENVIRONNEMENT NORMOXIQUE.	63
FIGURE 31: BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE RCY AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YF, EN NORMOXIE.	63
FIGURE 32: REPRESENTATION GRAPHIQUE DES PARAMETRES SDA EN CONDITION YF, ENVIRONNEMENT HYPOXIQUE.	64
FIGURE 33: : BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE RCY AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION YF, EN HYPOXIE.	64
FIGURE 34: REPRESENTATION GRAPHIQUE DES PARAMETRES SDA EN CONDITION DT, ENVIRONNEMENT HYPOXIQUE.	65
FIGURE 35: BARPLOT DES MOYENNES ET SEM DE LA VARIABLE DLY AU COURS DU TEMPS, EN CONDITION DT, EN HYPOXIE.	65
FIGURE 36: BARPLOT DE L'EVOLUTION DES QUOTIENTS DE ROMBERG. MESURES PRISES EN NORMXIE (GAUCHE), EN HYPOXIE (DROITE).....	66
FIGURE 37: POSITION DES PIEDS SUR LA PLATEFORME POSTUROGRAPHIQUE. REPRESENTATION DU POINT D'EQUILIBRE STANDARD "NORMAL".	68

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1: SYNTHÈSE DES EMPLACEMENTS, TYPES ET INFORMATIONS TRANSMISES PAR LES DIFFÉRENTS PROPRIOPTEURS.....	20
TABLEAU 2: CONTRIBUTION SENSORIELLE ET MOTRICE AU MAINTIEN DE L'ÉQUILIBRE.....	22
TABLEAU 3: VALEURS NORMALES DU QUOTIENT DE ROMBERG SELON LES NORMES 85. LES LIMITES DE LA NORMALITÉ SONT DÉFINIES AVEC UNE VALEUR DE PROBABILITÉ $P < 0.05$	42
TABLEAU 4: EFFETS SIGNIFICATIFS PAR ANOVA EN CONDITION YO: TEMPS X GROUPE X ENVIRONNEMENT	44
TABLEAU 5: EFFETS SIGNIFICATIFS PAR ANOVA EN CONDITION YF: TEMPS X GROUPE X ENVIRONNEMENT.....	45
TABLEAU 6: EFFETS SIGNIFICATIFS PAR ANOVA EN CONDITION DT: TEMPS X GROUPE X ENVIRONNEMENT	46
TABLEAU 7: EFFETS SIGNIFICATIFS PAR ANOVA EN ENVIRONNEMENT NORMOXIQUE: TEMPS X GROUPE X CONDITION	47
TABLEAU 8: : EFFETS SIGNIFICATIFS PAR ANOVA EN ENVIRONNEMENT HYPOXIQUE: TEMPS X GROUPE X CONDITION.....	48
TABLEAU 9: MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES (SD) RELATIFS AUX VALEURS STANDARDS DU STATOKINESIGRAMME, EN CONDITION YO.....	50
TABLEAU 10: : MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES (SD) RELATIFS AUX VALEURS STANDARDS DU STATOKINESIGRAMME, EN CONDITION YF.....	54
TABLEAU 11: : MOYENNES ET ÉCARTS-TYPES (SD) RELATIFS AUX VALEURS STANDARDS DU STATOKINESIGRAMME, EN CONDITION DT.....	56

Table des matières

1. Introduction.....	13
1.1. La slackline	13
1.1.1. Histoire et concept.....	13
1.1.2. Un travail d'équilibre.....	14
1.1.3. De meilleures performances sportives	14
1.2. La posturologie	16
1.2.1. Définition	16
1.2.2. Facteurs de régulation neurophysiologique de l'équilibre postural.....	17
1.2.3. Equilibre et stabilité posturale.....	23
1.2.4. Mesures de la stabilité posturale.....	25
1.3. L'hypoxie	28
1.3.1. Définition	28
1.3.2. Réponses physiologiques à l'hypoxie.....	29
1.3.3. Hypoxie et équilibre.....	30
1.3.4. Entraînement d'équilibre en hypoxie	31
1.4. Intérêt de l'étude et hypothèses.....	32
2. Méthode.....	33
2.1. Sujets.....	33
2.2. Protocole expérimental et tests.....	34
2.2.1. Design expérimental	34
2.2.2. Tests	36
2.3. Collecte et analyse des données	39
2.3.1. Effets étudiés	39
2.3.2. Analyse standard des paramètres du statokinésigramme.....	39
2.3.3. Analyse avancée avec SDA.....	41
2.3.4. Analyse du contrôle visuel : Quotient de Romberg	42
2.3.5. Analyse statistique.....	42
3. Résultats.....	44
3.1. Posturologie et stabilométrie	44
3.1.1. Effets : Temps x Groupe x Environnement (à condition constante).....	44
3.1.2. Effets : Temps x Groupe x Condition (à environnement constant)	47
3.1.3. Statokinésigramme	49
3.1.4. SDA.....	60
3.2. Importance du système visuel : Quotient de Romberg	66

4. Discussion	67
4.1. Effets d'un entraînement de slackline en hypoxie sur le système postural	67
4.1.1. <i>La stabilité et le contrôle postural</i>	67
4.1.2. <i>Sur le contrôle visuel</i>	71
4.1.3. <i>Sur le contrôle de l'attention</i>	72
4.2. Importance des conditions méthodologiques	74
4.3. Limites	75
4.4. Perspectives et forces du travail	76
5. Conclusion	77
6. Références	78
6.1. Articles scientifiques	78
6.2. Bibliographie	83
6.3. Journaux.....	83
6.4. Sites web.....	83
6.5. Support de cours	83
7. Annexes	84
7.1. Affiche de recrutement.....	84
7.2. Informations aux participants.....	85
7.3. Plan expérimental.....	89
7.4. Extrait du script : Analyse statistique sur R.....	92
7.5. Résultats (tableaux et figures)	96

1. Introduction

Avons-nous besoins de rappeler l'importance de la stabilité et de l'équilibre postural dans nos activités de la vie de tous les jours ? En effet, il est essentiel de maintenir une bonne posture et avoir un bon équilibre permettant ainsi de limiter les instabilités posturales causant des troubles fonctionnels ou augmentant le risque de blessures et de chutes par exemple.

Faire de la slackline en hypoxie ? Oui, faire de la slackline demande une grande capacité d'équilibre et de contrôle postural. Et quel est le rôle de l'hypoxie dans tout ça ? C'est ce que nous allons tenter d'expliquer.

Dans un premier temps, il s'agira de s'intéresser à la pratique de la slackline. Ensuite, nous nous pencherons sur la posturologie et certains de ses constituants. Pour finir, nous aborderons la question de l'hypoxie.

1.1. La slackline

1.1.1. Histoire et concept

La pratique de la slackline est née dans les années 1960 en Californie. Des grimpeurs se sont adonnés à cette activité en essayant de marcher en équilibre sur leurs cordes accrochées à quelques centimètres du sol, lorsque les conditions météorologiques ne leur permettaient pas de grimper. La pratique de la slackline s'est beaucoup développée ces dernières années. Elle est devenue une activité permettant d'exercer son équilibre dans un objectif de rééducation, un sport de loisir, et même un sport de l'extrême. Aujourd'hui elle se pratique dans les parcs, à la plage, à la montagne entre deux vallées, sur l'eau, en salle d'entraînement, en clinique, etc. Il existe ainsi différents types de dénomination de la pratique de slackline selon son utilisation : highline (accrochée à grandes hauteurs), jumpline (plus tendue permettant de faire des sauts et des acrobaties), waterline (accrochée au-dessus de l'eau) et la trickline (slackline à usage classique), (Fink, 2009).



Figure 1: L'alpiniste suisse de l'extrême, Stephan Siegrist pratiquant de la highline en montagne.

1.1.2. Un travail d'équilibre

L'essor de la slackline ces dernières années s'accompagne de plusieurs investigations scientifiques récentes sur les effets d'un entraînement de ce type. Plusieurs études ont ainsi montré que la slackline permet d'améliorer le contrôle postural d'équilibre. L'entraînement de slackline tend à réduire les oscillations du corps, l'amplitude des mouvements articulaires des membres postérieurs et à développer un meilleur contrôle et équilibre postural. Ces effets seraient d'avantage marqués dans l'axe médio-latéral, de par les mouvements oscillatoires de la slackline se faisant que dans un seul axe (Pfusterschmied et al., 2013). Keller et al. (2012) rapportent que la slackline induit des adaptations neuromusculaires, telles qu'une diminution de l'activation du réflexe H. Cette diminution du réflexe H témoigne d'une moindre excitabilité des fibres sensorielles afférentes de type Ia sur les motoneurones α permettant d'atténuer les mouvements de déséquilibre (Keller et al., 2012). Keller et al. (2012) suggèrent que les oscillations involontaires et incontrôlées semblent être dues à la diminution des réflexes d'étirement du *soleus* lorsque la slackline oscille rapidement d'un côté à l'autre. La diminution de ce réflexe va permettre au corps de mieux se stabiliser avec des amplitudes de mouvements plus importants. Cela peut paraître contradictoire car maintenir son corps en équilibre demanderait une régulation fine, mais les mouvements plus amples effectués sur la slackline peuvent indiquer un relâchement des muscles agonistes tels que le *soleus* et le *gastrocnemius* permettant ainsi de minimiser les tensions musculo-articulaires (Donath et al., 2013). On parle ainsi de modulation du réflexe par inhibition réciproque (Crone et al., 1987 ; Zehr, 2002) : une diminution relative de l'activité des motoneurones des muscles agonistes avec une augmentation de l'activité des motoneurones des muscles antagonistes. Ainsi, un corps relâché, avec des tensions moindres, a pour conséquence d'induire une meilleure gestion de l'équilibre (et du déséquilibre) sur la slackline, entraînant une amélioration de la stabilité posturale.

1.1.3. De meilleures performances sportives

L'intérêt d'un entraînement de slackline est en fait multifactoriel. On peut imaginer que ce type d'exercice se contente d'améliorer le contrôle postural, mais il va au-delà de ça. En effet, tenir en équilibre sur une slackline sollicite de nombreux facteurs de régulation du système postural. Une personne mal voyante (sans afférences visuelles) n'aura pas *de facto* une mauvaise gestion de l'équilibre parce qu'une des afférences sensorielles est défaillante. Le

corps va compenser ce défaut d'information visuelle par une augmentation de la sensibilité d'autres facteurs régulateurs (proprioception, ouïe, etc.) (Gagey et Weber, 2004 ; Paillard, 2016).

L'idée que l'entraînement de slackline est multifactoriel suit ce même principe. En venant stimuler différents régulateurs du contrôle postural, tels que les systèmes proprioceptif et visuel, on peut imaginer que la gestion de l'équilibre dans son ensemble sera améliorée ainsi que la stabilité posturale.

Granacher et al. (2010) suggèrent qu'un entraînement de slackline induit une amélioration de la force neuromusculaire, pouvant être liée à la diminution du réflexe H par la réduction de l'activité du réflexe d'inhibition, mentionné plus haut. En plus de ces adaptations physiologiques, il semblerait que la pratique de la slackline ait des effets sur le système cognitif et plus particulièrement sur la concentration. Faire de la slackline, notamment de la highline, permettrait même d'atteindre un « état de flow », cette situation dans laquelle l'individu est plongé dans un état de concentration optimale et totalement focalisé sur la tâche qu'il a à accomplir (Ignasse, 2016).

Transférabilité des compétences acquises

La question de transférabilité des adaptations acquises par la pratique d'un entraînement de slackline fait encore débat. Bien que certaines études suggèrent que les compétences acquises en slackline ne sont pas transférables dans d'autres activités (Donath et al., 2016), d'autres études rapportent que les adaptations induites par un entraînement de slackline ainsi que les techniques de contrôle postural semblent être transférables (Beck et al, 2007 ; Granacher et al., 2006, Granacher et al., 2010 ; Taube et al., 2007). L'entraînement de slackline semble ainsi être un moyen intéressant de développer son équilibre postural et ses constituants.

1.2. La posturologie

1.2.1. Définition

La posturologie est une discipline s'intéressant à la position qu'adopte l'homme dans l'espace, plus précisément son équilibre, sa stature, sa stabilité mais également son aplomb (Lavier J, 2017). Elle revêt ainsi non seulement un aspect statique, mais aussi un aspect dynamique.

Le corps humain étant constamment mis à contribution par de nombreuses contraintes internes et externes, le contrôle postural devient alors un processus permanent de régulation et de recalibrage de l'équilibre nécessitant l'intervention de nombreux facteurs (Paillard, 2011). A l'origine de ce processus, les différents capteurs posturaux, appelés également voies afférentes (système vestibulaire, système visuel et système proprioceptif tels que les capteurs cutanés et autres mécanorécepteurs), transmettent ensuite les informations aux centres neurologiques, composés du système nerveux central (SNC). Ces centres neurologiques décodent les informations perçues par les capteurs et établissent un signal d'ordre qu'ils envoient aux effecteurs, les muscles principalement mais aussi la motricité holocinétique (voies motrices globales), afin de mettre en place une réponse adaptée aux contraintes subies par le corps. L'interaction des différents *inputs* vestibulaires, somato-sensoriels et tout particulièrement visuels joue donc un rôle majeur dans le maintien de la posture (Kotecha et al., 2012). C'est un processus constant d'ajustement régulé par des *feedbacks* rétroactifs (Figure 2).

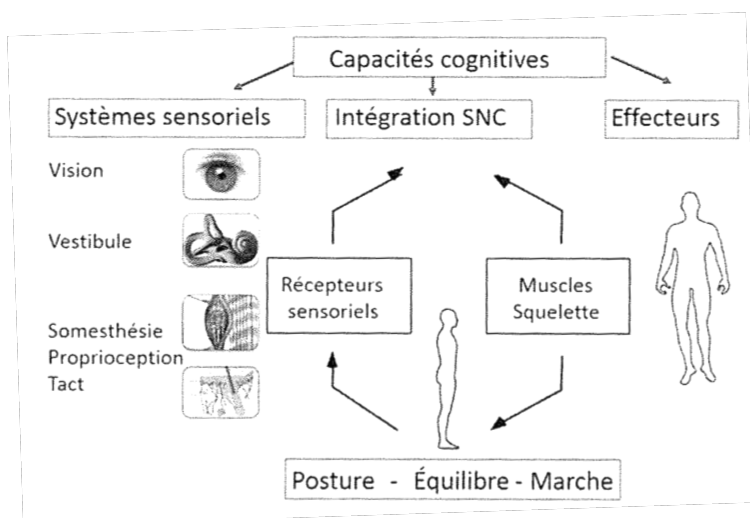


Figure 2: Contrôle postural. Figure tirée du livre de Paillard (2016).

Un déséquilibre postural peut être observé en cas de non synchronisation des facteurs et capteurs cités ci-dessus (voies afférentes, centres neurologiques, voies efférentes), mais différents traumatismes peuvent aussi conduire à un déséquilibre, tout comme la fatigue qui a pour effet de réduire la force maximale qu'un muscle peut produire (Simoneau et al., 2006). De nombreux troubles tels que douleurs, troubles fonctionnels (tendinites, fibromyalgies, scoliozes, arthroses) et une diminution de la capacité de performance peuvent être observés en cas de déséquilibre postural (Harrison et al., 1999) et le risque de blessure est plus élevé en cas de déséquilibre (Oyarzo et al., 2014).

1.2.2. Facteurs de régulation neurophysiologique de l'équilibre postural

Système visuel

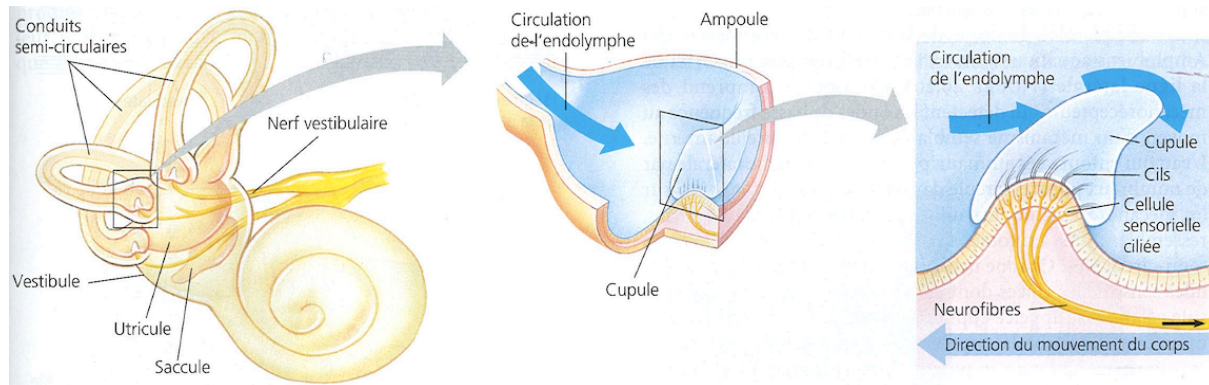
Le système visuel est l'ensemble des organes participant à la perception visuelle, tel que l'œil, en particulier la rétine et le nerf optique. Il est d'ailleurs le seul système sensoriel à être directement connecté, via le nerf optique, au système nerveux central dû à la nécessité de traiter rapidement l'information visuelle.

Les yeux sont constitués d'une composante optique qui focalise l'image visuelle sur les récepteurs de l'œil, et d'une composante nerveuse qui transforme l'image visuelle en un profil de décharge neuronale. Les yeux captent l'information lumineuse grâce aux cellules photoréceptrices situées sur la rétine : les bâtonnets et les cônes (Campbell et al., 2004). Ce flux d'information est analysé puis intégré par le système cortical permettant d'identifier et localiser des objets. L'analyse de ces informations nerveuses par le SNC permet à l'homme de s'orienter dans l'espace en donnant des repères visuels de verticalité (Mataar, 2013).

Lors du contrôle postural, la vision permet de réduire les oscillations du centre de masse (CdM) en position orthostatique (Le Goïc, 2013). Comme énoncé précédemment, pour avoir une bonne stabilité et un bon équilibre, le corps doit être relâché pour enlever les tensions musculo-articulaires qui empêchent une bonne régulation de l'équilibre. Selon Collins et De Luca (1995), l'information visuelle permet de diminuer la raideur du système musculo-squelettique et ainsi engendrer une meilleure stabilisation.

Système vestibulaire

L'appareil vestibulaire est composé de trois structures : l'utricule et le saccule (se trouvant tous les deux dans le vestibule) et trois conduits (ou canaux) semi-circulaires (Figure 3). Le système vestibulaire permet au corps de percevoir sa position et son équilibre grâce à des cellules spécialisées (Campbell, 2004).



Dans l'ensemble de ces structures se trouvent des cellules sensorielles ciliées qui transmettent (via des neurotransmetteurs et activation des terminaisons neuronales) les informations de mouvement et de position à travers le nerf vestibulaire jusqu'au tronc cérébral (Vander et al., 1995). Ces cellules sont regroupées en amas dans l'ampoule, un renflement situé à la base de chacun des canaux semi-circulaires. Les cils sont couverts d'une masse gélatineuse appelée cupule. Cette substance est composée de nombreuses petites particules, les otholites ou statoconies (Campbell, 2004).

Ainsi, lorsque la tête bouge, l'endolymphe (présente dans les trois structures du système vestibulaire) est « freinée » par l'inertie du mouvement de telle sorte que ce liquide va appuyer sur la cupule. L'inflexion de cette dernière induit le fléchissement des cellules ciliées et la stimulation des cellules réceptrices (Vander et al., 1995).

Si le mouvement se poursuit à une vitesse constante, l'endolymphe tend à se déplacer à la même vitesse que le reste du corps, et les cils des cellules reprennent leur position de repos petit à petit. De ce fait, la stimulation des cellules ciliées a lieu uniquement au cours des « changements de la vitesse de déplacement », c'est-à-dire lorsque la tête subit un mouvement d'accélération ou de décélération (Vander et al., 1995).

A savoir que les canaux semi-circulaires membraneux détectent l'accélération angulaire lorsque la tête bouge selon trois axes (antérieur, postérieur, latéral). L'utricule réagit aux accélérations dans le plan horizontal et le saccule réagit aux mouvements verticaux, et ce toujours par le biais des récepteurs de l'équilibre.

L'information vestibulaire étant intégrée à l'information proprioceptive en provenance des articulations, des tendons et de la peau, elles élaborent ainsi le sens de la posture et du mouvement (Vander et al., 1995). Cette information participe ainsi plus ou moins directement aux mécanismes de réflexes qui interviennent dans le maintien de la position debout.

Pour étudier la contribution des informations vestibulaires dans le maintien de la posture, il n'est pas possible de bloquer les voies afférentes de ce système, contrairement au système visuel (en fermant les yeux). Cependant, il est toutefois possible d'étudier le rôle du système vestibulaire chez des sujets vestibulo-lésés.

Système proprioceptif

La proprioception résulte des informations sensorielles fournies par des terminaisons nerveuses spécialisées que l'on appelle mécanorécepteurs (récepteurs sensibles aux déformations mécaniques). Les mécanorécepteurs impliqués dans la proprioception et les sensations associées sont dénommés propriocepteurs (Paillard, 2016). Ces propriocepteurs peuvent être localisés dans le muscle, le tendon, les articulations, les fascias, ou encore au niveau de la peau (Rothwell, 1994). Le tableau ci-dessous (Tableau 1) propose une synthèse des emplacements, type de propriocepteurs impliqués et les informations transmises par ces derniers.

TABLEAU 2 Les propriocepteurs du corps humain. D'après Roijizon et coll., 2015		
Emplacement	Type	Informations fournies
Unité musculo-tendineuse	Fuseaux neuromusculaires	Longueur du muscle Vitesse de variation de longueur du muscle
Articulation (capsule articulaire, ligaments)	Organes tendineux de Golgi	Tension musculaire active
	Corpuscules de Ruffini	Tension et compression lors du mouvement
	Corpuscules de Pacini Corpuscules de Golgi-Mazzoni	
Fascia	Corpuscules de Ruffini Corpuscules de Pacini	Tension et compression lors du mouvement
Peau	Corpuscules de Ruffini Corpuscules de Pacini Disques de Merkel Corpuscules de Meissner	Tension et compression lors du mouvement Déformation du tissu superficiel, étirement ou compression lors du mouvement

Tableau 1: Synthèse des emplacements, types et informations transmises par les différents propriocepteurs. Tableau tiré du livre de Paillard (2016).

Au niveau du contrôle postural, on différencie ainsi les propriocepteurs, les récepteurs articulaires et les récepteurs cutanés.

La fonction élémentaire des **propriocepteurs** est de fournir des feedbacks au SNC quant à l'état du système (Paillard, 2016). Les propriocepteurs comprennent les fuseaux neuromusculaires (FNM) et les organes tendineux de Golgi (OTG). Les FNM sont situés dans les fibres des muscles squelettiques. Au sein de ces FNM se trouvent les fibres nerveuses afférentes de type Ia et II. Ces fuseaux fournissent l'information sur l'état de longueur du muscle et les variations de longueur (Paillard, 2016 ; Proske, 1997). Différentes études (Gordon et Ghez, 1991 ; Proske et Gandevia, 2012) rapportent que les FNM sont les propriocepteurs les plus importants, car ils présentent une grande sensibilité et parce que leur densité varie selon les groupes musculaires. Ces faits illustrent une adéquation avec les différentes demandes fonctionnelles selon les parties du corps (Paillard, 2016). Les OTG sont situés au niveau de la jonction myotendineuse et sont décrits comme étant placés en série par rapport aux fibres musculaires (Paillard, 2016). Ils sont composés d'une seule connexion afférente Ib et sont dépourvus de fibres efférentes (Pearson et Gordon, 2000). Les OTG (récepteurs plus simples que les FNM) fournissent l'information sur la quantité de tension présente au sein du muscle et c'est la force exercée au niveau de la jonction myotendineuse qui va activer les OTG (Paillard, 2016). Ainsi, lorsque les attaches du tissu conjonctif d'un muscle sont étirées (par étirement ou par contraction musculaire), les fibres de collagène sont étirées et activent les afférences Ib (Paillard, 2016).

Les **récepteurs articulaires** sont composés de mécanorécepteurs (corpuscules de Ruffini et de Pacini) et d'OTG. Ces récepteurs renseignent notamment sur la position et les mouvements articulaires, sur la vitesse angulaire ainsi que sur la pression intra-articulaire.

Quant aux **récepteurs cutanés**, on en distingue de quatre types : les disques de Merkel, les corpuscules de Meissner, de Ruffini et de Pacini (Paillard, 2016 ; Vander et al., 1995). Ils sont situés dans les différentes couches de la peau (Figure 4).

- Les disques de Merkel renseignent sur la pression verticale locale, mais ne sont pas sensibles à l'étirement latéral de la peau (Paillard, 2016).
- Les corpuscules de Meissner sont sensibles au toucher, aux pressions et aux déformations dynamiques de la peau.
- Les corpuscules de Ruffini sont sensibles et renseignent sur l'étirement de la peau.
- Les corpuscules de Pacini sont sensibles aux déformations de la peau, à des pressions plus profondes.

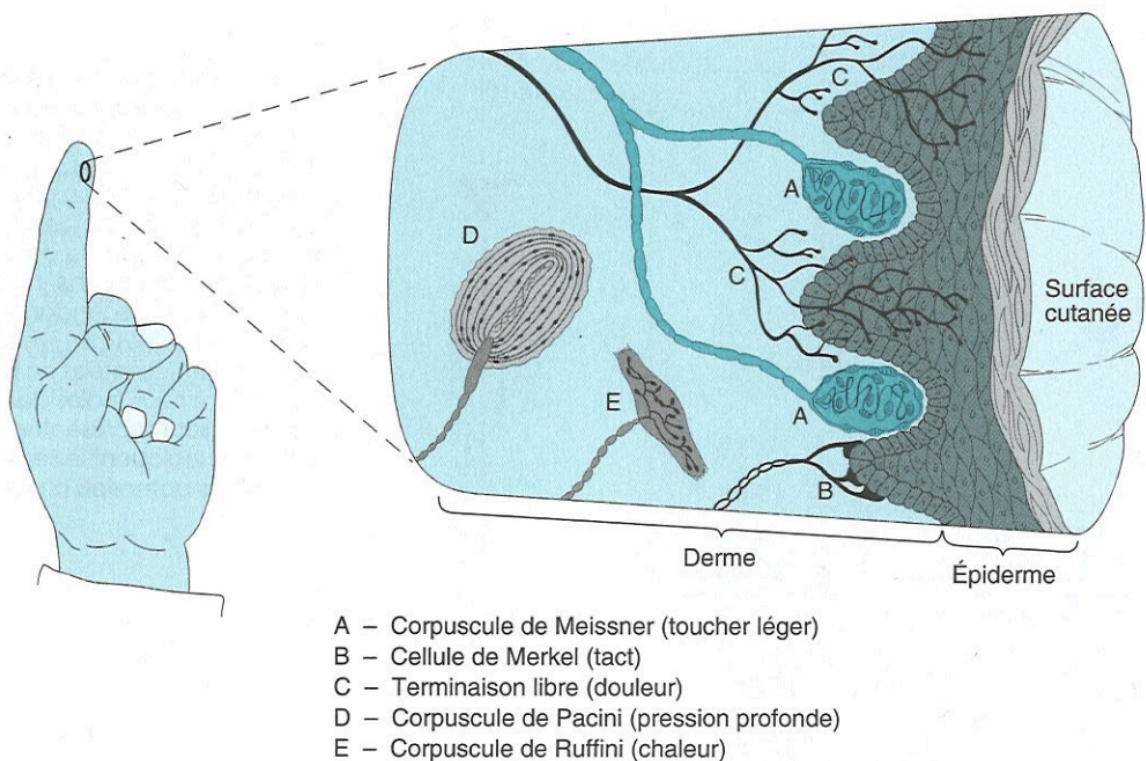


Figure 4: Les récepteurs cutanés et leur emplacement. Figure tirée de livre de Vander et al. (1995).

L'ensemble de ces capteurs vont ainsi permettre de réguler l'angulation entre les différents segments du corps et de rendre compte du schéma corporel adopté (Mataar, 2013).

Le système proprioceptif dans son ensemble joue alors un rôle important dans le contrôle postural et dans l'équilibre. Dans le cas de la slackline et dans la station debout en général, le pied est l'organe sensoriel primaire dans le maintien de l'équilibre. Il est le point de contact avec l'environnement externe, le sol ou la sangle de la slackline dans notre cas. Grâce aux multiples nerfs qui innervent la voute plantaire (Figure 5), le pied informe le SNC sur l'état de la zone d'appui, sur les caractéristiques des forces de réaction s'exerçant sur cette zone. Une étude menée par Meyer et al. (2004) suggère que les *feedbacks* des récepteurs sensoriels du pied jouent un rôle important dans l'équilibre en condition yeux fermés (YF), mais ils sembleraient que leur rôle soit moindre en condition yeux ouverts (YO).

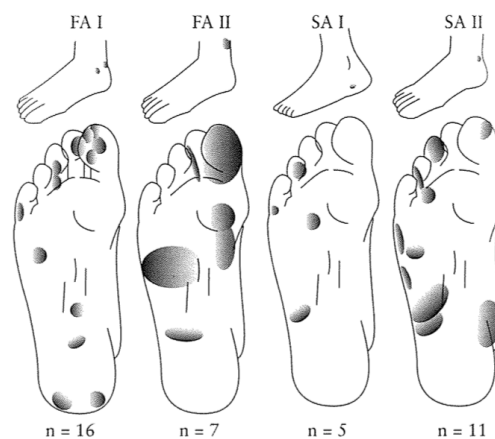


FIGURE 2. Distribution et localisation des afférences cutanées dorsale et plantaire. Les emplacements et la taille du champ récepteur représentatif sont illustrés. FAI ou FAII : fibres à adaptation rapide-type I ou II ; SAI et SAII : fibres à adaptation lente types I et II (Inglis et coll., 2002).

Figure 5: Distribution et localisation des afférences cutanées. Figure tirée du livre de Paillard (2016).

TABLEAU 1 Contribution sensorielle et motrice au maintien de l'équilibre (adapté de <i>Expertise collective, « Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées », Inserm, Institut thématique multiorganismes Santé publique Aviesan, 2014</i>).		
Systèmes sensoriels	Capteurs	Participation au maintien de l'équilibre
Visuel	Rétine Muscles oculomoteurs	Acuité visuelle Sensibilité aux contrastes Perception de la profondeur Perception des objets dans l'environnement Perception du mouvement dans l'environnement
Vestibulaire	Oreille interne	Orientation de la tête Perception du mouvement de la tête Stabilisation de la tête et du corps Stabilisation des images sur la rétine
Somesthésique (proprioception et toucher)	Muscles Tendons Articulations Peau	Orientation des segments corporels entre eux Perception de la position des articulations Perception du mouvement du corps Perception du contact avec le sol Sensibilité tactile
Systèmes effecteurs	Effecteurs	Participation au maintien de l'équilibre
Système musculo-squelettique	Commandes motrices Muscles Os	Temps de réaction Force musculaire Vitesse de contraction des muscles Synergies musculaires (activation d'un groupe de muscles) Densité osseuse (conséquences sur la gravité des chutes) Résistance mécanique

Tableau 2: Contribution sensorielle et motrice au maintien de l'équilibre. Tableau tiré du livre de Paillard (2016).

1.2.3. Equilibre et stabilité posturale

« L'homme debout n'est jamais en équilibre, dans la mesure où le verbe être désigne un état. En effet l'équilibre se définit comme deux forces alignées, égales et de sens contraire. Or cette situation des résultantes des forces qui agissent sur le corps de l'homme n'est jamais acquise. L'homme court sans cesse après son équilibre ; ce faisant il manifeste cette propriété des corps qui tendent à revenir vers leur position d'équilibre lorsqu'ils en sont écartés et qu'on appelle la stabilité » (Gagey et Weber, 2004). Or en physiologie, au moment nul de ces forces, cet état d'équilibre n'est pratiquement jamais obtenu. Plutôt que de parler de stabilité, ces mêmes auteurs suggèrent d'utiliser le terme d'activité de « stabilisation ».

Chez l'homme, le contrôle postural se fait de manière volontaire et une personne se trouve en situation d'équilibre lorsque la projection verticale de son centre de gravité (CdG) se situe à l'intérieur du « polygone de sustentation » correspondant à l'enveloppe de sa surface d'appui (Amblard, 1996), illustré dans la figure ci-dessous (Figure 5). Cette stabilisation est efficace tant que le CdG reste aligné sur le CdP et que la projection du CdG ne dépasse pas les limites du polygone de sustentation.



Figure 6: Variation du polygone de sustentation en fonction de la position des pieds.

Source:http://www.memoireonline.com/06/10/3560/m_Effet-de-la-pratique-de-hand-ball-chez-les-jeunes-handballeuses-du-niveau-regional11.html

Dans son étude, Amblard (1998) définit différentes stratégies (ou tactiques) de contrôle postural en situation statique ou quasi-dynamique. Le système postural apparaît comme un système pluri-articulaire, permettant de maintenir l'équilibre au mieux. Il a pour but de stabiliser la posture et d'effectuer des mouvements de correction nécessaires à la stabilisation (Amblard, 1998). Ainsi, les stratégies proposées sont pluri-articulaires. Dans son étude, il distingue quatre stratégies : la stratégie de cheville, de hanche, verticale et du pas en

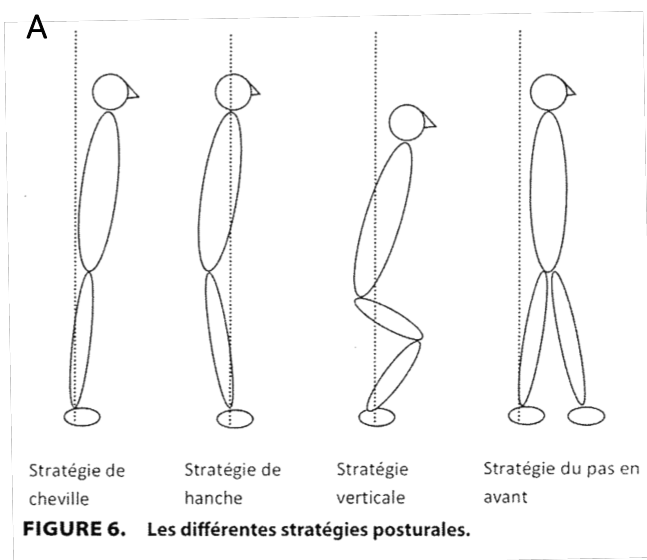


FIGURE 6. Les différentes stratégies posturales.

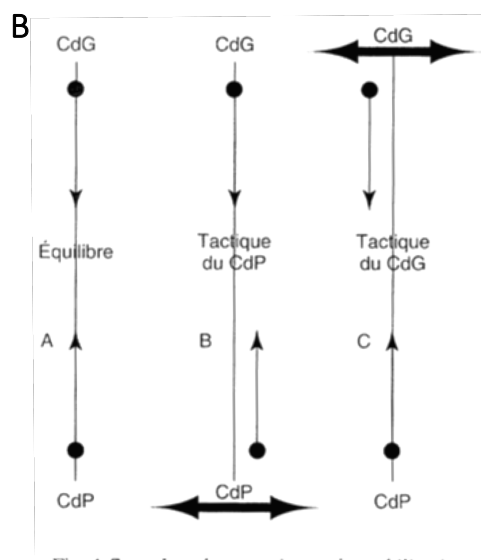


Fig. 1-7. — Les deux tactiques de stabilisation. La stabilité du sujet érigé au repos (schématisé de profil) est maintenue lorsque le centre de pression et le centre de gravité sont alignés (A). La stabilisation est obtenue soit par le déplacement du centre de pression (tactique dite du pied) (B) soit par le déplacement du centre de gravité (tactique dite de hanche) (C) (D'après Gagey et al., 2003.)

Figure 7: Les différentes stratégies posturales. (A) Stratégies de cheville, de hanche, verticale et du pas en avant ou en arrière, proposé par Amblard (1998). (B) Stratégies de cheville et de hanche illustrées par les déplacements de CdP et de CdG. La figure A est tiré du livre de Paillard (2016) et la figure B est tirée du livre de Gagey et Weber (2004).

avant ou en arrière (Figure 7, A et B). Dans le cas de la stratégie de cheville, disto-proximale, seule l'articulation de la cheville est impliquée. L'utilisation de cette tactique caractérise un bon état de santé du système de contrôle postural. Cette stratégie est la moins coûteuse en énergie. La stratégie de hanche est plus lente, moins fine et plus dispendieuse en énergie (Gagey et Weber, 2004). Les sujets ramènent leur CdM sur l'alignement du CdP (Figure 7, B) en déplaçant leur bassin autour de l'articulation coxo-fémorale (Gagey et Weber, 2004). La stratégie verticale consiste à abaisser son CdG pour que le contrôle de l'équilibre soit facilité (Amblard, 1998). Finalement, lorsque la déstabilisation est trop importante, la stratégie du pas en avant ou en arrière vient s'ajouter aux stratégies précédentes, pour venir agrandir son polygone de sustentation. Dans le cas de la pratique de slackline, l'amplitude des mouvements caractérisant chacune de ces stratégies est amplifiée par l'importante instabilité induite par la sangle.

A noter que dans l'étude de Winter et al., (1996), les auteurs suggèrent qu'en position bipodale avec les pieds l'un à côté de l'autre (et non alignés comme peuvent l'être sur une slackline), l'équilibre antéro-postérieur (AP) serait contrôlé par la tactique de cheville alors que l'équilibre médio-latéral (ML) serait contrôlé par celle de la hanche.

1.2.4. Mesures de la stabilité posturale

L'étude du contrôle postural consiste à analyser les mécanismes de régulation de l'équilibre. Il s'agit de mesurer les mouvements associés à la correction de la posture, en examinant les déplacements du centre de pression et les oscillations posturales (Amblard, 1998). Ces mesures sont effectuées à l'aide de plateformes de force munies de plusieurs capteurs permettant de mesurer l'évolution de la distribution du centre de pression au cours du temps (Mataar, 2013) (Figure 8). L'évolution du centre de pression reflète le comportement de régulation de l'équilibre et de stabilité de la personne placée sur la plateforme. Ces plateformes posturographiques examinent notamment l'influence de diverses entrées sensorielles telles que la vision et la proprioception sur l'aptitude d'un sujet à maintenir son équilibre (Mataar, 2013 ; Gagey et Weber, 2004). L'utilisation de ces outils permet de mesurer des variations d'oscillations posturales et ainsi évaluer indirectement le contrôle postural.

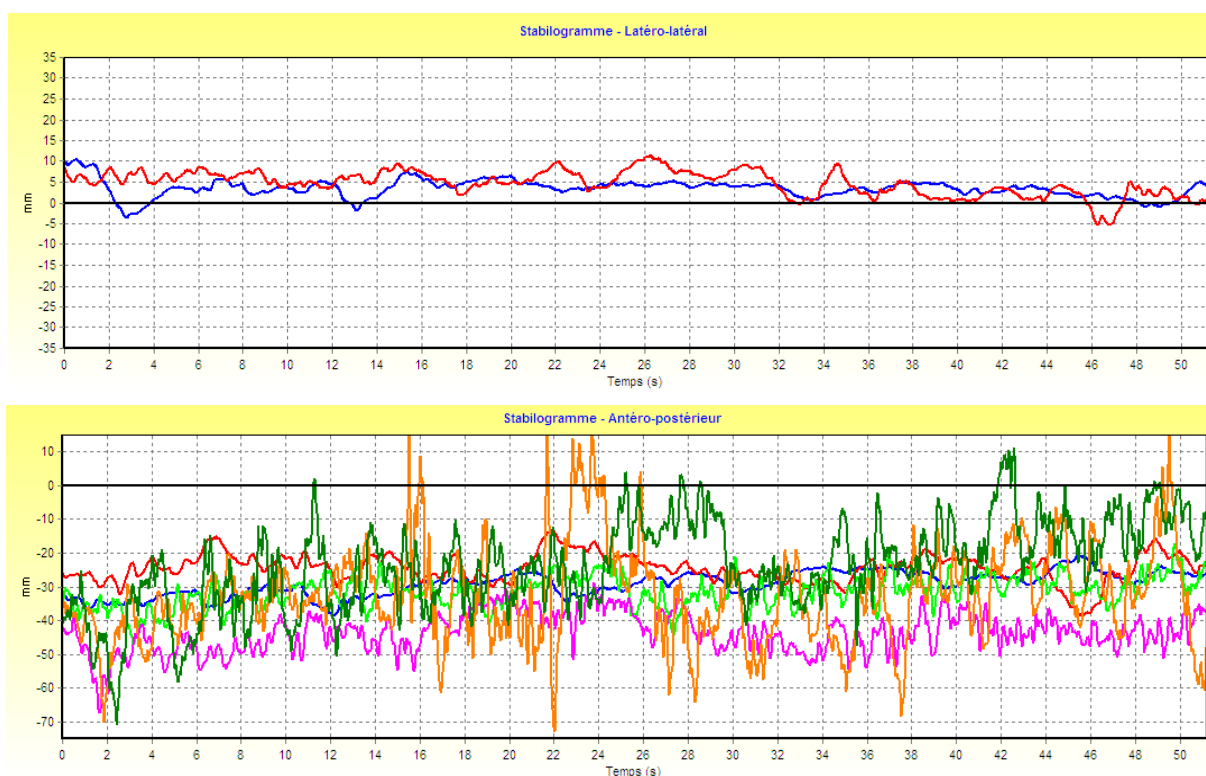


Figure 8: Evolution des déplacements du CdP sur l'axe médio-latéral (haut) et sur l'axe antéro-postérieur (bas).

Analyse standard : Statokinésigramme

Dans la plupart des recherches, l'étude du contrôle postural se cantonne à analyser les mesures standards réalisées sur une plateforme posturographique et le statokinésigramme (Figure 9) y faisant référence. Les principales variables analysées par ces études sont la surface de déplacement du centre de pression (CdPs), la longueur de déplacement en XY (CdPxy), la longueur de déplacement en X (CdPx), en Y (CdPy), la vitesse moyenne (CdPvm) et la variance de la vitesse (CdPvv). Dans cette étude, trois autres variables sont analysées : la position moyenne du CdP en X (CdPxm), en Y (CdPym) et la longueur de déplacement en fonction de la surface (LFS). Ces variables seront expliquées dans la méthodologie.

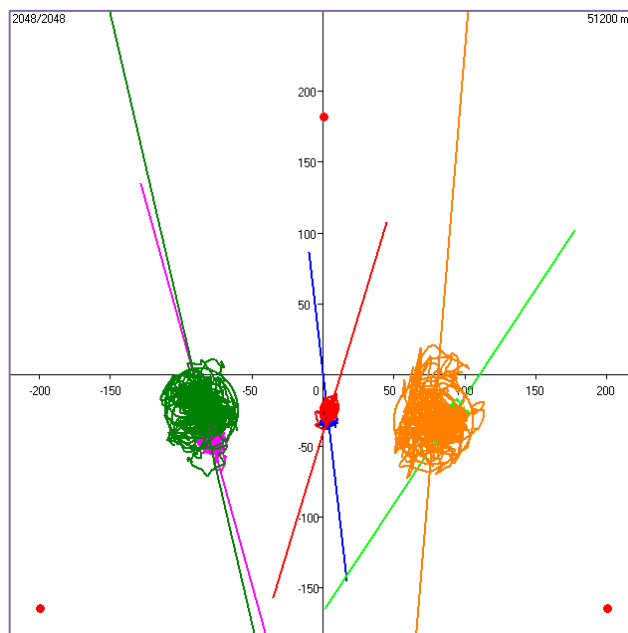


Figure 9: Statokinésigramme. Représentation graphique des déplacements du centre de pression. Chaque couleur indique correspond à un examen.

Analyse complexe : SDA

Une analyse plus complexe de la posture est possible en utilisant une nouvelle méthode de calcul utilisant un algorithme développé par Collins et Stamp (1997) codé via le logiciel MATLAB : le Stabigram Diffusion Analyses (SDA). Aujourd'hui, cet algorithme s'exécute également avec le logiciel Python (utilisé dans ce travail). Ce modèle apporte une analyse plus sensible du contrôle postural qu'une analyse standard des paramètres du statokinésigramme. Il permet d'étudier l'aspect dynamique de la régulation posturale et est basé sur l'hypothèse que le contrôle postural suit un processus stochastique, selon un mouvement Brownien fractionné (Collins et De Luca, 1993). L'interprétation du SDA offre plus d'information quant à

la nature du processus de contrôle des déplacements du CdP (Degache et al., 2014). Il permet de refléter l'activité stochastique du mécanisme de contrôle postural en boucle ouverte et en boucle fermée, dans l'axe médio-latéral et antéro-postérieur.

Collins et De Luca (1993, 1995) décrivent ce modèle comme étant corrélé au comportement dynamique des déplacements du CdP et permettant de déterminer la relation entre les mécanismes de régulation du contrôle postural à court terme (boucle ouverte) et à long terme (boucle fermée). Ils suggèrent dans leur étude que la région à court terme n'est pas directement reliée aux informations sensorielles alors que la région de contrôle à long terme, reflétant le contrôle en boucle fermée, s'effectue grâce aux *feedbacks* sensoriels (afférences). La transition entre les deux modes de contrôle se fait à partir du point critique : après un temps critique, à un déplacement moyen au carré critique R_c (T_c et R_c sont calculé par SDA). Au-delà de ce point, les oscillations posturales suivent une régulation en boucle fermée. Une explication plus détaillée du SDA sera décrite dans la méthodologie.

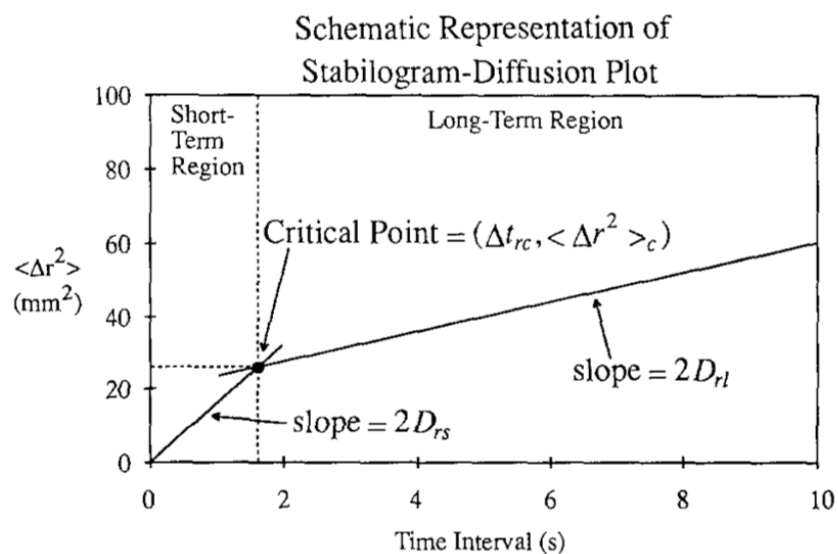


Figure 10: Représentation graphique des variables SDA. Figure tirée de l'article de Collins et De Luca (1993).

1.3. L'hypoxie

1.3.1. Définition

Au niveau de la mer, la pression barométrique (P_B) est de 760 mmHg et la pression partielle en oxygène (P_{iO_2}) est de 160 mmHg (Figure 11). On se trouve alors en condition normoxique normobare (NN). Lorsque l'altitude augmente, la P_B diminue ainsi que la P_{iO_2} . Cette relation s'explique par une loi de thermodynamique relative aux mélanges de gaz parfaits : la loi de Dalton (1) ou loi des pressions partielles. La loi de Dalton stipule que la pression d'un gaz faisant partie d'un mélange de gaz parfaits est égale à la somme des pressions partielles des gaz constituant ce mélange.

$$\text{Loi de Dalton : } P = \sum_i P_i \quad (1)$$

De cette loi en découle le corollaire suivant (2) : la pression partielle d'un gaz est égale à la pression totale multipliée par la fraction de ce gaz dans le mélange total.

$$P_{iO_2} = P_B \times 20.95\% \quad (2)$$

La concentration de l'air en oxygène (20.95%) restant constante quelle que soit l'altitude sur la surface de la terre, cette loi permet d'expliquer la raison pour laquelle la P_{iO_2} diminue avec la P_B . De plus, si on se réfère à l'étude de Conkin et Wessel (2008) qui tient compte du modèle EAA (Equivalent Air Altitude), la P_{iO_2} est également déterminée par l'équation suivante :

$$P_{iO_2} = F_{iO_2} \times (P_B - 47 \text{ Torr}) \quad (3)$$

où 47 Torr correspond à la pression partielle en H_2O à une température de 37°C et F_{iO_2} correspond à la fraction inspirée en oxygène. Dans cette même étude, les auteurs ont défini comme étant hypoxique un milieu où la P_{iO_2} est inférieure à la valeur normoxique de 150 mmHg, quelle que soit la combinaison de F_{iO_2} et P_B . De ces faits, les auteurs définissent les conditions suivantes :

- Hypoxie hypobarique (HH), en altitude réelle : $F_{iO_2} = 20.9\%$; $P_B < 760$ mmHg
- Hypoxie normobarique (HN), en altitude simulée : $F_{iO_2} < 20.9\%$; $P_B \approx 760$ mmHg

Actuellement, il est possible d'obtenir une condition HN de différentes façons en utilisant par exemple des filtres à oxygène et en rajoutant du N_2 (constituant principal de l'air sur terre). Ces systèmes permettent ainsi de changer la fraction en oxygène dans le volume d'air considéré, sans changer la P_B (c'est-à-dire sans changer d'altitude, rester au niveau de la mer).

Cette technique peut être confinée à des masques en silicone reliés par exemple à des machines de type AltiTrainer® restituant une fraction en oxygène moindre. L'utilisation de ces masques étant inconfortable selon le type d'activité pratiquée, il est aujourd'hui également possible de rendre hypoxique l'air d'une chambre entière. L'emploi de ces chambres permet ainsi de pallier cet effet limitant du port du masque lors de certaines activités physiques effectuées en HN, notamment lors d'études en sciences du sport.

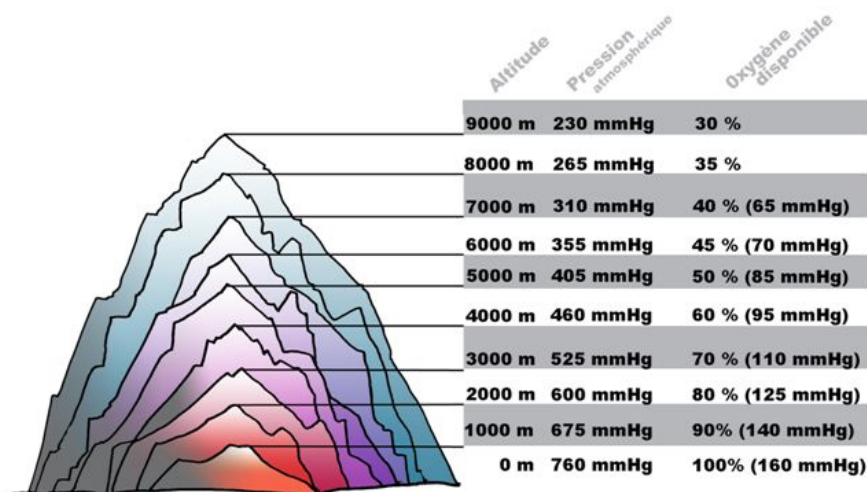


Figure 11: Pression atmosphérique et pourcentage d'oxygène disponible en fonction de l'altitude.

Source: <http://www.docteurcliv.com/guide-montagne/hypobarie.aspx>

Selon la durée de l'exposition à une situation d'hypoxie, on se trouve en :

- Hypoxie aiguë (minutes à heures)
- Hypoxie semi-aiguë (heures à jours)
- Hypoxie prolongée (semaines à mois)
- Hypoxie chronique (mois à années).

1.3.2. Réponses physiologiques à l'hypoxie

Les réponses physiologiques peuvent être différentes selon la durée d'exposition à l'altitude, réelle comme simulée. Certaines de ces réponses interviennent plus ou moins rapidement après l'exposition à une condition hypoxique. Les réponses dites aiguës apparaissent immédiatement ou après peu de temps, dans les heures ou dans les jours qui suivent le jour d'exposition. Cependant, certaines réponses tendent à apparaître plus tardivement après une ou deux semaines car les effets de l'hypoxie s'installent plus progressivement. Ce sont ici des réponses physiologiques induites par l'altitude, dites prolongées ou chroniques.

L'ensemble de ces effets peut également différer selon les variabilités individuelles (génétique, acclimatation, sexe, âge, etc.) ainsi que le niveau de l'altitude considérée. Ces réponses physiologiques à l'altitude sont largement documentées aujourd'hui.

Bien que plusieurs études comparent ces réponses en condition HH et HN relativement à une condition NN, certains effets restent encore débattus (Loeppky et al. 1997 ; Savourey et al., 2003 ; Degache et al., 2012). En effet, Savourey et al. (2003) relatent dans leur étude comparant les effets physiologiques dus à une hypoxie normobarique et hypobarique, que la réponse ventilatoire au repos est différente entre ces deux conditions. En HH, la fréquence respiratoire, $F_{ET}O_2$, $F_{ET}CO_2$ sont augmentés alors que la ventilation par minute est diminuée relativement à une condition HN. En comparaison à une situation NN, l'hypoxie induirait une augmentation de la ventilation, de la fréquence respiratoire ainsi que du débit cardiaque. L'hyperventilation relative va permettre de corriger la diminution de pression alvéolaire en CO_2 (P_ACO_2) en augmentant la pression alvéolaire en O_2 (P_AO_2). En effet, la diminution de la P_iO_2 due à l'altitude induit une baisse de la P_AO_2 provoquant une réduction de la diffusion alvéolo-capillaire et par effet de cascade, à une diminution de la pression artérielle en O_2 (P_aO_2). Pour pallier à ces effets, la ventilation augmente et la saturation artérielle en O_2 (S_aO_2) diminue (Edwards, 2003). Lors d'efforts soutenus, ces effets sont accentués car l'hyperventilation induit un travail (une demande en énergie et d'oxygène) des muscles respiratoires plus important.

1.3.3. Hypoxie et équilibre

En haute altitude, la stabilité posturale semble significativement détériorée. C'est ce que suggère Baumgartner et al. (2002) dans leur étude traitant du rôle de la maladie du mal aigu des montagnes sur l'instabilité posturale. Bien que Degache et al. (2012) suggèrent que l'instabilité posturale est plus influencée par le changement de pression barométrique que le changement de fraction en oxygène en soi, quelques études proposent une diminution de cette stabilité en hypoxie normobare (Cymerman et al., 2001; Hoshikawa et al., 2010; Nordahl et al., 1998 ; Holness et al., 1982), notamment dans l'axe antéro-postérieur (CdPy) dès 2'438m, en altitude réelle et simulée (Wagner et al., 2011). La durée totale des tests effectués par Wagner et al. (2011) dans leur étude étant inférieure à une heure, ils suggèrent que les effets de l'hypoxie sur l'équilibre semblent alors se développer rapidement.

Le SNC traite les intrants des différentes afférences sensorielles du système visuel, système vestibulaire et somatosensoriel pour maintenir l'équilibre postural. L'hypoxie ayant un impact négatif sur le fonctionnement du SNC, il induirait une diminution de l'équilibre et de la coordination neuromusculaire (Holness et al., 1982). Wagner et al., (2016) suggèrent que cette baisse de l'équilibre en hypoxie est principalement due à une déficience de la fonction visuelle, plutôt que vestibulaire ou somatosensorielle. Le système visuel semblerait être alors le facteur limitant pour maintenir l'équilibre en hypoxie par rapport aux deux autres systèmes sensoriels. D'ailleurs, Nordahl et al. (1998) avait déjà conclu dans leur étude que la vision était le premier sens à être altéré par l'hypoxie.

En résumé, l'hypoxie impacte négativement le fonctionnement du SNC car celui-ci est sensible à la diminution d'oxygénation des tissus. Ainsi, une diminution de l'équilibre peut être due aux perturbations du SNC. Parmi les différentes voies afférentes, le système visuel plus que le système vestibulaire et somatosensoriel semble être affecté par l'hypoxie. De ces faits, il en résulte une diminution de l'équilibre et de coordination neuromusculaire.

1.3.4. Entraînement d'équilibre en hypoxie

Dans un article présentant l'utilisation thérapeutique d'un entraînement en hypoxie, Millet et al. (2016) suggèrent que réaliser des exercices en hypoxie induirait un potentiel avantage supplémentaire pour la santé (hypertension, obésité, vieillissement), relativement à une condition normoxique. En effet, l'exercice est utilisé pour augmenter le stress métabolique induit par l'hypoxie globale et pour fournir des avantages au-delà de ceux réalisables par des modalités d'entraînement thérapeutique habituelles, en normoxie.

De nombreuses études montrent des performances améliorées lors d'un entraînement d'endurance ou de force en condition hypoxique (HH ou NH) comparativement à la condition normoxique. Mais qu'en est-il d'un effort de plus faible intensité, tel qu'un entraînement d'équilibre en NH sur une slackline ?

1.4. Intérêt de l'étude et hypothèses

Avoir une bonne stabilité et un bon équilibre est primordial du point de vue de la santé (risque de chute, douleurs articulaires, troubles fonctionnels, etc.), mais également au niveau des performances sportives (stabilité des appuis, risque de blessure, coordination neuromusculaire, capacité de concentration).

La pratique de la slackline est devenue de plus en plus populaire ces dernières années notamment par son aspect ludique et permettant d'effectuer un réel travail d'équilibre avec parfois d'impressionnantes performances (highline, jumpline, etc.).

Le rôle de l'hypoxie a été au centre de nombreuses études ces dernières années qui poussent à développer des stratégies d'entraînement utilisant des environnements hypoxiques.

L'intérêt de ce travail réside dans :

- l'éventuel potentiel d'amélioration supplémentaire que peut engendrer un entraînement en milieu hypoxique normobare (Millet et al., 2016) sur la stabilité posturale, et
- la diversité des domaines d'application selon l'objectif visé. Il existe d'ailleurs de plus en plus de centres de préparation physique ainsi que des hôpitaux faisant l'acquisition de chambres hypoxiques.

Cette étude a pour but d'observer l'effet d'un entraînement de slackline (effort de faible intensité) sur l'équilibre postural, puis d'étudier l'effet de l'hypoxie sur le contrôle postural. Actuellement, il n'existe pas d'étude à notre connaissance ayant démontré l'effet d'un entraînement de slackline, en condition hypoxique normobare.

Les hypothèses de cette étude sont :

- L'entraînement de slackline améliore l'équilibre postural (principalement les oscillations médio-latérales) (Pfusterschmied, 2013), et que
- cet effet est augmenté après un entraînement en condition hypoxique (Bärtsch et al. 2008 ; Lundby et al. 2009 ; Millet et al., 2010), dû au stress supplémentaire induit par l'hypoxie sur le contrôle postural.

2. Méthode

Il n'y a pas de différences significatives entre les groupes expérimentaux et le groupe contrôle sur les caractéristiques anthropométriques au début de l'étude.

2.1. Sujets

Vingt et un sujets sains, neuf femmes et douze hommes ont participé volontairement à l'étude. Le recrutement s'est effectué à l'aide de posters (Annexe 7.1) affichés dans le campus de l'Université de Lausanne UNIL ainsi que sur le web via des réseaux sociaux où les groupes visés étaient constitués de personnes de l'UNIL, de l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne EPFL ou de l'Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne ISSUL. Après recrutement, les sujets ont été répartis en trois groupes : deux groupes expérimentaux et un groupe contrôle. Les groupes expérimentaux ont tous deux suivis des entraînements de slackline (en hypoxie : SLH ; en normoxie : SLN) alors que le groupe contrôle (C) n'a pas suivi d'entraînement. Le groupe SLH est composé de trois femmes et cinq hommes âgés en moyenne de 24.4 ± 4.7 ans, mesurant 172.1 ± 9.1 cm, pesant 63.6 ± 11 kg et une pointure de 40.6 ± 3 . Le groupe SLN est composé de cinq femmes et deux hommes âgés en moyenne de 23.7 ± 4.8 ans, mesurant 175 ± 6.3 cm, pesant 66.1 ± 10.2 kg et une pointure de 41 ± 1.6 . Le groupe C est composé d'une femme et de cinq hommes âgés de 27 ± 4.5 ans, mesurant 174.3 ± 7.9 cm, pesant 68.5 ± 10.9 kg et une pointure de 42.6 ± 2.2 . Les participants sont en bonne santé, ne présentent pas de traumatisme des membres inférieurs (<5 ans) et sont novices en slackline. Avant de confirmer leur participation, les sujets ont été informés du déroulement de l'étude et du plan expérimental (Annexe 7.2 et 7.3). Un questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP, version révisée en 2002) ainsi qu'un questionnaire de « mesure des indices d'activité physique » (Baecke et al., 1982) ont été remplis par chaque participant lors de la première séance.

Initialement, vingt sujets (10 SLH et 10 SLN, finalement 8 SLH et 7 SLN) avaient été recrutés pour participer aux entraînements de slackline mais cinq sujets se sont désistés le jour avant de commencer l'étude ou lors de la première semaine. La raison principale des désistements était due à la difficulté de pouvoir participer à tous les entraînements imposés. L'étude commençant en début de semestre universitaire, quelques sujets se sont vu contraints d'abandonner l'expérience car des cours chevauchaient les sessions de slackline.

2.2. Protocole expérimental et tests

2.2.1. Design expérimental

L'étude s'est déroulée au Centre Sport et Santé (UNIL-EPFL) à Dorigny pendant une durée de six semaines, du 27 février au 7 avril 2017. Les participants ont suivi un entraînement de slackline (Balance Slacklines, Lausanne, Suisse), à raison de deux ou trois sessions par semaine de 30 minutes chacune (Figure 12).

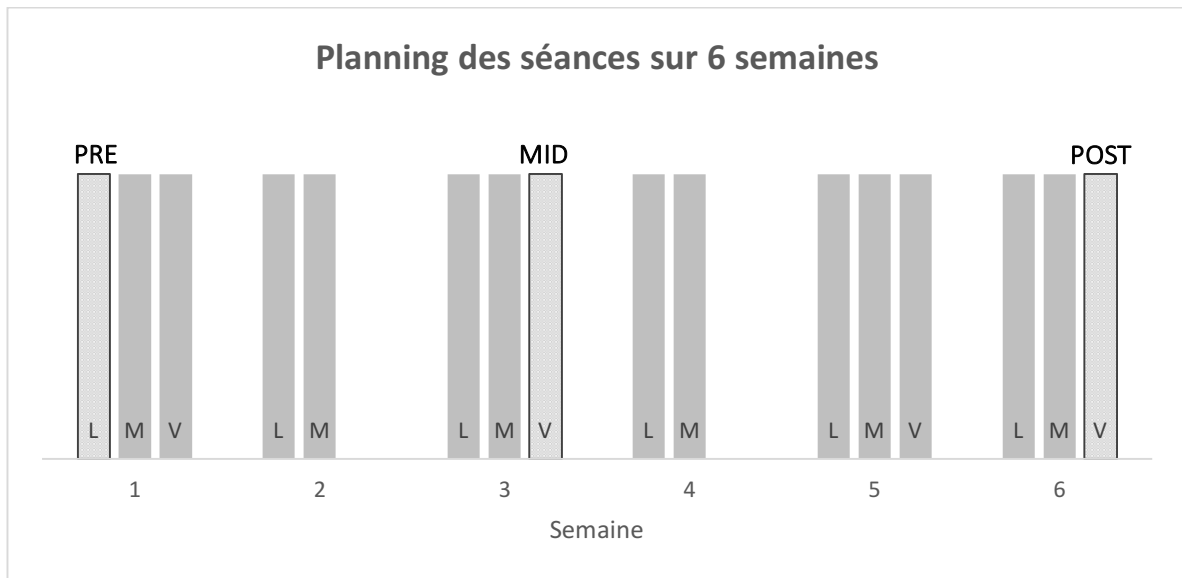


Figure 12: Répartition des séances d'entraînement par semaine (gris) et les séances de prise de mesures (blanc). L : lundi ; M : mercredi ; V : vendredi.

Ils ont effectué 13 sessions de slackline, 6h30 au total. En plus des entraînements, les sujets se sont présentés trois fois au centre sportif pour effectuer les mesures nécessaires à l'étude : avant le premier entraînement (PRE), après trois semaines (MID) et à la fin de l'étude, après six semaines (POST). Un suivi actif des progressions au fil des séances a permis d'adapter et stimuler au mieux une évolution croissante de l'apprentissage. Lors des deux premières semaines d'entraînement, les sujets ont évolué sur le petit modèle de slackline (240 x 32 x 3.5 cm). C'est à partir de la troisième semaine qu'ils se sont entraînés sur le plus grand modèle (356 x 36 x 3.5 cm) (Figure 13).

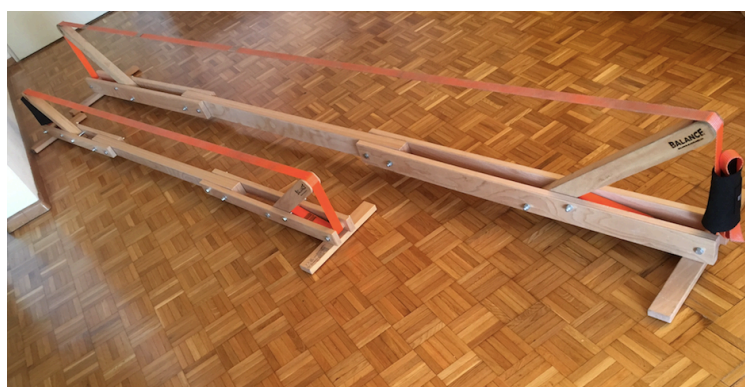


Figure 13: Petit et grand modèle de slackline.

Quel que soit le modèle, la largeur de la sangle est de 3.5 cm. La petite slackline permet tout d'abord de se familiariser avec les sangles et ce type d'exercice d'équilibre. La transition sur le grand modèle de slackline induit un effort supplémentaire car la longueur de la slackline augmente de près d'un mètre. En effet, la difficulté de l'exercice augmente avec la longueur de la sangle mais diminue avec l'augmentation de la tension à laquelle la sangle est fixée. Il est alors possible d'augmenter ou diminuer l'intensité de l'effort en modifiant les paramètres de fixation de la slackline. A chaque séance, les consignes et le type d'exercice étaient les mêmes pour tout le monde, quel que soit le groupe expérimental et le niveau individuel de chacun. Les entraînements de slackline se sont effectués sans chaussures (chaussettes ou pieds nus) (Figure 14), avec au maximum deux participants par session.

L'ensemble des entraînements s'est effectué au centre sportif dans une chambre hypoxique normobare (SL-400, ATS, Sydney, Australie) à une altitude simulée de 3'800 m (F_{iO_2} : 13%, Lausanne, Suisse). L'étude étant réalisée en simple aveugle, les groupes SLH et SLN se sont tous deux entraînés dans la même chambre, cependant le système permettant l'hypoxie était activé uniquement pour le groupe SLH. C'est seulement à la fin de l'étude que les participants se sont vu révéler par l'expérimentateur dans quel groupe ils se trouvaient ainsi que l'altitude simulée (3'800 m). La pratique de slackline et d'exercices d'équilibre en dehors des sessions prévues par l'étude étaient interdites.



Figure 14: Entraînement de slackline dans la chambre hypoxique. Sujet du groupe SLN.

2.2.2. Tests

Mesures de l'équilibre postural

L'équilibre postural a été examiné par un test de stabilométrie (étude du contrôle postural orthostatique). Ces mesures ont été prises à l'aide d'une plateforme de force (WinPosturo, Medicauteurs, Balma, France). Elle comporte des jauges de contraintes permettant de mesurer la position des centres de pression (CdP) à chaque instant. Cet outil permet de mesurer les forces de réactions de la plateforme, qui sont exactement égales et de sens opposé (dirigées vers le haut) à celles exercées par le sujet sur la plateforme (dirigées vers le bas) (Amblard, 1998). Ces dernières correspondent à la résultante des forces de gravité et des forces de réaction musculaire. La liaison des positions successives des déplacements du CdP obtenues pendant l'examen permet d'obtenir une représentation graphique de l'évolution horizontale de la position du centre de gravité (CdG), un statokinésigramme (Figure 9). La fréquence d'échantillonnage est de 40 Hz et la durée de l'enregistrement est de 51.2 secondes.

Lors de la première séance, le sujet est identifié dans le programme d'acquisition et d'analyse de la plateforme (Logiciel WinPosturo 2.4, Medicauteurs, Balma, France). Avant de procéder à l'examen, il est nécessaire de rentrer quelques caractéristiques du sujet telles que le genre, la date de naissance, la taille, le poids et la pointure. Le sujet peut ensuite monter sur la plateforme (pieds nus ou en chaussettes) et positionner ses pieds contre les cales mobiles prévues à cet effet (Figure 15). Les pieds forment ainsi un angle de 30° et les talons sont légèrement écartés (environ 2 cm), avec une distance inter-malléole d'environ 5 cm. Ces cales facilitent et contrôlent le positionnement des pieds permettant de normaliser et standardiser au mieux les mesures.



Figure 15: Position des pieds avec les cales. Source (WinPosturo).

Les trois premiers examens s'effectuent en dehors de la chambre, en milieu normoxique. Le premier consiste à maintenir une position orthostatique stable sur la plateforme avec les yeux ouverts (YO). Les consignes données aux participants sont les mêmes et elles sont répétées avant chaque examen : « *Tiens-toi droit, détend-toi, les bras et les mains relâchés le long du corps, et on ne parle pas* ». En condition YO, le sujet doit regarder droit devant soi pendant toute la durée de l'examen. Lors du deuxième examen, le sujet ferme les yeux (YF) et essaye de maintenir son équilibre. Lors du troisième examen, le sujet est testé en situation de double tâche (DT). Il doit réaliser une tâche cognitive tout en maintenant son équilibre. Pour éviter l'effet d'apprentissage, la tâche demandée est différente en PRE, MID et POST. En PRE, le sujet compte à voix haute, à rebours, de trois en trois, à partir de 100. En MID, il compte à voix haute, à rebours, de six en six, à partir de 200. En POST, il compte à voix haute, à rebours, de sept en sept, à partir de 250. Pour éviter l'effet de stress des participants de devoir compter à voix haute, l'examineur les a informés qu'il ne comptait pas les fautes éventuelles et qu'il s'agit simplement de les forcer à effectuer une tâche cognitive uniquement. Ces trois mêmes examens (YO, YF, DT) sont ensuite reproduits dans la chambre d'entraînement, en milieu hypoxique (altitude simulée : 3'800 m ; P_{iO_2} :13%).

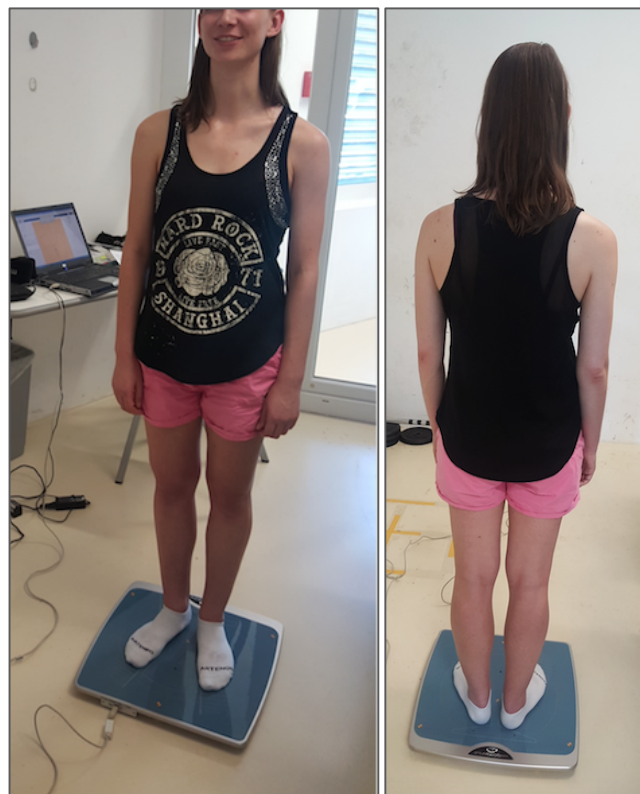


Figure 16: Stabilométrie sur plateforme de force, en milieu hypoxique.

Importance de l'environnement

Pour des raisons de contrôle méthodologique, l'ensemble des tests s'est tout d'abord effectué en normoxie (en dehors de la chambre) puis directement après dans la chambre hypoxique en situation d'hypoxie normobare (condition identique à celle des entraînements du groupe SLH). Il s'agissait de se rendre compte s'il y avait un effet de l'environnement (hypoxie aiguë vs. normoxie, salle avec des murs blancs vs. salle avec vitres, plafond bas vs. plafond haut, etc.) sur les différentes mesures effectuées. Dans une étude sur le contrôle postural en hypoxie menée par Wagner et al. (2011), les auteurs ont rapporté un effet rapide de l'hypoxie sur l'organisme. Il a semblé alors judicieux d'en prendre considération car l'hypoxie pouvait influencer certains paramètres mesurés dans cette étude. De ce fait, elles ont été effectuées dans les deux environnements (normoxique et hypoxique).

La plateforme de stabilométrie mesure la façon dont un sujet se stabilise dans son environnement. Cependant, pour que les résultats soient comparables, il est important de standardiser les paramètres liés à la plateforme de mesure, la position des sujets mais également l'environnement (auditif et visuel particulièrement) (Gagey et Weber, 2004). En effet, Paulus et al. (1984) ont montré que la stabilité posturale suit une fonction linéaire de la distance entre l'œil et l'environnement visuel. C'est pourquoi la plateforme était positionnée toujours au même endroit, dans la même direction, à la même distance des murs relativement au milieu auquel ont été prises les mesures (OUT : en dehors de la chambre, en normoxie ; IN : dans la chambre, en hypoxie). Quant aux conditions de l'environnement auditif, il n'est pas certain qu'il joue un rôle significativement important dans le contrôle postural mais il ne devrait pas détourner l'attention des sujets lors des mesures, car la stabilisation posturale tient compte du niveau de vigilance (Gurfinkel et al., 1972).

2.3. Collecte et analyse des données

2.3.1. Effets étudiés

La stabilisation posturale a été étudiée par l'analyse des paramètres de stabilité posturale mesurés grâce à la plateforme de force. Ils vont permettre d'interpréter leur variation selon les différentes conditions expérimentales :

1. SLH / SLN : effet de l'entraînement de slackline en hypoxie
2. SLH et SLN / C : effet de l'entraînement de slackline
3. PRE / MID / POST : effet de l'entraînement de slackline au cours du temps
4. IN / OUT : effet de l'environnement sur la prise des mesures
5. YO / YF / DT : effet du contrôle visuel (YF/YO) et du contrôle de l'attention (DT)

2.3.2. Analyse standard des paramètres du statokinésigramme

Pour chaque enregistrement, il est possible d'extraire un grand nombre de paramètres permettant d'analyser la posture. Les variables analysées pour cette étude sont les suivantes :

- **CdPs** : *Surface du CdP* [mm²]

Surface de l'ellipse contenant 90% des positions échantillonnées du CdP. Elle permet une mesure statistique des plus rigoureuses de la dispersion de ces positions (Takagi et al. 1985). CdPs évalue le contrôle des oscillations posturales, la stabilité du sujet et l'efficacité de la stratégie du système postural d'aplomb : c'est-à-dire de maintenir au mieux le CdG au voisinage de sa position moyenne d'équilibre (Gagey et Weber, 2004).

- **CdPxy** : *Longueur en X et Y* [mm]

Déplacements totaux du CdP sur l'axe des X et Y. Chemin total parcouru.

- **CdPx** : *Longueur en X* [mm]

Déplacements totaux du CdP sur l'axe des X, médio-latéral.

- **CdPy** : *Longueur en Y* [mm]

Déplacements totaux du CdP sur l'axe des Y, antéro-postérieur.

- **CdPvm** : *Vitesse moyenne* [mm/s]

Distance totale parcourue du CdP en X et Y divisée par la durée totale d'échantillonnage (51.2 secondes). Elle permet de se rendre compte de la capacité d'un individu à contrôler sa posture et de se maintenir stable (Degache et al., 2014). Elle est un bon index de l'activité neuromusculaire.

- **CdPvw** : *Variance de la vitesse* [mm/s]
Détermine l'accélération du CdP (Degache et al., 2012). Elle correspond à la dispersion de la vitesse moyenne du CdP, la vitesse du réajustement postural. Elle reflète ainsi l'activité neuromusculaire permettant de maintenir sa posture (Caron et al., 2000) et permet d'évaluer l'instabilité posturale d'un individu (Degache et al., 2012).
- **CdPxm** : *Position moyenne en X du CdP* [mm]
Détermine la position moyenne du CdP sur l'axe médio-latéral et permet de se rendre compte d'un possible décalage latéral avec le référentiel situé au barycentre du polygone de sustentation. CdPxm est un bon indicateur de symétrie du tonus postural. Le CdG du sujet peut être dévié à droite (valeur positive) ou à gauche (valeur négative). C'est la régulation de l'activité tonique posturale qui fixe cet X moyen.
- **CdPym** : *Position moyenne en Y du CdP* [mm]
Détermine la position moyenne du CdP sur l'axe antéro-postérieur et permet de se rendre compte dans ce cas d'un décalage antéro-postérieur avec l'origine du référentiel. CdPym indique si le sujet tend à se pencher vers l'avant (valeur positive) ou l'arrière (valeur négative).
- **LFS** : *Longueur du chemin parcouru par le CdP en Fonction de la Surface*
Permet d'évaluer rapidement l'énergie dépensée par un sujet pour contrôler sa posture orthostatique (Gagey et Weber, 2004). Une valeur égale à 1 indique un chemin normal. Ce paramètre est amélioré si la valeur est inférieure à l'unité. Ainsi, le chemin parcouru par unité de surface est inférieur à la normale. (Figure 17)

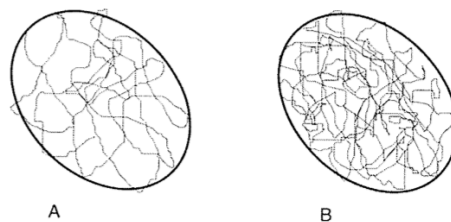


Fig. 2-29. — *Longueur et surface.*

La longueur d'un statokinésigramme est peu corrélée à sa surface et cela se comprend aisément. En effet, à l'intérieur d'une même surface, A et B, la longueur peut être différente : le centre de pression peut avoir beaucoup ou peu bougé. Il est donc utile d'étudier la longueur, mais préférable d'étudier la longueur par unité de surface qui élimine toute redondance d'information. La « surface » est ici représentée par l'ellipse de confiance contenant 90 % des positions échantillonnées du centre de pression.

Figure 17: Intérêt du LFS. Relation de la longueur de déplacement et de la surface.

Figure tirée du livre Gagey et Weber (2004)

2.3.3. Analyse avancée avec SDA

Grâce au SDA, une analyse plus complexe de la posture est effectuée, permettant d'étudier l'aspect dynamique de la régulation posturale. Des valeurs standards du statokinésigramme sont utilisées par cet algorithme pour chacun des 18 enregistrements ayant été effectués (18 par sujet = 2 (environnement : IN, OUT) x 3 (condition : YO, YF, DT) x 3 (temps : PRE, MID, POST)).

Les valeurs calculées par SDA sont les suivantes :

- **Ds** : *Coefficient de diffusion court*
½ pente de la droite de régulation à court terme. Régulation en boucle ouverte.
- **DI** : *Coefficient de diffusion long*
½ pente de la droite de régulation à long terme. Régulation en boucle fermée.
- *Point critique* déterminé par les coordonnées **Tc** en [secondes] et **Rc** en [mm²]
Détermine le passage en régulation en boucle fermée. Avant le temps critique Tc, la régulation se fait en boucle ouverte. Tc est lié à une variable de temps et Rc est lié à une variable énergétique.

Ces paramètres sont calculés pour l'axe des X (déplacement médio-latéral) et en Y (déplacement antéro-postérieur). Ils permettent de construire deux droites linéaires en fonction du temps et le point critique (point d'inflexion) ayant pour coordonnées : le temps critique **Tc**, et la valeur critique de la moyenne des déplacements au carré **Rc** (respectivement Ct et Cd sur la figure ci-dessous (Figure 18).

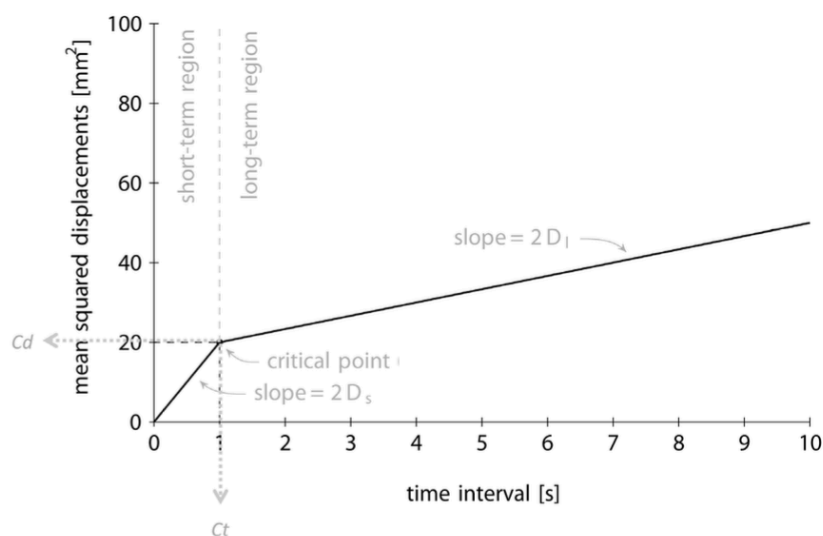


Figure 18: Droites de régression et description des valeurs mesurées par SDA. Figure tirée de l'article Degache et al., (2014)

2.3.4. Analyse du contrôle visuel : Quotient de Romberg

Cette analyse permet d'évaluer l'importance de la vision dans le contrôle postural et le maintien de l'équilibre (Njiokiktjien et Van Parys, 1976 ; Henriksson et al., 1967). Elle est rendue possible par le calcul du quotient de Romberg (4) défini comme suit :

$$QR = \frac{\text{Surface du CdP avec les yeux fermés}}{\text{Surface du CdP avec les yeux ouverts}} \times 100 = \frac{\text{CdPs avec YF}}{\text{CdPs avec YO}} \times 100 \quad (4)$$

La valeur moyenne du quotient de Romberg est de 250. Cela signifie que la stabilité posturale est 2.5 fois supérieure avec les yeux ouverts qu'avec les yeux fermés.

Un coefficient de 100 signifie que le sujet est aussi stable en yeux ouverts qu'avec les yeux fermés. Il ne se sert pas de sa vision pour contrôler sa posture. Le maintien de la stabilité est alors égal avec ou sans les afférences visuelles, ce qui est considéré comme « anormal ».

	Quotient de Romberg
Moyenne	249
Limite inférieure	112
Limite supérieure	677

Tableau 3: Valeurs normales du quotient de Romberg selon les Normes 85. Les limites de la normalité sont définies avec une valeur de probabilité $p < 0.05$.

2.3.5. Analyse statistique

L'ensemble des analyses statistiques est effectué avec le logiciel open source R (extrait du script en annexe 7.4). Une première statistique descriptive est réalisée en calculant la moyenne, l'écart-type (SD), l'erreur standard de la moyenne (SEM), la valeur minimale et maximale pour chacune des variables étudiées du statokinésigramme, du SDA et des caractéristiques anthropométriques des sujets. La moyenne, l'écart-type et la SEM sont calculés pour étudier les variations entre les groupes expérimentaux (SLH, SLN, C) et les effets des paramètres étudiés, pour chacune des 18 conditions d'enregistrement (= 2 (environnement : IN, OUT) x 3 (condition : YO, YF, DT) x 3 (temps : PRE, MID, POST)).

Des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées, à deux voies sont réalisées pour l'ensemble des variables afin d'étudier l'effet entre les groupes expérimentaux (SLH, SLN, C), de l'environnement de mesure (IN : hypoxie, OUT : normoxie), du temps (PRE, MID, POST) et

des conditions (YO, YF, DT). Les conditions d'application de l'ANOVA ont été vérifiées. Cependant, lorsque le test de Mauchly, permettant de vérifier la condition de sphéricité, n'était pas respecté, une correction de Greenhouse et Geisser ou Huynh et Feldt a été effectuée. L'analyse comparative post hoc est effectuée par le test de Tukey.

Pour l'ensemble des analyses, la valeur de probabilité p est statistiquement significative pour $p \leq 0.05$.

3. Résultats

3.1. Posturologie et stabilométrie

Dans les tableaux ci-dessous figurent les *p-valeurs* des effets significatifs ($p \leq 0.05$) tirées de l'ANOVA à deux voies, à mesures répétées. Dans un premier temps, l'effet combiné du temps (PRE, MID, POST), du groupe (SLH, SLN, C) et de l'environnement (IN, OUT) de mesure est subdivisé selon les trois conditions : YO, YF et DT. Cela permet ainsi de limiter les effets à une seule condition. Dans une deuxième temps, l'effet combiné du temps (PRE, MID, POST), du groupe (SLH, SLN, C) et condition (YO, YF, DT) est subdivisé selon les deux environnements de mesure : en hypoxie (IN) et en normoxie (OUT). De cette manière, on limite les effets à un environnement de mesure.

3.1.1. Effets : Temps x Groupe x Environnement (à condition constante)

Condition : yeux ouverts

Variable	Temps	Groupe	Environnement	GxT	ExG	ExT	ExGxT
CdPs							
CdPxy	1.19E-02		1.68E-04				
CdPx							
CdPy	5.16E-03		2.36E-06				
CdPvm	1.19E-02		1.66E-04				
CdPvv	1.95E-04					5.08E-05	1.19E-02
CdPxm	2.95E-05		1.15E-06	3.26E-02	1.51E-02	1.52E-09	6.01E-04
CdPym	8.36E-05			3.55E-02		1.09E-03	5.95E-03
LFS			3.23E-04				
DsX					3.56E-02		
DIX		4.74E-02					
TcX							
RcX	2.35E-02						
DsY	2.26E-02		2.59E-05				
DIY							
TcY							
RcY							

Tableau 4: Effets significatifs par ANOVA en condition YO: Temps x Groupe x Environnement

En condition YO, les variables ayant des effets statistiquement significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude sont :

- la variance de la vitesse du CdP (CdPvv)
- la position moyenne du CdP sur l'axe ML (CdPxm)
- la position moyenne du CdP sur l'axe AP (CdPym)
- le coefficient de diffusion long, sur l'axe ML (DIX)

Condition : yeux fermés

Variable	Temps	Groupe	Environnement	GxT	ExG	ExT	ExGxT
CdPs	4.69E-02						
CdPxy						2.64E-02	
CdPx						5.64E-03	
CdPy			1.15E-02		3.20E-02		
CdPvm						2.62E-02	
CdPvv	3.12E-03			4.74E-02		1.93E-04	4.83E-02
CdPxm	5.35E-04		3.34E-09		2.89E-02	3.82E-08	4.80E-03
CdPym	2.36E-04					6.11E-03	
LFS						2.25E-02	
DsX							
DIX							
TcX	1.73E-02						
RcX	1.36E-02		2.86E-02				
DsY							
DIY							
TcY	1.19E-02						
RcY					4.54E-03		

Tableau 5: Effets significatifs par ANOVA en condition YF: Temps x Groupe x Environnement

En condition YF, les variables ayant des effets statistiquement significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude sont :

- la variance de la vitesse du CdP (CdPvv),
- la position moyenne du CdP sur l'axe ML (CdPxm)

Condition : double tâche

Variable	Temps	Groupe	Environnement	GxT	ExG	ExT	ExGxT
CdPs							
CdPxy						1.44E-02	
CdPx						4.69E-03	1.11E-02
CdPy						4.28E-02	
CdPvm						1.45E-02	
CdPvv	6.24E-05						
CdPxm	1.34E-07		3.44E-09	7.13E-03	6.60E-03	7.94E-10	5.67E-04
CdPym	1.14E-03					1.48E-02	
LFS						1.42E-02	2.02E-03
DsX							
DIX							
TcX						4.13E-02	
RcX							
DsY							
DIY				3.74E-02			
TcY							2.57E-02
RcY							

Tableau 6: Effets significatifs par ANOVA en condition DT: Temps x Groupe x Environnement

En condition DT, les variables ayant des effets statistiquement significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude sont :

- le déplacement du CdP, sur l'axe ML (CdPx)
- la position moyenne du CdP sur l'axe ML (CdPxm)
- la longueur de déplacement du CdP en fonction de la surface (LFS)
- le coefficient de diffusion long, sur l'axe AP (DIY)
- le temps critique, sur l'axe AP (TcY)

3.1.2. Effets : Temps x Groupe x Condition (à environnement constant)

Environnement : OUT (normoxie)

Variable	Temps	Groupe	Condition	GxT	CxG	CxT	CxGxT
CdPs			4.16E-03				
CdPxy			2.28E-06			6.79E-03	3.32E-02
CdPx	2.10E-02		7.20E-05			2.23E-02	2.22E-02
CdPy			7.93E-07		3.86E-02	9.39E-03	
CdPvm			2.28E-06			6.80E-03	3.31E-02
CdPvv	7.23E-06			8.94E-03			
CdPxm	1.62E-09			7.68E-04			
CdPym	3.55E-05			1.25E-02			
LFS			4.21E-05			3.17E-03	
DsX			5.11E-03				
DIX		8.17E-03					
TcX							
RcX	1.15E-02		6.17E-03				1.34E-02
DsY			4.77E-03				
DIY							
TcY							
RcY							

Tableau 7: Effets significatifs par ANOVA en environnement normoxique: Temps x Groupe x Condition

En environnement normoxique, les variables ayant des effets statistiquement significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude sont :

- la déplacement total du CdP (CdPxy)
- le déplacement du CdP, sur l'axe ML (CdPx)
- la vitesse moyenne du CdP (CdPvm)
- la variance de la vitesse du CdP (CdPvv)
- la position moyenne du CdP sur l'axe ML (CdPxm)
- la position moyenne du CdP sur l'axe AP (CdPym)
- la longueur de déplacement du CdP en fonction de la surface (LFS)
- le coefficient de diffusion long, sur l'axe ML (DIX)
- la distance critique du point critique, sur l'axe ML (RcX)

Environnement : IN (hypoxie)

Variable	Temps	Groupe	Condition	GxT	CxG	CxT	CxGxT
CdPs	4.53E-03		6.78E-04				
CdPxy							
CdPx							
CdPy							
CdPvm							
CdPvv							
CdPxm							
CdPym							
LFS							
DsX	2.49E-02						
DIX							
TcX							
RcX							
DsY	2.95E-02		8.40E-03				
DIY							
TcY							
RcY							

Tableau 8: : Effets significatifs par ANOVA en environnement hypoxique: Temps x Groupe x Condition

En environnement hypoxique, la seule variable ayant des effets statistiquement significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude est :

- le coefficient de diffusion long, sur l'axe ML (DIX)

3.1.3. Statokinésigramme

Au vu des résultats obtenus par l'ANOVA dans les tableaux ci-dessus, seules les variables ayant des effets statistiquement significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude ont été analysées. L'évolution (PRE, MID, POST) de la moyenne et l'écart-type des autres variables (CdPs, CdPxy, CdPy, CdPvm), se trouvent en annexe sous forme de tableaux, subdivisés par la condition de mesure (YO, YF, DT) et l'environnement de mesure (IN : hypoxie, OUT : normoxie).

Ainsi, en faisant la combinaison des effets significatifs entre les conditions et les environnements de mesure, les variables analysées sont les suivantes :

- En condition YO :
 - CdPv
 - CdPxm
 - CdPym

- En condition YF :
 - CdPv

- En condition DT :
 - CdPx
 - CdPxm
 - LFS

A noter que pour ces variables, aucun effet significatif n'a été obtenu pour les mesures effectuées en environnement hypoxique. De plus, il semblerait que les mesures en POST pour le paramètre CdPxm soient anormalement élevées pour une cause indéterminée. En raison à ça, CdPxm ne sera pas analysé en Post, mais en MID.

Les moyennes et les écarts-types relatifs aux valeurs standards du statokinésigramme sont représentés dans des tableaux, en fonction de la condition (YO, YF, DT). A noter que seules les valeurs mesurées en normoxie sont représentées car celles en hypoxie ne montrent pas d'effets significatifs. Un barplot des moyennes et ses SEM est également réalisé pour illustrer l'évolution (PRE, MID, POST) et comparer les valeurs entre les groupes (SLH, SLN, C).

Condition : YO

YO Normoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne ± SD	moyenne ± SD	moyenne ± SD
CdPs	SLH	158.60 ± 99.94	166.24 ± 108.57	206.31 ± 59.32
	SLN	178.09 ± 89.52	204.36 ± 96.27	287.44 ± 292.39
	C	162.50 ± 40.74	136.42 ± 59.83	160.68 ± 88.01
CdPxy	SLH	378.22 ± 97.99	391.54 ± 86.28	462.88 ± 89.34
	SLN	406.68 ± 118.57	402.74 ± 73.85	470.08 ± 136.73
	C	424.75 ± 53.90	421.71 ± 60.12	420.45 ± 105.34
CdPx	SLH	243.35 ± 79.86	236.87 ± 62.06	289.00 ± 59.16
	SLN	262.04 ± 99.58	254.90 ± 55.26	301.21 ± 97.14
	C	256.23 ± 54.67	234.33 ± 53.68	243.75 ± 85.27
CdPy	SLH	234.95 ± 52.62	258.56 ± 56.01	297.61 ± 68.61
	SLN	252.00 ± 53.03	257.66 ± 41.57	293.97 ± 77.68
	C	283.35 ± 33.24	300.08 ± 39.47	288.57 ± 64.69
CdPvm	SLH	7.39 ± 1.91	7.65 ± 1.69	9.04 ± 1.74
	SLN	7.94 ± 2.32	7.86 ± 1.44	9.18 ± 2.67
	C	8.30 ± 1.05	8.24 ± 1.18	8.21 ± 2.06
CdPvv	SLH	31.56 ± 18.77	46.28 ± 14.89	37.44 ± 5.40
	SLN	27.05 ± 12.78	53.09 ± 12.14	45.09 ± 11.39
	C	36.45 ± 13.04	39.26 ± 13.92	38.64 ± 12.85
CdPxm	SLH	-2.93 ± 8.85	-1.50 ± 8.67	16.56 ± 6.29
	SLN	-1.42 ± 8.76	3.30 ± 8.51	19.41 ± 5.99
	C	9.16 ± 8.34	9.58 ± 6.55	11.76 ± 7.86
CdPym	SLH	-37.08 ± 24.47	-54.52 ± 15.85	-34.84 ± 17.62
	SLN	-26.53 ± 19.21	-57.82 ± 12.09	-46.52 ± 12.72
	C	-37.68 ± 16.41	-39.07 ± 15.38	-38.03 ± 16.94
LFS	SLH	0.83 ± 0.18	0.86 ± 0.19	0.99 ± 0.17
	SLN	0.89 ± 0.26	0.87 ± 0.16	0.94 ± 0.25
	C	0.94 ± 0.10	0.95 ± 0.11	0.93 ± 0.22

Tableau 9: Moyennes et écarts-types (SD) relatifs aux valeurs standards du statokinésigramme, en condition YO.

En condition YO, les variables étudiées sont le CdPvv, CdPxm et le CdPym. En effet, l'ANOVA suggère des effets significatifs dans cette combinaison de conditions expérimentales (YO, OUT) que pour ces paramètres. Cependant, on observe dans le tableau ci-dessus que les valeurs en POST de la CdPxm sont anormalement élevées par rapport à celles en PRE et MID. De ce fait, la CdPxm n'est pas analysée en POST mais qu'en MID (comme énoncé précédemment). Quant à la CdPvv, elle tend à augmenter au fil de l'entraînement, avec une augmentation de 18.6% pour le groupe SLH et de 66.7% pour le groupe SLN. L'effet semble être plus important pour le groupe qui s'est entraîné en normoxie. L'augmentation de la CdPvv caractérise un meilleur contrôle postural net.

La CdPym reflète la symétrie AP du CdP. En général, le barycentre du polygone de sustentation se situe à une distance de quatre centimètres en arrière de l'axe AP (Figure 37). On observe ainsi que le groupe SLH s'éloigne légèrement du point d'équilibre (-6% par rapport à PRE) alors que le groupe SLN s'en rapproche (+75.4% par rapport à PRE). Toutefois, les deux groupes se trouvent à des distances similaires du point d'équilibre standard après six semaines d'entraînement.

CdPvw

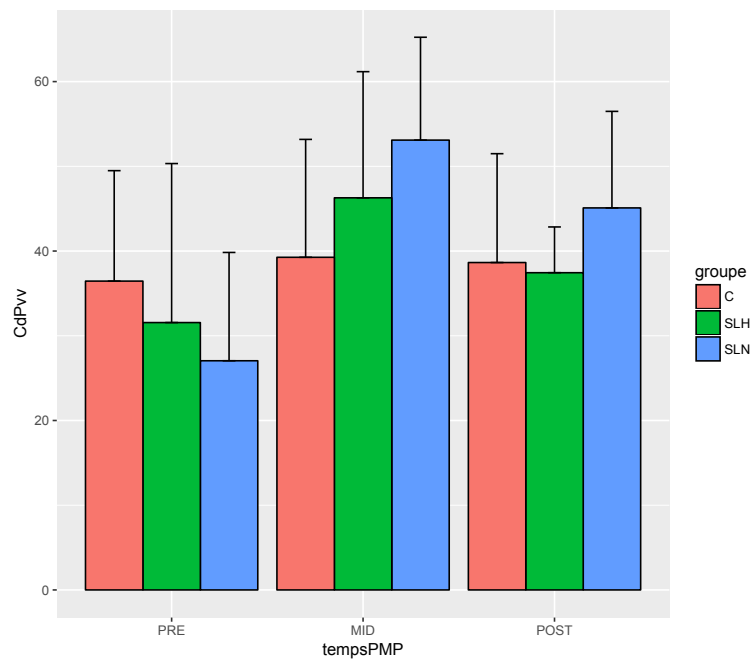


Figure 19: Barplot des moyennes et SEM de la variable CdPvw au cours du temps, en condition YO.

Bien que le groupe SLN présente une CdPvw inférieure à SLH et C avant de commencer l'entraînement, on observe un changement de la tendance après trois semaines d'entraînement. Les groupes SLN et SLH voient leur CdPvw augmenter de 96.26% et 46.6%, respectivement, en MID. Ces valeurs diminuent légèrement en POST par rapport à MID, mais elles restent supérieures aux valeurs initiales et au groupe C.

CdPxm

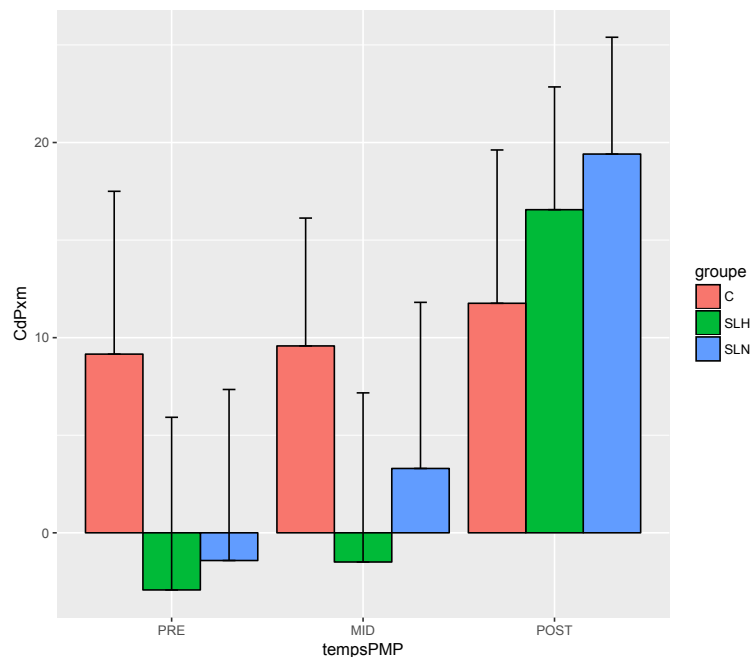


Figure 20: Barplot des moyennes et SEM de la variable CdPxm au cours du temps, en condition YO.

Bien que la comparaison avec les mesures effectuées après six semaines d'entraînement semble inadéquate (erreur méthodologique possible lors des mesures posturographiques), il est intéressant d'observer les variations après seulement trois semaines, en MID. En général, la CdPxm devrait se trouver sur l'axe sagittal pour que le corps soit sur son point d'équilibre et adopte une meilleure symétrie posturale. Ainsi, la position moyenne du CdP sur l'axe ML du groupe SLH semble se rapprocher du point d'équilibre standard (variation de 48.8% par rapport à PRE), alors que le groupe SLN s'en éloigne (variation de 332.4% par rapport à PRE). Toutefois, il est important de noter la grande variabilité de ce paramètre.

CdPym

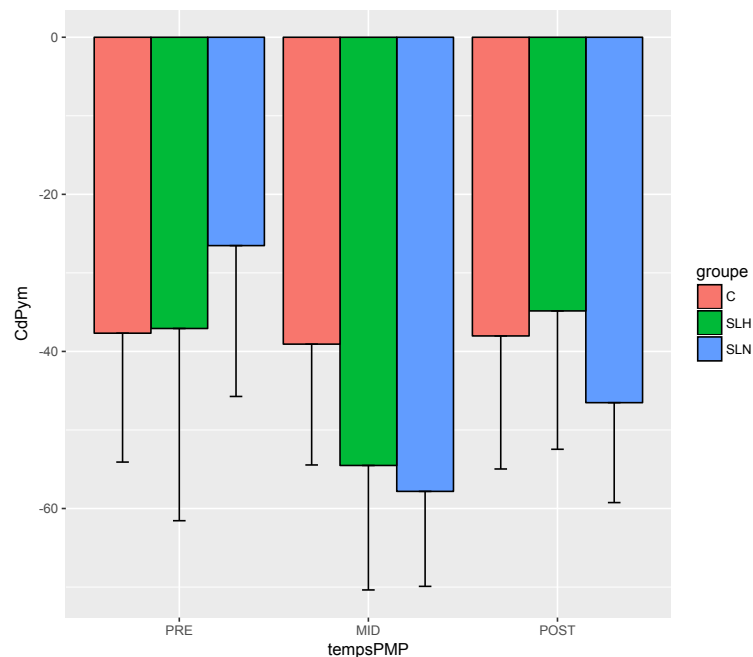


Figure 21: : Barplot des moyennes et SEM de la variable CdPym au cours du temps, en condition YO.

Comme pour la CdPv, on observe une variation plus importante après trois semaines qu'après six semaines d'entraînement. Le CdP du groupe SLN est moins en arrière par rapport aux autres groupes avant de commencer l'étude. Cependant, la position moyenne du CdP sur l'axe AP de ce même groupe subit de plus grandes variations dès trois semaines d'entraînement, jusqu'à se trouver avec une position penchée légèrement plus en arrière. D'une manière générale, la CdPym semble se rapprocher d'une position d'équilibre standard à quatre centimètres en arrière sur le plan AP, avec des variations plus importantes pour le groupe SLN.

Condition : YF

YF Normoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne \pm SD	moyenne \pm SD	moyenne \pm SD
CdPs	SLH	201.59 \pm 111.36	178.59 \pm 68.91	277.51 \pm 134.45
	SLN	190.69 \pm 63.55	284.94 \pm 271.22	274.80 \pm 96.68
	C	220.95 \pm 93.82	208.35 \pm 91.41	235.78 \pm 93.75
CdPxy	SLH	462.98 \pm 107.68	471.15 \pm 87.10	542.17 \pm 94.07
	SLN	531.33 \pm 197.58	570.63 \pm 161.89	636.63 \pm 187.60
	C	572.37 \pm 117.89	558.37 \pm 90.42	617.90 \pm 151.85
CdPx	SLH	272.05 \pm 94.57	261.81 \pm 70.57	318.49 \pm 58.31
	SLN	303.16 \pm 114.12	321.44 \pm 109.14	408.87 \pm 154.76
	C	306.53 \pm 81.43	302.89 \pm 69.51	334.47 \pm 121.57
CdPy	SLH	314.66 \pm 57.64	333.63 \pm 55.97	370.33 \pm 77.70
	SLN	372.09 \pm 144.31	394.80 \pm 113.77	397.33 \pm 95.27
	C	417.65 \pm 87.88	403.41 \pm 61.76	445.83 \pm 81.36
CdPvm	SLH	9.04 \pm 2.10	9.20 \pm 1.70	10.59 \pm 1.84
	SLN	10.38 \pm 3.86	11.15 \pm 3.16	12.43 \pm 3.67
	C	11.18 \pm 2.30	10.91 \pm 1.77	12.07 \pm 2.96
CdPvv	SLH	29.78 \pm 17.28	45.49 \pm 14.86	37.13 \pm 10.74
	SLN	23.74 \pm 13.87	51.04 \pm 12.19	42.95 \pm 8.67
	C	35.56 \pm 15.31	35.93 \pm 12.65	37.74 \pm 15.69
CdPxm	SLH	-2.21 \pm 7.45	-1.08 \pm 8.55	15.27 \pm 7.30
	SLN	0.19 \pm 8.84	3.45 \pm 8.00	18.62 \pm 8.10
	C	7.36 \pm 7.79	9.11 \pm 6.27	9.88 \pm 7.27
CdPym	SLH	-31.65 \pm 25.17	-51.71 \pm 14.25	-37.27 \pm 14.40
	SLN	-23.67 \pm 17.11	-52.27 \pm 14.97	-40.92 \pm 13.64
	C	-35.85 \pm 15.78	-37.54 \pm 14.56	-36.34 \pm 17.51
LFS	SLH	0.81 \pm 0.16	0.84 \pm 0.13	0.92 \pm 0.17
	SLN	0.93 \pm 0.30	0.93 \pm 0.23	1.05 \pm 0.29
	C	0.98 \pm 0.14	0.97 \pm 0.14	1.05 \pm 0.22

Tableau 10: : Moyennes et écarts-types (SD) relatifs aux valeurs standards du statokinésigramme, en condition YF.

En condition YF, la variable étudiée est la CdPvv uniquement. En effet, l'ANOVA suggère des effets significatifs dans cette combinaison de conditions expérimentales (YF, OUT) que pour ce paramètre. La CdPvv tend à augmenter au fil des entraînements, avec une augmentation de 24.7% pour le groupe SLH et de 80.9% pour le groupe SLN après six semaines. L'effet semble être plus important pour le groupe qui s'est entraîné en normoxie. Rappelons qu'une augmentation de la CdPvv caractérise un meilleur contrôle postural net.

CdPv

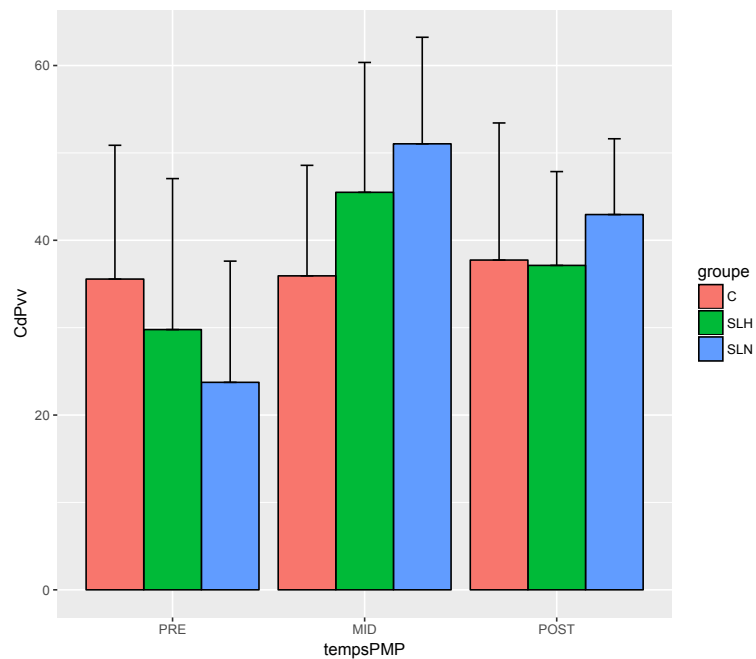


Figure 22: : Barplot des moyennes et SEM de la variable CdPv au cours du temps, en condition YF.

Comme pour la condition YO, on observe une variation plus importante après trois semaines d'entraînement qu'après les six semaines. Bien que cette variation soit moindre après six semaines d'entraînement, on observe toutefois une augmentation de ce paramètre pour les groupes SLH et SLN par rapport au groupe C, ce dernier restant relativement stable. Les constatations restent les mêmes qu'en condition YO. Avec une CdPv plus faible au départ, le groupe SLN varie plus sa CdPv au cours des semaines d'entraînement, jusqu'à obtenir une CdPv plus élevée.

Condition : DT

DT Normoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne ± SD	moyenne ± SD	moyenne ± SD
CdPs	SLH	176.36 ± 118.27	162.90 ± 98.95	156.18 ± 103.44
	SLN	298.97 ± 161.64	173.43 ± 114.19	224.81 ± 178.35
	C	92.83 ± 36.18	144.83 ± 66.41	213.27 ± 118.32
CdPxy	SLH	516.51 ± 226.95	479.52 ± 152.76	437.72 ± 109.12
	SLN	732.11 ± 384.06	449.52 ± 59.74	549.42 ± 231.55
	C	435.74 ± 66.24	460.98 ± 95.15	469.33 ± 131.23
CdPx	SLH	285.29 ± 154.47	251.01 ± 90.71	247.03 ± 80.74
	SLN	369.93 ± 141.79	252.21 ± 50.39	349.11 ± 164.48
	C	240.20 ± 48.46	267.71 ± 80.96	269.78 ± 98.58
CdPy	SLH	365.76 ± 139.07	351.64 ± 114.58	309.41 ± 72.40
	SLN	541.99 ± 356.82	316.07 ± 47.01	348.21 ± 129.94
	C	311.93 ± 50.45	315.84 ± 58.91	323.73 ± 83.20
CdPvm	SLH	10.09 ± 4.43	9.37 ± 2.98	8.55 ± 2.13
	SLN	14.30 ± 7.50	8.78 ± 1.17	10.73 ± 4.52
	C	8.51 ± 1.29	9.00 ± 1.86	9.17 ± 2.56
CdPvv	SLH	32.33 ± 16.06	45.67 ± 12.69	39.92 ± 8.84
	SLN	26.43 ± 10.85	46.73 ± 11.71	40.21 ± 10.61
	C	36.73 ± 13.37	37.60 ± 13.02	44.39 ± 15.53
CdPxm	SLH	-4.84 ± 8.84	-2.09 ± 5.96	16.65 ± 5.71
	SLN	0.88 ± 6.86	3.24 ± 5.09	20.79 ± 5.46
	C	7.48 ± 8.53	8.71 ± 6.38	10.38 ± 9.42
CdPym	SLH	-31.20 ± 25.39	-47.51 ± 15.29	-34.42 ± 18.92
	SLN	-23.76 ± 19.24	-50.08 ± 16.28	-37.41 ± 14.65
	C	-37.35 ± 15.11	-38.78 ± 13.54	-40.38 ± 14.31
LFS	SLH	1.10 ± 0.35	1.05 ± 0.27	0.98 ± 0.26
	SLN	1.39 ± 0.54	0.99 ± 0.13	1.12 ± 0.30
	C	1.02 ± 0.14	1.03 ± 0.19	0.99 ± 0.27

Tableau 11: : Moyennes et écarts-types (SD) relatifs aux valeurs standards du statokinésigramme, en condition DT.

En condition DT, les variables étudiées sont la CdPx, CdPx et LFS. En effet, l'ANOVA ne suggère des effets significatifs dans cette combinaison de conditions expérimentales (DT, OUT) que pour ces paramètres. Cependant, on observe à nouveau dans le tableau ci-dessus que les valeurs en POST de la CdPxm sont anormalement élevées par rapport à celles en PRE et MID. De ce fait, la CdPxm n'est pas analysée en POST mais qu'en MID.

La CdPx tend à diminuer au fil des entraînements, avec une diminution de 5.6% pour le groupe SLN et jusqu'à 13.4% pour le groupe SLH. L'effet semble être plus important pour le groupe qui s'est entraîné en hypoxie. La diminution de ce paramètre suggère une amélioration du contrôle postural sur l'axe ML, accentué par un entraînement de slackline effectué en hypoxie.

La LFS tend à diminuer pour l'ensemble des groupes expérimentaux. Elle diminue de 11% après six semaines d'entraînement en hypoxie (SLH) et de 19.3% pour le groupe SLN.

CdPx

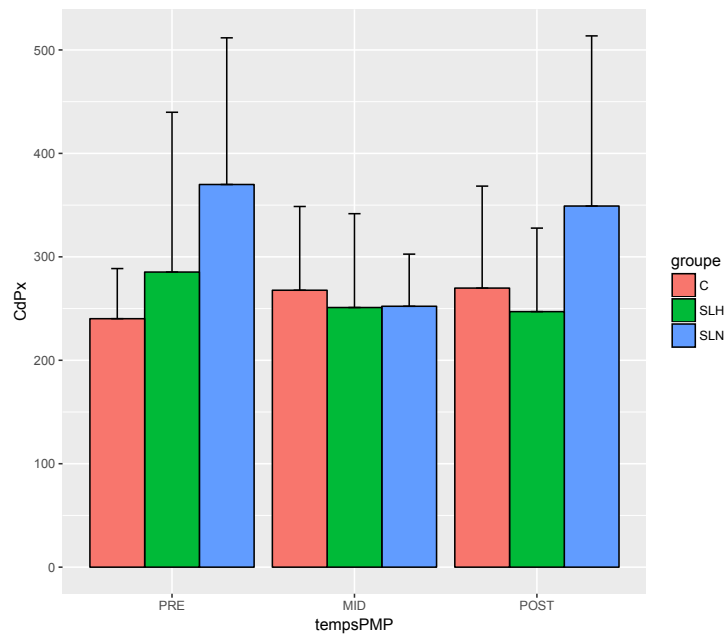


Figure 23: : Barplot des moyennes et SEM de la variable CdPx au cours du temps, en condition DT.

Le groupe SLN subit des variations plus importantes au fil des semaines d'entraînement. En effet, le groupe SLN subit une importante diminution du CdPx après trois semaines (31.8%) mais une diminution nette de 5.6% après six semaines d'entraînement. Le groupe SLH améliore également son contrôle postural dans l'axe ML, mais de façon plus stable (CdPx diminue de 12% en MID et de 13.4% en POST). Bien que les deux groupes arrivent à des CdPx similaires après trois semaines, le groupe SLH semble avoir acquis un meilleur contrôle postural sur l'axe ML (baisse plus importante de CdPx et CdPx plus bas) que le groupe SLN et C.

CdPxm

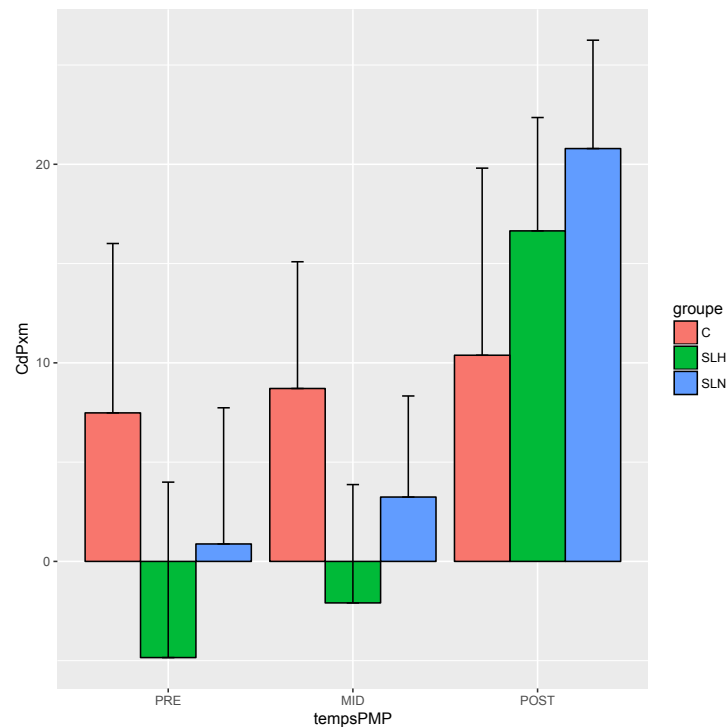


Figure 24: : Barplot des moyennes et SEM de la variable CdPxm au cours du temps, en condition DT.

Comme pour la condition YO, les valeurs en POST semblent anormales. Bien que la comparaison avec les mesures effectuées après six semaines d'entraînement semble alors limitée due à une erreur méthodologique possible lors des mesures posturographiques, il est intéressant d'observer les variations après seulement trois semaines.

Pour rappel, la CdPxm devrait se trouver généralement sur l'axe sagittal pour que le corps soit sur son point d'équilibre et adopter une symétrie du tonus postural. Ainsi, la position moyenne du CdP sur l'axe ML du groupe SLH semble se rapprocher du point d'équilibre standard (variation de 56.8% par rapport à PRE), alors que le groupe SLN s'en éloigne (variation de 268.2% par rapport à PRE).

A noter qu'en condition YO, on observe une tendance similaire. Cependant, il est important de rappeler encore la grande variabilité de ce paramètre.

LFS

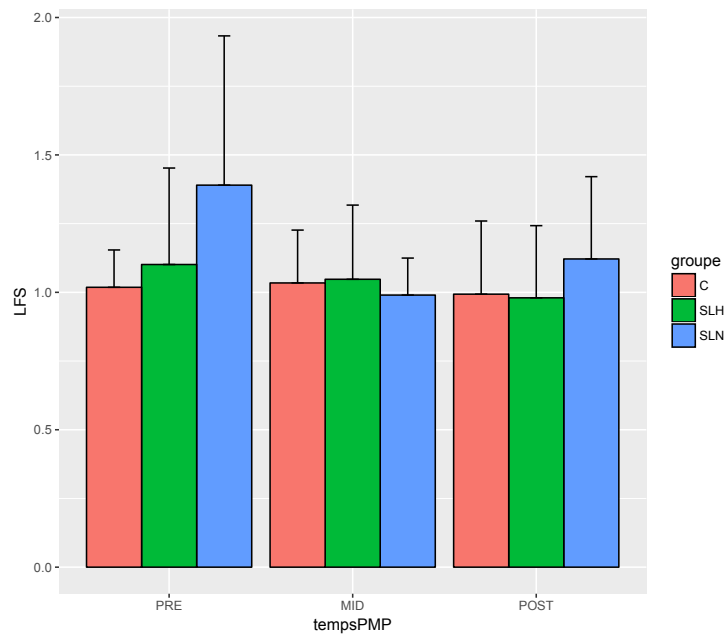


Figure 25: : Barplot des moyennes et SEM de la variable LFS au cours du temps, en condition DT.

Pour rappel, la LFS permet d'évaluer l'énergie dépensée par un sujet pour contrôler sa posture orthostatique. Bien que le groupe SLN améliore d'avantage ce paramètre (plus grande diminution en absolu de la valeur LFS), on dénote toutefois qu'après six semaines, le groupe SLH a une dépense énergétique moindre pour contrôler sa posture que les groupes SLN et C.

3.1.4. SDA

Comme pour l'analyse des valeurs standard du statokinésigramme, au vu des résultats obtenus par l'ANOVA dans les tableaux précédents, seules les variables ayant des effets significatifs de groupe ou d'interactions utiles pour notre étude ont été analysées. L'évolution (PRE, MID, POST) de la moyenne et l'écart-type des autres variables (DsX, TcX, RcX, DsY, TcY), se trouvent en annexe (Annexe 7.4.1) sous forme de tableaux, subdivisés par la condition de mesure (YO, YF, DT) et l'environnement de mesure (IN : hypoxie, OUT : normoxie).

Ainsi, en combinant l'ensemble de ces effets, les variables analysées sont les suivantes :

- En condition YO : DIX
- En condition YF : RcY
- En condition DT : DIY

Des effets significatifs en environnements hypoxique (IN) et normoxique (OUT) sont obtenus pour les variables réalisées en conditions YO et YF. La variable DIY en condition DT est significative en environnement hypoxique uniquement.

Les résultats obtenus par SDA sont représentés sous forme de graphiques. Comme expliqué dans l'introduction et dans la méthode, les valeurs obtenues par SDA permettent de construire des graphiques illustrant d'une manière plus sensible les variations du système neuromusculaire dans la régulation posturale, dans l'axe ML et AP. Un barplot des moyennes et ses SEM est également réalisé pour illustrer l'évolution (PRE, MID, POST) et comparer les valeurs entre les groupes (SLH, SLN, C).

Condition : YO

Environnement : Normoxie

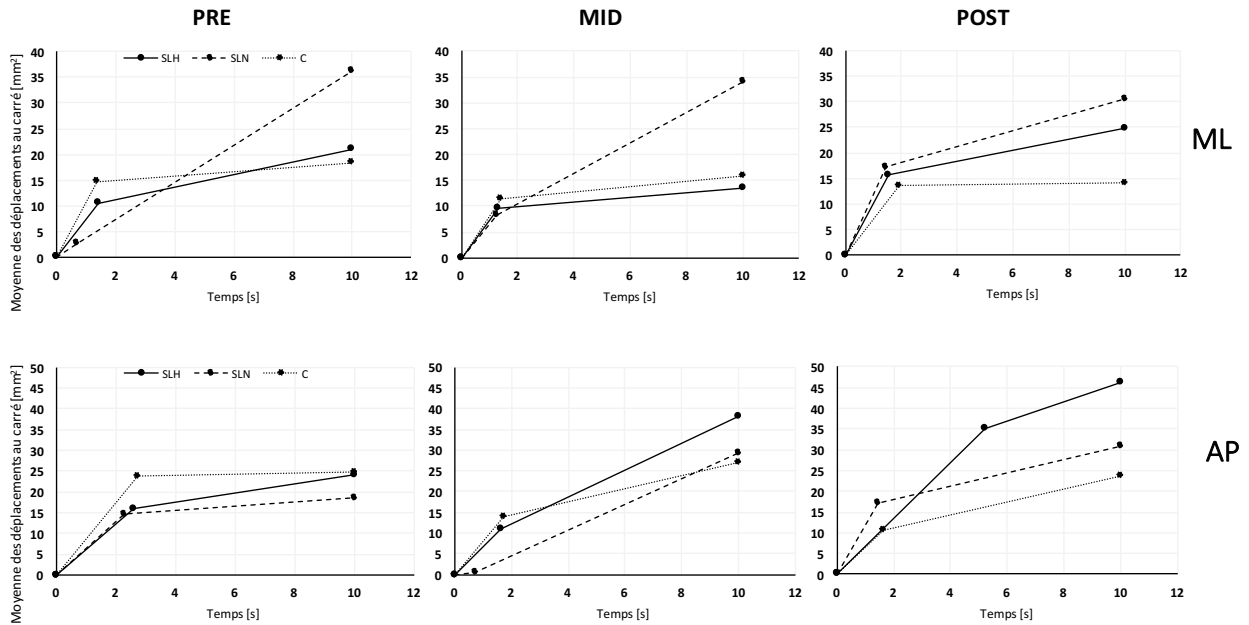


Figure 26: Représentation graphique des paramètres SDA en condition YO, environnement normoxique.

En condition YO, la variable principale étudiée est le DIX. En effet, l'ANOVA à deux voies, à mesures répétées suggère des effets significatifs dans ces conditions expérimentales (YO, OUT et IN) que pour ce paramètre. Pour rappel, le DIX correspond à la demi-pente de la régulation en boucle fermée (deuxième partie de la droite) sur l'axe ML.

En normoxie, cette valeur tend à diminuer au fil des entrainements. C'est-à-dire que pour un même intervalle de temps, les sujets dépensent moins d'énergie pour réguler leur posture et utiliser les afférences sensorielles. On observe une diminution de 56.5% pour le groupe SLN et de 9.3% pour le groupe SLH. L'effet semble donc plus important pour le groupe qui s'est entrainé en normoxie.

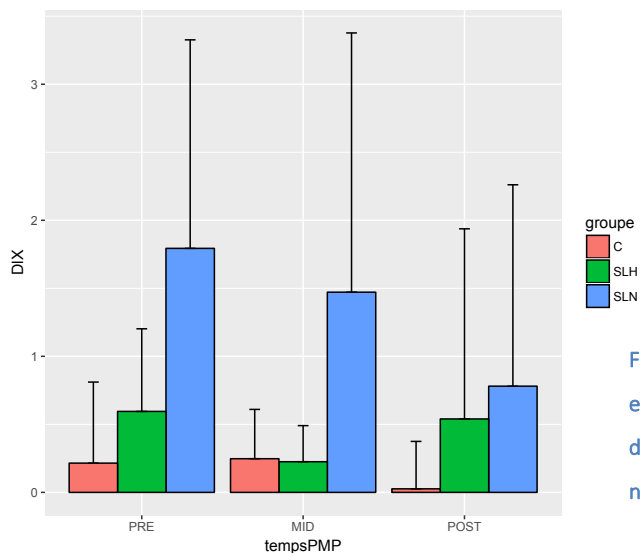


Figure 27: Barplot des moyennes et SEM de la variable DIX au cours du temps, en condition YO, en normoxie.

Environnement : Hypoxie

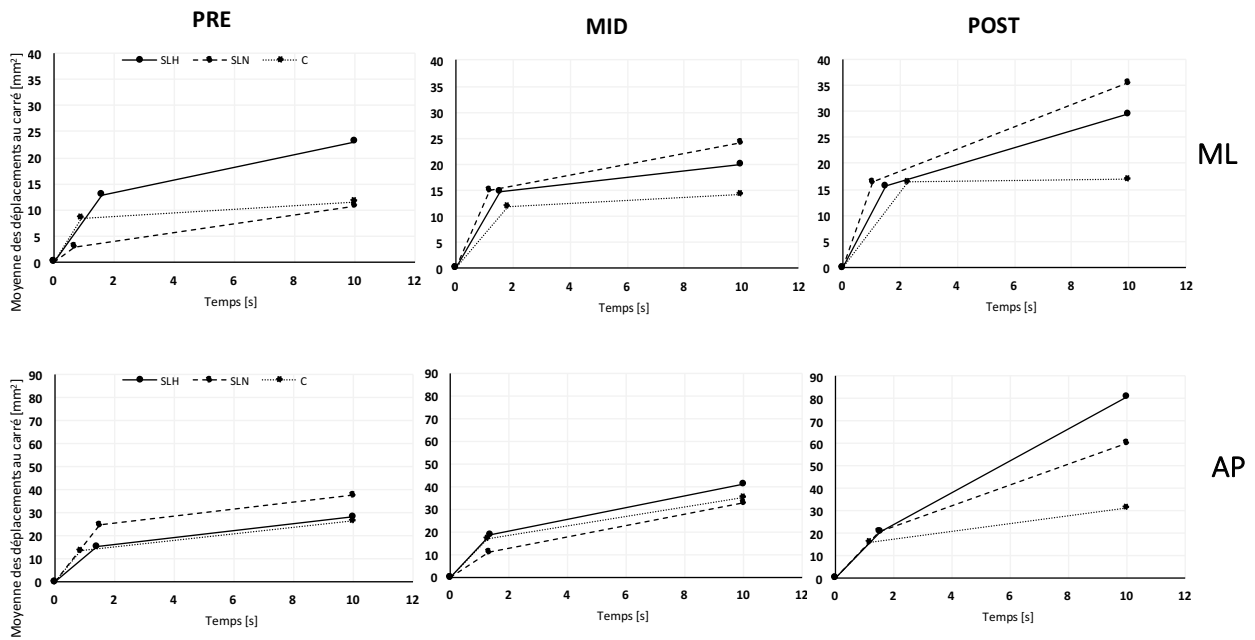


Figure 28: : Représentation graphique des paramètres SDA en condition YO, environnement hypoxique.

En hypoxie, cette valeur tend au contraire à augmenter au cours des entraînements. C'est-à-dire que pour un même intervalle de temps, les sujets dépensent plus d'énergie pour réguler leur posture et utiliser les afférences sensorielles. On observe une augmentation de ce paramètre de 33.8% pour le groupe SLH, jusqu'à une augmentation de 150.3% pour le groupe SLN. L'effet semble donc plus important pour le groupe qui s'est entraîné en normoxie, et semble être plutôt délétère, contrairement aux mesures prises en normoxie.

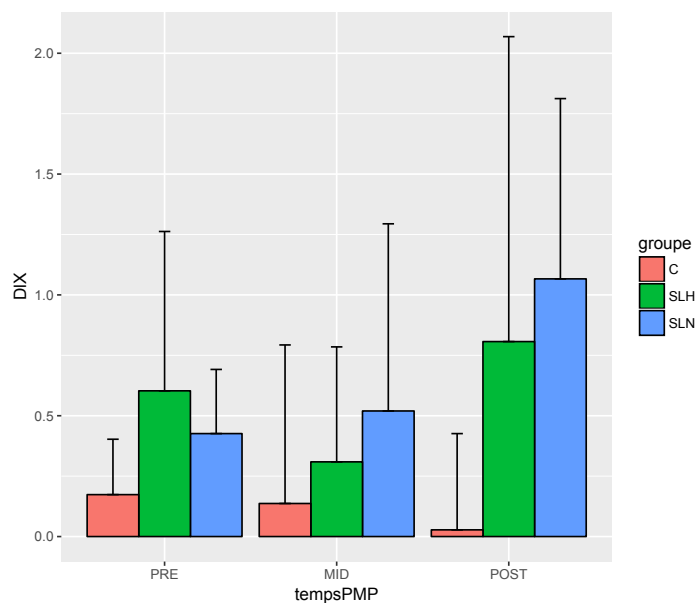


Figure 29: Barplot des moyennes et SEM de la variable DIX au cours du temps, en condition YO, en hypoxie.

Condition : YF

Environnement : Normoxie

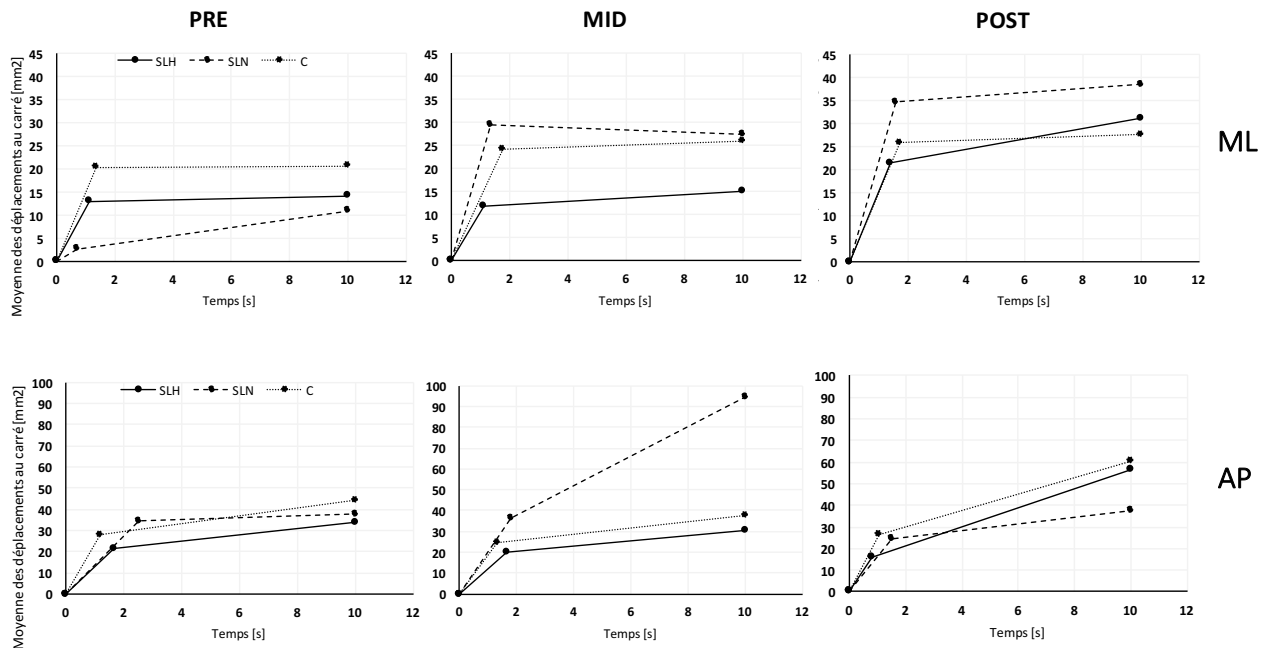


Figure 30: Représentation graphique des paramètres SDA en condition YF, environnement normoxique.

En condition YF, la variable principale étudiée est le RcY. L'ANOVA à deux voies, à mesures répétées suggère des effets significatifs dans ces conditions expérimentales (YF, OUT et IN) que pour ce paramètre. Pour rappel, le RcY correspond à la moyenne des déplacements au carré du point d'inflexion sur l'axe AP. Avant ce point-là, la régulation du système postural se fait en boucle ouverte c'est-à-dire sans feedbacks sensoriels.

En normoxie, cette valeur tend à diminuer au cours des entrainements. C'est-à-dire que l'énergie dépensée pour l'utilisation des afférences sensorielles est diminuée. On observe une diminution de 26.1% pour le groupe SLH et de 29.2% pour le groupe SLN. L'effet semble donc être légèrement plus important pour le groupe qui s'est entraîné en normoxie.

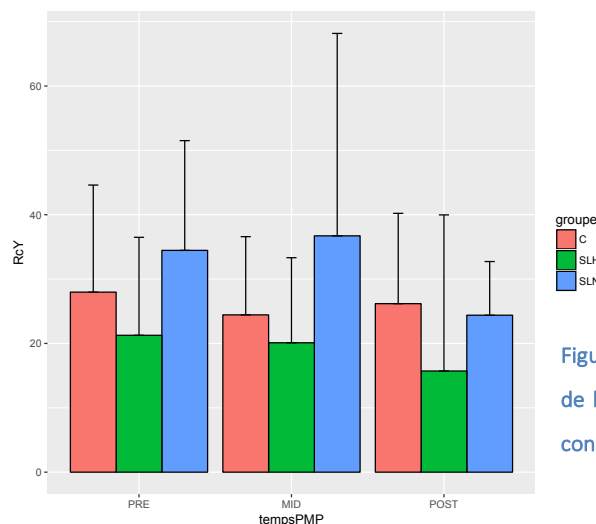


Figure 31: Barplot des moyennes et SEM de la variable RcY au cours du temps, en condition YF, en normoxie.

Environnement : Hypoxie

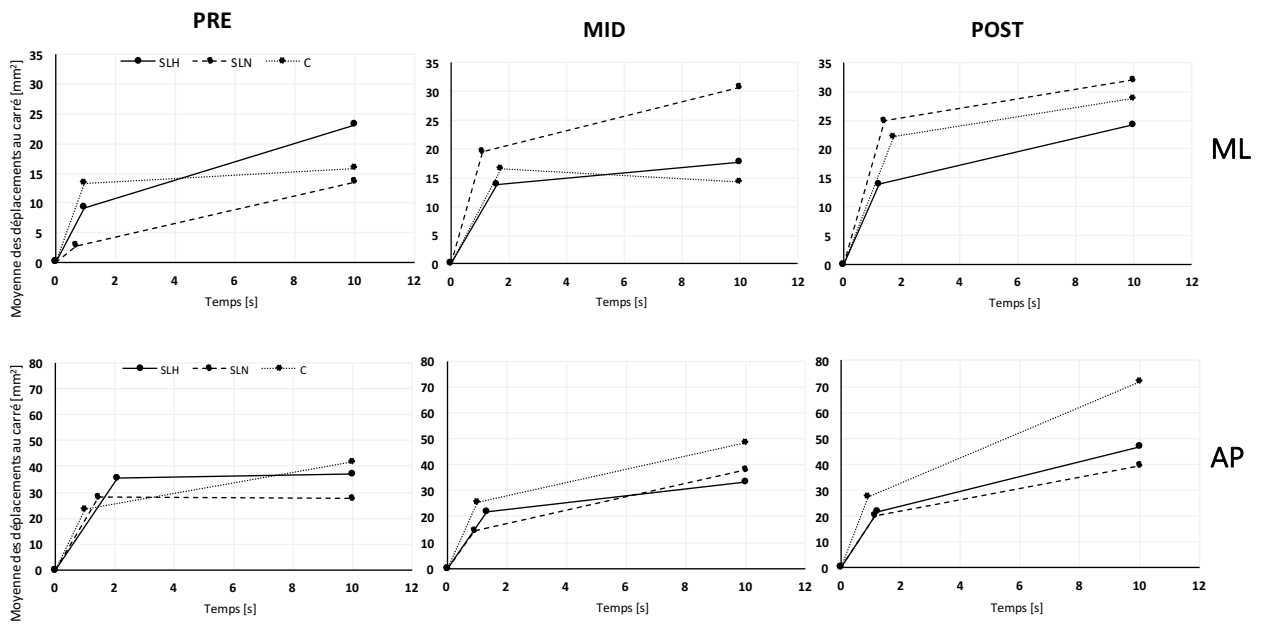


Figure 32: Représentation graphique des paramètres SDA en condition YF, environnement hypoxique.

En hypoxie, RcY tend également à diminuer au cours des entraînements. On observe une diminution de 38.4% pour le groupe SLH et de 29.2% pour le groupe SLN. L'effet semble être majoré en milieu hypoxique par rapport aux mesures prises en normoxie pour le groupe qui s'est entraîné en hypoxie (26.1% contre 38.4%).

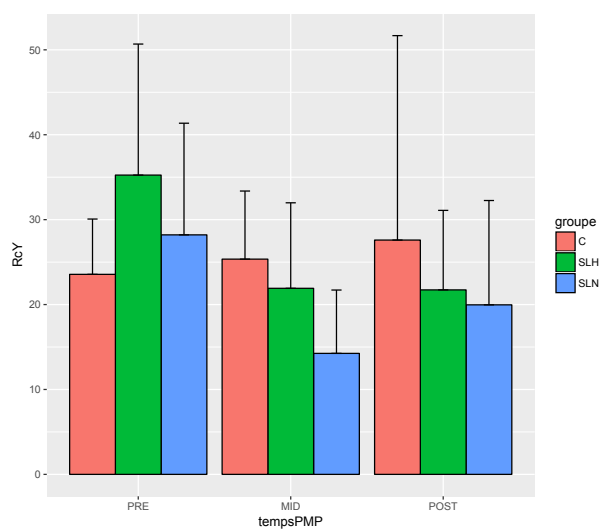


Figure 33: Barplot des moyennes et SEM de la variable RcY au cours du temps, en condition YF, en hypoxie.

Condition : DT

Seules les valeurs mesurées en hypoxie ont montré des effets lors de l'ANOVA à deux voies, à mesures répétées pour ces conditions expérimentales (DT, OUT et IN). Les graphiques correspondant aux mesures prises en normoxie (OUT) se trouvent en annexe ainsi que les tableaux des moyennes et des écarts-types.

Environnement : Hypoxie

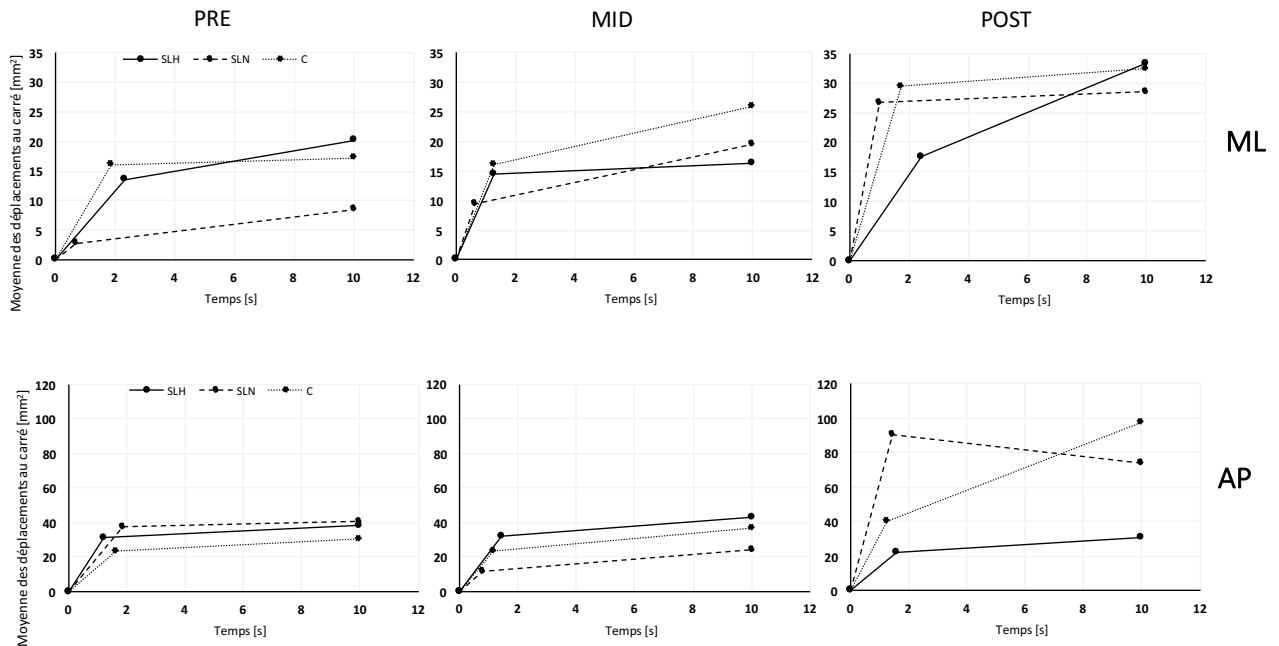


Figure 34: Représentation graphique des paramètres SDA en condition DT, environnement hypoxique.

Pour rappel, le DIY correspond à la demi-pente de la régulation en boucle fermée (deuxième partie de la droite) sur l'axe AP.

En hypoxie, cette valeur tend à diminuer abruptement au cours des entraînements (avec une augmentation du paramètre RcY de 142.9% pour le groupe SLN reflétant une augmentation de l'énergie dépensée pour utiliser les afférences sensorielles, et une diminution de 28.7% pour le groupe SLH). On observe une diminution de DIY de 514.8% pour le groupe SLN et une augmentation de 24.3% pour le groupe SLH. L'effet de l'entraînement en hypoxie semble être délétère en condition de double tâche combinée à des mesures effectuées en hypoxie.

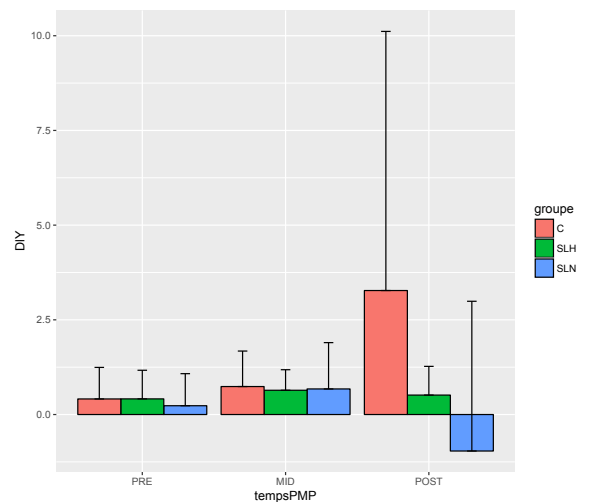


Figure 35: Barplot des moyennes et SEM de la variable DIY au cours du temps, en condition DT, en hypoxie.

3.2. Importance du système visuel : Quotient de Romberg

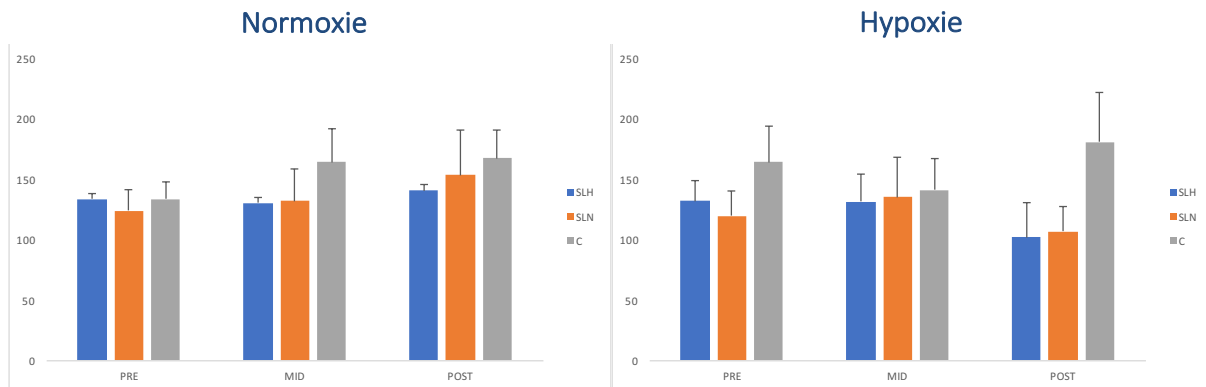


Figure 36: Barplot de l'évolution des quotients de Romberg. Mesures prises en normoxie (gauche), en hypoxie (droite).

En normoxie, le QR tend à augmenter au fil du temps pour l'ensemble des groupes. Après trois semaines d'entraînement, le QR de SLH diminue de 2.54% par rapport à la valeur initiale. Cela signifie que le poids de la vision dans le contrôle de la posture est diminué pour SLH après seulement trois semaines. Cependant, le QR de ce même groupe SLH est augmenté de 5.14% après six semaines par rapport au début de l'entraînement. Or, cette valeur est bien moindre que celle observée pour les groupes SLN et C. En effet, SLN et C ont un QR qui augmente respectivement de 23.83% et 25.18%, après six semaines.

Contrairement aux mesures effectuées en milieu normoxique, en hypoxie le QR tend à diminuer au fil du temps pour l'ensemble des groupes. Après trois semaines d'entraînement, le QR de SLN augmente de 13.16% par rapport à la valeur initiale. Cependant, le QR est diminué de 10.5% après six semaines par rapport au début de l'entraînement. Cette valeur est inférieure à celle observée pour le groupe SLH. En effet, SLH a un QR qui diminue de 22.93%, après six semaines. Cela signifie que le poids de la vision dans le contrôle de la posture est diminué pour SLH, et SLN dans une moindre mesure. Le groupe C voit son QR augmenté de 10.01%, signifiant l'importance de la vision dans le contrôle postural. Ainsi, après six semaines d'entraînement de slackline en hypoxie ou en normoxie, le rôle de la vision dans le contrôle postural semble diminuer.

A noter que les QR sont inférieurs à la valeur normale (population normale) de 250 pour les trois groupes.

4. Discussion

L'objectif principal de ce travail est d'étudier les effets d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare sur l'équilibre postural. Il s'agit de relever les effets statistiquement significatifs de l'hypoxie sur le contrôle postural et d'en étudier les causes possibles qui pouvant l'influencer. Dans certaines conditions (développées par la suite), les hypothèses de départ ont été confirmées. En effet, selon l'environnement de mesure (IN ou OUT) et la condition (YO, YF, DT), nos résultats suggèrent une amélioration du contrôle postural dans l'axe médio-latéral ainsi qu'un effet majoré après un entraînement de slackline en hypoxie.

4.1. Effets d'un entraînement de slackline en hypoxie sur le système postural

4.1.1. La stabilité et le contrôle postural

Analyse standard des paramètres du statokinésigramme

Après six semaines d'entraînement de SL, le contrôle postural ainsi que la stabilité semblent avoir été améliorés par rapport à la condition initiale. Les effets significatifs des paramètres CdPvv, CdPxm, CdPx et LFS permettent d'en illustrer les facteurs d'amélioration. Bien que l'activité neuromusculaire (induite par le travail de maintien de la posture) semble avoir été augmentée en condition YO et YF pour les deux groupes expérimentaux (reflet d'une hausse de la CdPvv), cette augmentation suggère que le contrôle postural se fait plus finement. Le système semble être plus réactif au maintien de la posture orthostatique. Selon Degache et al. (2012), CdPvv reflète l'accélération du CdP. Il semblerait alors que le système postural ait gagné en réactivité dans le contrôle de la stabilité. Comme mentionné dans l'introduction, se maintenir en équilibre demande au système postural d'être plus flexible pour permettre au corps de se rééquilibrer plus rapidement et plus finement. C'est ce que peut refléter cette augmentation de la CdPvv.

Une position dite normale serait adoptée lorsque le barycentre du polygone de sustentation est situé sur l'axe latéral et sagittal de la plateforme à une distance en arrière en général de quatre centimètres (peut différer selon le logiciel utilisé) (Figure 37). C'est ce que nos résultats suggèrent également. En condition YO, la position moyenne du CdP sur l'axe AP des groupes expérimentaux tend à se rapprocher du point d'équilibre « normal » situé à quatre centimètres en arrière. De plus, les mouvements oscillatoires de la slackline se faisant dans l'axe latéral principalement, il n'est pas étonnant d'observer une amélioration plus

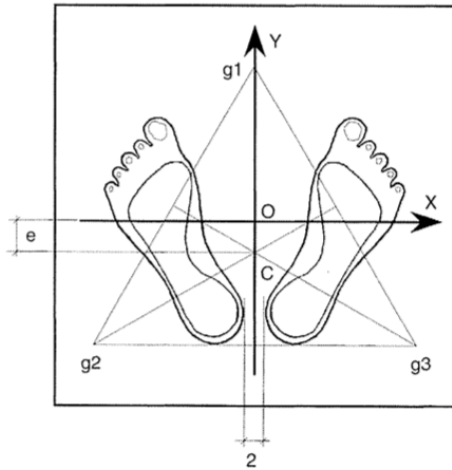


Fig. 2-26. — Position des pieds sur la plateforme.

Le barycentre du polygone de sustentation, O, doit être à une distance connue, e, du centre C du triangle équilatéral aux sommets duquel se trouvent les jauges, g1, g2, g3, sinon le paramètre VFY n'a plus de valeur. De même le polygone de sustentation du sujet doit être parfaitement centré par rapport à l'axe OY, sinon le paramètre X-moyen n'a plus de valeur.

Figure 37: Position des pieds sur la plateforme posturographique. Représentation du point d'équilibre standard "normal". Figure tirée du livre de Gagey et Weber (2004).

importante dans l'équilibre postural ML après un entraînement de slackline. En effet, le CdPxm tend à se rapprocher de la valeur centrale 0, dans l'axe ML (en condition YO et YF uniquement). Ce point d'équilibre standard suggère que le corps tend à équilibrer ses points d'appui/forces de réaction du sol et qu'il tend à adopter une posture symétrique. Cette amélioration de la symétrie des CdP est d'ailleurs plus importante pour le groupe SLH, comme il a été proposé dans les hypothèses de départ. L'équilibre postural semble avoir été amélioré par l'instabilité ML induite par slackline et majoré par un entraînement en hypoxie. L'hypoxie induirait alors une stimulation supplémentaire permettant d'améliorer ses performances d'équilibre.

Avec un système plus réactif et une meilleure symétrie posturale, il n'est pas surprenant que le corps change de tactique de régulation de l'équilibre vers une tactique plus efficiente. C'est ce que suggère la diminution de LFS pour les deux groupes expérimentaux en condition de double tâche. Effectivement, le paramètre LFS permet de lire un aspect de la tactique posturale adoptée par le sujet (Gagey et Weber, 2004 ; Paillard, 2016). Cette diminution suggère que les sujets tendent à acquérir une tactique moins coûteuse telle que la tactique de cheville plutôt que la tactique de hanche. Cette amélioration du paramètre LFS est

d'autant plus relevante car la condition de DT implique un partage des ressources attentionnelles quant au contrôle de l'équilibre statique et à la réalisation d'une tâche cognitive de calcul mental. Selon le modèle d'interaction posture-charge attentionnelle proposé par Lacour et al. (2008), lorsque les sujets ne parviennent pas à gérer le coût attentionnel entre les deux tâches, ils donnent la priorité à l'exécution de la tâche posturale, « posture first ». C'est ce qui est observé notamment chez les personnes âgées qui cherchent à éviter la chute (Bernard-Demanze et al., 2009). Or chez des sujets plus jeunes, lorsque le maintien de l'équilibre tend à se réguler automatiquement (meilleure maîtrise de l'équilibre), les ressources attentionnelles se focalisent plutôt sur la tâche cognitive. Cette affirmation est vraie si la tâche cognitive est simple et que l'attention apportée au maintien de l'équilibre postural ne se confronte pas trop à celle de la tâche cognitive (Paillard, 2016). Ce point sera abordé dans la suite de la discussion.

Analyse avec SDA

Les résultats du SDA permettent d'étudier le caractère dynamique du contrôle postural et avoir une analyse plus sensible des mécanismes de régulation du contrôle postural. Il semble alors intéressant d'effectuer cette analyse car lorsqu'il s'agit de tenir en équilibre sur une slackline, on parle plutôt d'équilibre dynamique ; tandis que les paramètres standards du statokinésigramme caractérisent un équilibre statique. La modélisation de la trajectoire du CdP en mouvement Brownien fractionnaire proposés initialement par Collins et De Luca (1993), permet de relever la nature du mécanisme de régulation (boucle ouverte ou fermée) adopté lors du contrôle postural comme déjà mentionné dans l'introduction. Pour rappel, les auteurs suggèrent que les oscillations posturales ne sont pas commandées par le SNC en dessous d'un certain seuil (point critique de coordonnées T_c, R_c). Le mode de contrôle en boucle ouverte est alors adopté, et les fluctuations ne sont donc pas corrigées en permanence par le SNC. Au-delà de ce point, le système de contrôle postural utilise les afférences sensorielles pour corriger les fluctuations de la posture. Il s'agit alors du mode de contrôle en boucle fermée (Collins et De Luca, 1993 ; Paillard, 2016).

Les résultats obtenus par SDA suggèrent une amélioration de la stabilité posturale dans l'axe ML et AP dans certaines conditions uniquement. Dans l'axe ML, la stabilité paraît être améliorée en condition YO lorsque les mesures ont été effectuées en environnement

normoxique alors qu'elle semble être détériorée en environnement hypoxique. Il est probable que l'effet d'une légère hypoxie induise une diminution du contrôle postural (discuté par la suite). La diminution de DIX suggère alors que pour un même intervalle de temps, la dépense énergétique est moindre pour réguler la posture et utiliser les afférences sensorielles. En effet, une diminution de la vitesse de déplacement du CdG ($DI = \frac{1}{2} \cdot \frac{distance}{temps}$) laisse supposer que le système de régulation à long terme engendre une meilleure stabilisation. Cette amélioration du contrôle postural est illustrée par le passage vers une tactique de stabilisation plus automatisée, ou une tendance à se rapprocher d'un système de régulation en boucle ouverte, qui nécessite moins d'afférences sensorielles pour se stabiliser. Cependant, les résultats du SDA ne semblent proposer une amélioration uniquement lorsque les mesures sont effectuées en normoxie. En hypoxie, les résultats suggèrent plutôt un effet délétère sur la stabilité car le DIX est diminué pour les deux groupes expérimentaux. Les sujets tendent à dépenser plus d'énergie pour réguler leur posture et utiliser les afférences sensorielles. Cependant, l'augmentation de ce coût énergétique pour un même intervalle de temps semble être plus important pour le groupe SLN. Le groupe SLH qui s'est entraîné en hypoxie subit moins les effets délétères de l'hypoxie que le groupe SLN, en condition YO.

Quant à l'axe AP, nos résultats indiquent une diminution de DIY en condition de double tâche pour le groupe SLN suggérant également une amélioration de la stabilité pour les mêmes raisons susmentionnées en ML. Quant au groupe SLH, ce paramètre est augmenté reflétant ainsi une dépense énergétique plus importante pour réguler sa posture et utiliser les afférences sensorielles. La combinaison de la condition de DT à un environnement hypoxique se révèle être une stimulation peut-être trop importante à gérer pour le groupe SLH, contrairement au groupe SLN. De précédents chercheurs ayant étudié les effets de l'hypoxie normobare sur la performance de l'équilibre ont postulé qu'une courte exposition à l'hypoxie provoque une perturbation du SNC. En raison à cette légère diminution d'oxygène, la coordination neuromusculaire serait diminuée induisant une diminution de la stabilité posturale, en particulier dans l'axe AP (Holness et al., 1982). Cette augmentation d'énergie nécessaire à la régulation posturale pourrait ainsi refléter l'utilisation d'un mécanisme compensatoire.

Toujours dans l'axe AP mais en condition YF, le point critique est décalé vers le bas pour les deux groupes expérimentaux, quel que soit l'environnement de mesure. Cette diminution de RcY suggère que le coût énergétique du passage de la régulation en boucle fermée est diminué. L'utilisation des afférences sensorielles est facilitée par une moindre dépense énergétique nécessaire au passage d'une régulation à l'autre. Le groupe SLN voit cette valeur diminuer dans les mêmes proportions dans les deux environnements de mesures alors que pour le groupe SLH cette diminution est bien plus importante en environnement hypoxique. Ainsi, ce paramètre est amélioré pour les deux groupes mais cette amélioration est majorée pour le groupe qui a suivi un entraînement en hypoxie, lorsqu'il est soumis à un environnement hypoxique.

4.1.2. Sur le contrôle visuel

La vision est le premier sens à être altéré par l'hypoxie. C'est ce que concluent Nordhal et al. (1998) dans leur étude. Le système visuel semblerait être un facteur limitant pour maintenir l'équilibre en hypoxie par rapport aux systèmes vestibulaire et proprioceptifs. Or, cet effet pourrait être compensé par une diminution du poids de la vision dans le contrôle postural. C'est ce que suggèrent nos résultats. En effet, après un entraînement de slackline en hypoxie, le rôle de la vision dans le contrôle postural est diminué. C'est en effectuant le quotient de Romberg qu'il a été possible d'apprécier dans quelle mesure un sujet utilise sa vision dans le contrôle de sa posture orthostatique. A noter que cette affirmation est vraie dans le cas où les mesures ont été effectuées en milieu hypoxique uniquement et que ce résultat est vrai pour les groupes SLH ainsi que SLN. Nos résultats suggèrent ainsi que l'entraînement de slackline *per se* diminue le poids de la vision dans le contrôle postural et que cet effet est majoré lorsque l'entraînement est effectué en hypoxie. C'est ce qui était proposé par nos hypothèses de départ. Il serait intéressant d'explorer davantage cet effet là car il pourrait être utile pour des athlètes qui pratiquent des sports en haute altitude par exemple ou des personnes travaillant en haute altitude qui exercent des activités nécessitant un bon contrôle postural. D'autant plus que l'étude de Degache et al. (2012) suggère que la sensibilité au contraste visuel est plus faible en condition hypoxique et que cela pourrait contribuer à l'instabilité posturale.

En plus de cet effet majoré par l'hypoxie, il semblerait intéressant d'envisager un entraînement de ce type pour des personnes âgées, dans un but de prévention sur un plus long terme. En effet, le contrôle postural des aînés est contrôlé principalement par le système visuel (Manchester, Woollacott, Zederbauer-Hylton et Marin, 1989 ; Colledge et al., 1994). Ainsi, en plus d'une amélioration du contrôle postural que peut induire un entraînement de slackline en hypoxie, il serait possible de réduire le poids de la vision pour que ce contrôle postural soit maintenu. Cette affirmation est d'autant plus justifiable par la diminution de l'acuité visuelle avec l'âge, mais pas que. Ce sont les organes de l'équilibration, principalement les systèmes visuels, vestibulaires et proprioceptifs qui se modifient avec l'âge. Ils deviennent moins performant et moins efficaces sur les plans structurels et fonctionnel sous l'effet du vieillissement (Paillard, 2016). Il serait ainsi intéressant d'envisager une étude avec des personnes âgées pour analyser les effets sur le long terme de leur posture ainsi que sur les risques de chute par exemple.

4.1.3. Sur le contrôle de l'attention

Effectuer une tâche cognitive telle que calculer, mémoriser des éléments ou autre peut jouer un rôle sur l'équilibre postural en le rendant plus difficile à maintenir à cause de l'augmentation de l'utilisation des ressources attentionnelles. Ceci a été observé plus particulièrement chez les personnes âgées (Anderson et al., 2002 ; Moghadam et al., 2011). En effet, en condition de DT, les personnes âgées présentent une altération de la posture importante pouvant entraîner une chute et toutes ses conséquences car l'augmentation de la charge attentionnelle conduit ces personnes à la limite de leur capacité à diviser leur attention (Bernard-Demanze et al., 2009 ; Paillard, 2016). Cependant, il semblerait que les jeunes adultes et d'âge moyen présentent quant à elles une amélioration de leur contrôle postural pouvant refléter une meilleure « automatisation du contrôle postural » (Bernard-Demanze et al., 2009 ; Lacour et Borel, 1993 ; Paillard, 2016). C'est ce que nos résultats suggèrent également. La longueur de déplacement du CdP dans l'axe ML est diminué après un entraînement de slackline et cet effet est majoré si l'entraînement se déroule en hypoxie. Cet effet s'observe dans l'axe ML car il est possible que les mouvements oscillatoires de la slackline se faisant en ML stimuleraient d'avantage le système d'équilibration dans cet axe (comme il y a été proposé dans les hypothèses). On observe ainsi une diminution de cette longueur de 13.4% pour le groupe SLH contre 5.6% pour le groupe SLN. Il semblerait alors

que l'effet délétère de l'hypoxie sur le fonctionnement du SNC (Holness et al., 1982 ; Paillard, 2016 ; Wagner et al., 2016) a peut-être permis de renforcer la connectivité dans les réseaux neuronaux impliqués dans les processus de contrôle posturo-attentionnel.

Toutefois, l'effet d'une DT cognitivo-posturale peut être parfois délétère lorsque le coût attentionnel est trop important. L'allocation des ressources attentionnelles change en fonction de la difficulté relative des tâches posturales et cognitives de chacun, résultant à un plus ou moins bon contrôle postural. De plus selon la littérature (vue dans l'intro), il est possible que l'hypoxie accentue cet effet à cause d'une diminution des capacités cognitives induite par l'hypoxie. Dans notre étude, il semblerait que pour un même intervalle de temps, les sujets tendent à dépenser moins d'énergie pour réguler leur posture et utiliser les afférences sensorielles. C'est ce qu'a révélé l'analyse du paramètre DIY mesuré par SDA, pour le groupe SLN en condition hypoxique. Cet effet est donc positif dans ces conditions.

L'amélioration du contrôle postural en condition de DT est également caractérisée par les paramètres CdPxm et LFS. En effet, après l'entraînement de six semaines, on observe que la position moyenne du CdP sur l'axe ML se rapproche du point d'équilibre standard (Figure 37). Il semble ainsi que le corps tend à adopter une meilleure symétrie du tonus postural et que cet effet est encore majoré pour le groupe SLH ; dénotant ainsi l'effet positif supplémentaire d'un entraînement de slackline en hypoxie. Quant à la LFS, on observe une diminution de cette valeur ce qui indique une baisse du coût énergétique dans le contrôle postural. Les raisons à cela pourraient être que la régulation de l'équilibre soit passée sur un système plus « automatisé » ou que la tactique adoptée pour maîtriser le déséquilibre ait changé pour une stratégie moins coûteuse (tactique de hanche vers une tactique de cheville) (Amblard, 1998 ; Paillard, 2016). D'ailleurs, une étude menée par Santos et al. (2016) souligne l'effet d'une meilleure mobilité et stabilité de la cheville après un entraînement de slackline chez de jeunes joueuses de basket-ball. Ceci pourrait expliquer la diminution du coût énergétique induit alors par un possible changement de stratégie vers une tactique moins coûteuse qu'est la tactique de cheville. Il a été démontré que chez un adulte en bonne santé avec un système de contrôle postural mature, que la régulation posturale se faisait principalement avec une tactique de cheville (Paillard, 2016). Alors que chez les personnes âgées ou des personnes souffrant d'un déficit d'équilibre postural par exemple, la tactique de hanche tend à être favorisée (Woollacott, 1986).

4.2. Importance des conditions méthodologiques

Pour que la méthode d'une étude scientifique soit valide, il faut qu'elle puisse remplir au moins les trois critères suivants : critère de représentativité, de reproductibilité et de répétabilité. Sans parler de la nécessité d'avoir un échantillon représentatif d'une population et qu'il soit évidemment homogène tant dans leurs caractéristiques anthropométriques que dans leur style de vie (sportif, sédentaire) par exemple. Nous allons ici discuter de l'importance de l'environnement dans lequel se déroule l'étude. Il faut essayer de standardiser au mieux l'environnement de mesure pour diminuer l'effet de paramètres pouvant altérer les mesures sans qu'on ne comprenne la raison physiologique réelle, par exemple. Il s'agit de variables confondantes qui risquent de fausser les résultats et surtout les conclusions d'une étude. Il faut se libérer de paramètres pouvant influencer les résultats. Pour ce faire, il est alors important de standardiser l'environnement de mesure pour diminuer l'effet de ces dits paramètres.

De plus, effectuer les mesures en hypoxie et normoxie a permis de dénoter l'effet d'une exposition aigüe à l'hypoxie. L'hypoxie pouvant induire des effets à court terme, il était alors intéressant de réaliser les mesures dans les deux environnements. Le sujet de ce travail n'étant pas d'étudier l'effet d'une exposition aigüe à l'hypoxie mais celui d'un entraînement en hypoxie, cet effet n'a alors pas été analysé en détail. Cependant, dans le cadre de cette étude il a été d'autant plus utile de prendre les mesures dans les deux environnements. Sans cela, il n'aurait pas été possible de trouver des effets statistiquement significatifs pour certains paramètres que ce soit ceux de l'analyse standard ou par SDA. Il est possible que l'environnement hypoxique (lors des mesures) induise peut-être trop de perturbations. C'est ce qui semble avoir été observé dans cette étude pour le groupe SLH en condition de DT par exemple. En effet, bien qu'il ait été proposé qu'un entraînement de slackline en normoxie induise une diminution du coût énergétique dans la régulation posturale en boucle fermée (diminution de DIY), en condition de DT, cet effet est différent pour le groupe SLH. Il est donc probable que la combinaison de stimuli induits par l'hypoxie et la condition de DT soit alors un peu trop importante et devienne ainsi délétère pour le groupe SLH en condition hypoxique.

4.3. Limites

Cette étude est une approche de la posturologie réalisée sur un échantillon restreint de vingt et un sujets pratiquant pour la plupart une activité physique supérieure à la moyenne. Il est donc important d'en saisir les limites.

Malgré les efforts de reproductibilités, l'étude de la posturologie reste sujette à d'importantes variations dues notamment à la sensibilité des mesures. En effet, chaque mesure s'effectuant pendant une durée de 51.2 secondes, il suffit que le sujet soit déstabilisé par une simple perturbation externe et les paramètres analysés tels que la CdPx, CdPy, CdPvm deviennent difficilement interprétables. Cette méthode de stabilométrie est relativement (trop) sensible aux perturbations environnementales. Pour que la comparaison entre sujets soit possible, il faut standardiser au mieux les mesures, les conditions environnementales ainsi que les caractéristiques générales des sujets. Il est alors important de garder à l'esprit l'ensemble des variables confondantes qui peuvent influencer les mesures en posturologie. Voici une liste non-exhaustive des paramètres à prendre en compte pour essayer de standardiser au mieux les mesures, pour les études à venir :

- Environnement de mesures :
 - Le bruit ambiant
 - La lumière
 - Présence de fenêtres ou mur blancs (sans tâches)
 - Espace clos/ouvert
- Variabilité intra-individuelle
 - Le corps n'est jamais en équilibre stable. De ce fait, une mesure n'est « jamais » égale à une autre. Même si les mesures sont effectuées l'une après l'autre dans les mêmes conditions environnementales, une variabilité subsiste.
- Variabilité inter-individuelle
 - Etat de fatigue générale et musculaire
 - Activité physique/sportive pratiquée
 - Forme du pied (plat, creux)
 - Axe des genoux (en X ou en O) malgré une position standard imposée par la plateforme posturographique
 - La composition corporelle, la taille, le poids, le sexe, etc.

Le genre, en raison d'une composition corporelle et de caractéristiques anthropométriques différentes, peut influencer l'équilibre et la posture (Alonso et al., 2012 ; Chiari et al. 2002 ; Kinney LaPier et al., 1997), de même que l'activité physique pratiquée par les sujets. En effet, le contrôle postural diffère selon le type de sport pratiqué. Pour certains sports, il existe même des différences entre les postes occupés : les valeurs stabilométriques d'un footballeur occupant un poste d'attaquant seront différentes de celles d'un défenseur, ainsi que celles d'un gardien d'hockey sur glace et les autres joueurs (Tropp et al., 1984).

4.4. Perspectives et forces du travail

La recherche visant à analyser l'effet (bénéfique) d'un entraînement en hypoxie s'est beaucoup développée ces dernières années, ce qui a poussé différentes institutions à acquérir des chambres hypoxiques pour développer leurs propres activités. Le contrôle postural ayant une importance tant dans le domaine de la santé qu'au niveau des performances sportives, il serait intéressant d'approfondir ce sujet et de pousser cette étude sur des aspects plus ciblés du contrôle postural. En effet, le système postural est analysé dans sa globalité dans ce travail et seul quelques points y sont développés, mais le domaine d'étude est infiniment vaste et prometteur.

On peut facilement imaginer qu'une amélioration de la posture (symétrie des appuis, équilibre orthostatique, stabilité, etc.) induit de meilleures performances, telles que la force développée par les membres inférieurs et la détente verticale par exemple (Donath et al., 2013 ; Granacher et al., 2010 ; Santos et al., 2014, 2016 ; Zemková, 2011).

Cette étude s'est concentrée sur une analyse des paramètres de stabilométrie pour mesurer l'effet d'un tel entraînement en hypoxie sur le contrôle postural. Cependant, d'autres mesures ont été effectuées pendant cette même étude et restent encore à être analysées telles que l'évolution de la détente verticale (hauteur, force, vitesse, puissance) en *squat jump* et *counter movement jump*. De plus, un questionnaire sur l'estime de soi de Rosenberg a également été effectué permettant d'évaluer l'effet psychologique d'un entraînement de slackline. Bien d'autres études restent encore à être envisagées permettant d'ouvrir et d'explorer au mieux les effets que peuvent apporter un entraînement d'équilibre sur slackline en hypoxie.

5. Conclusion

Le but de ce travail consistait à étudier les effets d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare d'une durée de six semaines sur l'équilibre postural, à une altitude simulée de 3'800 m. Il s'agissait de relever les variations des différentes variables récoltées lors de l'analyse posturographique, et les éventuelles améliorations du contrôle postural. Les résultats de cette analyse ont pu mettre en évidence les progrès acquis après un entraînement de slackline ainsi que des effets majorés pour le groupe qui s'est entraîné en hypoxie (SLH), sous certaines conditions.

L'entraînement de slackline semble avoir induit une meilleure réactivité du contrôle postural générant une rééquilibration plus rapide et plus fine du système. Le coût énergétique du contrôle postural semble lui aussi avoir été amélioré, suggérant un possible changement de tactique de stabilisation vers une stratégie moins coûteuse, telle que la stratégie de cheville. De plus, le système postural semble s'être ajusté et avoir ainsi gagné une meilleure symétrie du tonus postural. Ces effets ont été plus importants dans l'axe ML et pour le groupe SLH en particulier.

Le système visuel est un facteur limitant du contrôle de l'équilibre en condition hypoxique. La diminution du poids de la vision dans le contrôle postural en hypoxie (obtenu dans nos résultats), pourrait hypothétiquement compenser ce déficit. C'est ce qui a notamment été suggéré dans cette étude et qui soulève ainsi de possibles questions de recherches à venir.

Bien que de nombreuses études proposent qu'un entraînement en hypoxie induit des effets bénéfiques sur le système humain, l'effet de l'hypoxie peut malencontreusement avoir parfois ses limites. Au-delà d'un certain seuil et selon les paramètres étudiés, il se pourrait qu'il devienne délétère et potentiellement accentué par la sensibilité du système central à l'hypoxémie. Il faut alors pouvoir se prémunir de ces limites en encourageant les chercheurs à étudier ce vaste domaine d'étude qu'est la posturologie et l'hypoxie en devenir.

6. Références

6.1. Articles scientifiques

1. Alonso AC, Luna NM, Mochizuki L, Barbieri F, Santos S, Greve JM. (2012). The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. *Clinics (Sao Paulo)*, 67(12):1433–1441.
2. Amann M, Romer LM, Subudhi AW, Pegelow DF, Dempsey JA. (2007). Severity of arterial hypoxemia affects the relative contributions of peripheral muscle fatigue to exercise performance. *J Physiol.* 581(Pt 1):389-403.
3. Amblard B. (1996). Visuo-vestibular integration in the development of posture and gait. *Archives italiennes de biologie* 134, 249-277.
4. Amblard B. (1998). Les descripteurs du contrôle postural. *Ann. Réadapt. Médecine Phys.* 41, 225–237.
5. Andersson G, Hagman J, Talianzadeh R, Svedberg A, Larsen HC. (2002). Effect of cognitive load on postural control. *Brain Research Bulletin.* 58(1):135-139.
6. Bärtsch P, Dehnert C, Friedmann-Bette B, Tadibi V. (2008). Intermittent hypoxia at rest for improvement of athletic performance. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 18(Suppl. 1), 50–56.
7. Baumgartner RW, Eichenberger U, Bartsch P. (2002). Postural ataxia at high altitude is not related to mild to moderate acute mountain sickness. *European journal of applied physiology.* 86 :322–326.
8. Beck S, Taube W, Gruber M, Amtage F, Gollhofer A, Schubert M. (2007). Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. *Brain Res.* 1179:51-60.
9. Bernard-Demanze L, Dumitrescu M, Jimeno P, Borel L, Lacour M. (2009). Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. *Curr Aging Sci.* 2:139-149.
10. Bobbert MF, Casius LJ. (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med Sci Sports Exerc.* 37(3):440-6.
11. Bosco C, Saggini R, Viru A. (1997). The influence of different floor stiffness on mechanical efficiency of leg extensor muscle. *Ergonomics.* 40(6):670-9.

12. Caron O, Gelat T, Rougier P, Blanchi JP. (2000). A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness. *J Appl Biomech.* 16(3):234-47.
13. Castagna C, Ganzetti M, Ditroilo M, Giovannelli M, Rocchetti A, Manzi V. (2013). Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *J Strength Cond Res* 27(3):761-8.
14. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17:666-77.
15. Collins JJ, De Luca CJ. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research.* 95, 308-18.
16. Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA. (1995). Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research.* 104(3), 480-92.
17. Collins J, Stamp A. (1997). Stabilogram Diffusion Analysis—MATLAB code. <http://isbweb.org/software/movanal/stamp/>
18. Conkin J, Wessel JH. (2008). Critique of the equivalent air altitude model. *Aviat Space Environ Med.* 79:975-82.
19. Crone C, Hultborn H, Jespersen B, Nielsen J. (1987). Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. *J Physiol.* 389: 163–185.
20. Cymerman A, Muza SR, Beidleman BA, Ditzler DT, Fulco CS. (2001). Postural instability and acute mountain sickness during exposure to 24 hours of simulated altitude (4300 m). *HAM* 2:509–514.
21. Degache F, Larghi G, Faiss R, Deriaz O, Millet G. (2012). Hypobaric versus normobaric hypoxia: same effects on postural stability? *High Alt. Med. Biol.* 13, 40–45.
22. Degache F, Van Zaen J, Oehen L, Guex K, Trabucchi P, Millet G, Millet G. (2014). Alterations in postural control during the world's most challenging mountain ultramarathon. *PloS One* 9, e84554.
23. Edwards AM, Polman RC. (2013) Pacing and Awareness: Brain Regulation of Physical Activity. *Sports Med.* 43(11):1057-64.
24. Granacher U, Iten N, Roth R, Gollhofer A. (2010). Slackline training for balance and strength promotion. *Int J Sports Med.* (10):717-23.

25. Granacher U, Gollhofer A, Strass D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture*. 24(4):459-66.
26. Gurfinkel VS, Alexeef M, Elnor G, Baron JB. (1972). Variation de l'activité tonique posturale et du réflexe achilléen sous l'influence de calcul mental et d'une manœuvre dérivée de celle Jendrassik. *Agressologie*. 13, B, 63-68.
27. Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, Troyanovich SJ, Harrison SO. (1999). A review of biomechanics of the central nervous system--part II: spinal cord strains from postural loads. *J Manipulative Physiol Ther*. 22(5):322-32.
28. Henriksson NG, Johansson G, Olsson LG, Ostlund H. (1967). Electric analysis of the Romberg test. *Acta Otolaryngol. Suppl. (Stockh.)* 224: 272-279.
29. Holness DE, Fraser WD, Eastman DE, Porlier JA, Paul MA. (1982). Postural stability during slow-onset and rapid-onset hypoxia. *Aviat Space Environ Med*. 53(7):647-51.
30. Hoshikawa M, Hashimoto S, Kawahara T, Ide R. (2010). Postural instability at a simulated altitude of 5,000 m before and after an expedition to Mt. Cho-Oyu (8,201 m). *Eur J Applied Physiol* 110: 539–547.
31. Kinney LaPier TL, Liddle S & Bain C. (1997). A comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women. *Physiotherapy Canada* 49: 207–213.
32. Kotecha A, Richardson G, Chopra R, Fahy RT, Garway Heath DF, Rubin GS. (2012). Balance control in glaucoma. *Investigative ophthalmology & visual science*. 53, 7795-7801.
33. Lacour M, Borel L. (1993). Vestibular control of posture and gait. *Arch Ital Biol*. 131: 81- 104.
34. Lacour M, Bernard-Demanze L, Dumitrescu M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: models and posture analysis methods. *Neurophysiol Clin/Clin Neurophysiol*. 38: 411-421.
35. Le Goïc M. (2013). Etude du contrôle postural chez l'homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute. *Médecine humaine et pathologie*. Université de René Descartes. Paris V.
36. Loeppky JA, Icenogle M, Scotto P, Robergs R, Hinghofer-Szalkay H, Roach RC. (1997). Ventilation during simulated altitude, normobaric hypoxia and normobaric hypobaria. *Resp Physiol*. 107:231-239.

37. Lundby C, Calbet JA, Robach P. (2009). The response of human skeletal muscle tissue to hypoxia. *Cell Mol. Life Sci.* 66, 3615–3623.
38. Maatar D. (2013). Analyse des signaux stabilométriques et de la stabilité chez l'Homme : application à la biométrie. Traitement des images. Université Paris-Est.
39. Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, Marin O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol.* 44(4):M118-27.
40. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res.* 156(4):505-12.
41. Millet GP, Roels B, Schmitt L, Woorons X, Richalet JP. (2010). Combining hypoxic methods for peak performance. *Sports Med.* 40(1):1-25.
42. Millet GP, Debevec T, Brocherie F, Malatesta D, Girard O. (2016). Therapeutic Use of Exercising in Hypoxia: Promises and Limitations. *Front Physiol.* 7: 224.
43. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A, Salehi R. (2011). Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture.* 33(4): 651-655.
44. Njiokiktjien C, Van Parys JAP. (1976) Romberg's sign expressed in a quotient. II Pathology. *Agressologie.* 17, D: 19-24.
45. Nordahl SH, Aasen T, Owe JO, and Molvaer OI. (1998). Effects of hypobaric hypoxia on postural control. *Aviat. Space Environ. Med.* 69, 590– 595.
46. Nuzzo JL, Anning JH, Scharfenberg JM. (2011). The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *J Strength Cond Res.* 25(9):2580-90.
47. Oddsson LIE, Karlsson R, Konrad J, Ince S, Williams SR, Zemková E. (2007). A rehabilitation tool for functional balance using altered gravity and virtual reality. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation.* 4(25), 2-7.
48. Oyarzo CA, Villagrán CR, Silvestre RE, Carpintero P, Berral FJ. (2014). Postural control and low back pain in elite athletes comparison of static balance in elite athletes with and without low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 27(2):141-6.
49. Paillard T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews.* 36:162-176.

50. Paulus WM, Straube A, Brandt T. (1984). Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*. 107:1143-1164.
51. Pfusterschmied J, Buchecker M, Keller M, Wagner H, Taube W, Müller. (2013). Supervised slackline training improves postural stability. *European Journal of Sport Science*. 13(1):49-57.
52. Pfusterschmied J, Stöggel T, Buchecker M, Lindinger S, Wagner H, Müller E. (2013). Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *J Sci Med Sport*. 16(6):562-6.
53. Savourey G, Launay JC, Besnard Y, Guinet A, Travers S. (2003). Normo- and hypobaric hypoxia: are there any physiological differences? *Eur J Appl Physiol*. 89(2):122-6.
54. Simoneau M, Bégin F, Teasdale N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 3(22):1-9.
55. Takagi A, Fujimura E, Suehiro S. (1985). A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. In Igarashi M, Black FO. (Eds) *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. Karger (Basel): 74-79.
56. Taube W, Gruber M, Beck S, Faist M, Gollhofer A, Schubert M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiol (Oxf)*. 189(4):347-58.
57. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc*. 16(1):64-6.
58. Wagner LS, Oakley SR, Vang P, Noble BN, Cevette MJ, Stepanek JP. (2011). Hypoxia-Induced changes in standing balance. *Aviat Space Environ Med* 82: 518–522
59. Wagner DR, Saunders S, Robertson B, Davis JE. Normobaric Hypoxia Effects on Balance Measured by Computerized Dynamic Posturography. (2016). *High Alt Med Biol*. 17(3):222-227.
60. Winter DA, Prince F, Franck JS, Powell C, Zabjek KF. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal Neurophysiol*. 75: 2334-2343.
61. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev*. 23(2):97-114.

62. Zehr EP. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. Eur J Appl Physiol. 86: 455–468.

63. Zemková E. (2011). Assessment of balance in sport : Science and reality. Serb J Sports Sci. 5(4): 127-139.

6.2. Bibliographie

1. Campbell NA, Reece JB, Mathieu R. (2004). Biologie. De Boeck, 2^{ème} édition.
2. Gagey PM, Weber B. (2004). Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. Paris : Elsevier Masson, 3^{ème} édition.
3. Paillard T. (2016). Posture et équilibration humaines. De Boeck Supérieur, Belgique.
4. Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS, Briere R. (1995). Physiologie humaine. Montreal : Cheneliere/McGraw-Hill, 3^{ème} édition.

6.3. Journaux

1. Fink C. (2009). Alpinisme et autres sports de montagne. Slackline : à vos sangles, prêts, départ. Les Alpes. 7:28-32.

6.4. Sites web

1. WinPosturo. <http://www.medicapteurs.fr/fr/produits/2/win-posturo>
2. Ignasse J. (2016). Les neurosciences sur le fil. https://www.sciencesetavenir.fr/sante/cerveau-et-psy/les-neurosciences-sur-le-fil_104424
3. Gagey PM. Faut-il sauver l’algorithme de Collins et De Luca ? <http://ada-posturologie.fr/Collins.htm>

6.5. Support de cours

1. Lavier J. (2017). Posturologie statique. Séminaire « outils de la recherche en sciences de la vie », Université de Lausanne.

7. Annexes

7.1. Affiche de recrutement



Cours de Slackline gratuits

Viens améliorer ton **équilibre** grâce à la slackline !

- ✓ Participe à une étude scientifique
- ✓ Améliore ton équilibre postural
- ✓ Have fun !

Si tu veux prendre part à cette étude en suivant des cours de slackline en salle, contacte moi à l'adresse suivante magali.salvador@unil.ch

- Du 27 février au 7 avril 2017
- 2-3 entraînements de 30 minutes par semaine
- Au Centre Sport et Santé à Dorigny – Université de Lausanne-EPFL
- En INTERIEUR !

BALANCE
SLACKLINES

Unil
UNIL | Université de Lausanne

7.2. Informations aux participants

Premières informations envoyées aux participants



UNIL | Université de Lausanne

Effet d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare sur l'équilibre postural

Avant tout chose, je te remercie de ton intérêt pour cette étude ! Tu vas pouvoir découvrir divers aspects que peut t'offrir un entraînement de slackline.

De précédentes études ont observé une amélioration :

- ✓ de la **coordination**
- ✓ de l'**équilibre**
- ✓ des **capacités cognitives** (meilleure concentration)
- ✓ des **PERFORMANCES !**

La slackline aurait ainsi un effet au niveau **postural** et **cognitif**.

C'est ce qu'on va chercher à démontrer lors de cette étude, et voir si l'entraînement dans un environnement en hypoxie pourra d'avantage augmenter ces effets.

Tu feras ainsi peut-être partie du groupe qui s'entraînera dans un environnement en hypoxie (du grec hupo : sous, et oxus : oxygène). Il s'agit d'une chambre où on va simuler de manière artificielle une altitude en diminuant la quantité d'oxygène présent dans la pièce. L'altitude simulée ne sera pas divulguée mais à titre informatif, elle ne dépassera pas celle du Mont-Blanc (4'808,73 m).

Cependant, il faut que tu remplisses ces dernières conditions :

- ✓ tu es en bonne santé (pas de traumatisme des membres inférieurs)
- ✓ jamais pratiqué de slackline (maximum 2-3 fois pour essayer)
- ✓ tu as envie de passer un bon moment ! 😊



UNIL | Université de Lausanne

La durée de l'étude étant de **6 semaines**, à raison de **2 ou 3 entraînements de 30 minutes chacun par semaine**, j'aurai besoins de tes disponibilités pour effectuer le planning des entraînements. L'étude se déroulera **du lundi 27 février 2017 au vendredi 7 avril 2017** au **Centre Sport et Santé (UNIL-EPFL) à Dorigny**. Pour des questions organisationnelles et administratives, les entraînements auront lieu le **lundi, mercredi et vendredi** entre **9h et 18h**. Le planning peut être légèrement adapté en cas de besoins (éventuellement entraînement le jeudi).

Si tu as des questions relatives à l'étude, aux conditions de participation, au planning des entraînements, ou que tu veux tout simplement me confirmer ton intérêt pour participer à cette étude (sans oublier tes disponibilités), n'hésite pas à me contacter à l'adresse suivante : magali.salvador@unil.ch ou par téléphone : **+41 (0)79.723.96.92**

Dates prévues (à confirmer) :

Semaine 1	Lundi 27.02 Mercredi 01.03 Vendredi 03.03	Semaine 2	Lundi 06.03 Mercredi 08.03	Semaine 3	Lundi 13.03 Mercredi 15.03 Vendredi 17.03
Semaine 4	Lundi 20.03 Mercredi 22.03	Semaine 5	Lundi 27.03 Mercredi 29.03 Vendredi 31.03	Semaine 6	Lundi 03.04 Mercredi 05.04 Vendredi 07.04

**En collaboration avec la société
Fournisseur**

BALANCE
SLACKLINES



Effet d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare sur l'équilibre postural

Avant toute chose, je te remercie encore de ton intérêt pour cette étude !
Je me réjouis de commencer cette expérience et j'espère que toi aussi 😊

Ton horaire :

Lundi	
Mercredi	
Vendredi	

Peux-tu me confirmer si ces horaires te conviennent ?

Déroulement des entraînements ces prochaines semaines.

- La première séance, une séance en fin de la 3^{ème} semaine et la dernière séance (dates en bleu sur la page suivante) seront consacrées à la **prise de quelques mesures** (équilibre sur une plateforme, test de détente verticale, etc). Ces **séances sont spécialement importantes**. Si vous ne pouvez pas venir à ces séances et que vous ne m'en avez pas encore averti, dites-moi au plus vite pour que je puisse vous faire passer les tests à un autre moment.
- Le cours dure **30 minutes**. Essayez de venir **5 minutes avant le début du cours** pour vous échauffer sur les vélos mis à disposition à l'entrée de la salle.
- Un suivi actif des progressions au fil des séances permettra d'adapter et stimuler au mieux une évolution croissante de votre apprentissage.



UNIL | Université de Lausanne

Rappels et informations supplémentaires

- Il y aura au maximum 2 personnes par cours. Je serai avec vous pour vous accompagner et vous conseiller lors de toutes vos séances.
- **Tenue** : confortable 😊, chaussures de sport conseillées voire à pieds nus.
- La durée de l'étude est de **6 semaines**, à raison de **2 ou 3 entraînements de 30 minutes chacun par semaine**. L'étude se déroulera **du lundi 27 février 2017 au vendredi 7 avril 2017** au **Centre Sport et Santé (UNIL-EPFL) à Dorigny**.

Le rendez-vous lors de la **première séance** se fera dans le **hall du Centre Sport et Santé** (bancs en bois). Le hall se trouve au sous-sol, à l'étage en dessous de la cafétéria. Il ne faut pas hésiter à m'appeler au 079.723.96.92 le cas échéant.

Si tu as encore des questions, n'hésite pas à me contacter à l'adresse suivante : magali.salvador@unil.ch ou par téléphone : **+41 (0)79.723.96.92**

Dates des cours :

Semaine 1	Lundi 27.02 test Mercredi 01.03 Vendredi 03.03	Semaine 2	Lundi 06.03 Mercredi 08.03	Semaine 3	Lundi 13.03 Mercredi 15.03 Vendredi 17.03
Semaine 4	Lundi 20.03 Mercredi 22.03	Semaine 5	Lundi 27.03 Mercredi 29.03 Vendredi 31.03	Semaine 6	Lundi 03.04 Mercredi 05.04 Vendredi 07.04

En collaboration avec la société (fournisseur)

BALANCE
SLACKLINES

7.3. Plan expérimental



UNIL | Université de Lausanne

Effet d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare sur l'équilibre postural

Critères d'inclusion

- Sujets en bonne santé
- Pas de traumatismes des membres postérieurs (< 5ans)
- Novice en slackline (max 3 fois)

Mesures anthropométriques

- Sexe, âge, taille, poids, pointure

Questionnaires

- Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique - Q-AAP (version révisée en 2002)
- « Mesure des indices d'activité physique » (Baecke et al, 1982).
- Estime de soi : car composante psychologique importante
 - Echelle d'estime de soi de Rosenberg (10 items)
- Activités physique pratiquées (avant et PENDANT)
 - Tenir un carnet de bord des activités pratiquées des sujets pendant toute l'intervention (6 semaines)
 - Si activité en montagne prévue : exposition augmentée en hypoxie

Etude sur 3 groupes

- Hypoxie normobare en chambre hypoxique avec entraînement
 - Altitude simulée à 3'800m (13% oxygène)
- Normoxie normobare avec entraînement
- Contrôle – sans entraînement

Analyses statistiques

- Mesures habituelles : déplacement en X et Y, distance XY, surface XY, vitesse de déplacement, etc.
- SDA – Stabilogram Diffusion Analyses
- Performance : variation de hauteur en SJ et CMJ (PRE, INT, POST)



UNIL | Université de Lausanne

Plan expérimental

La durée de l'étude est de **6 semaines**, à raison de **2 ou 3 entraînements de 30 minutes chacun par semaine**. L'étude se déroulera **du lundi 27 février 2017 au vendredi 7 avril 2017** au **Centre Sport et Santé (UNIL-EPFL) à Dorigny**.

Dates des cours :

Semaine 1	Lundi 27.02 test Mercredi 01.03 Vendredi 03.03	Semaine 2	Lundi 06.03 Mercredi 08.03	Semaine 3	Lundi 13.03 Mercredi 15.03 Vendredi 17.03
Semaine 4	Lundi 20.03 Mercredi 22.03	Semaine 5	Lundi 27.03 Mercredi 29.03 Vendredi 31.03	Semaine 6	Lundi 03.04 Mercredi 05.04 Vendredi 07.04

Déroulement des entraînements par semaine

Avant toute chose, le participant doit **signer un consentement** pour participer à l'étude. Il doit également remplir le « **Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique - Q-AAP** (version révisée en 2002) » ainsi que le questionnaire de « **Mesure des indices d'activité physique** » (Baecke et al, 1982).

- 1^{ère} semaine :
 - 1^{ère} séance (27.02) : **prise de mesures PRE** en normoxie ET hypoxie
 - Plateforme stabilomètre : (51.2sec)
 - Yeux ouverts
 - Yeux fermés
 - Double tache (compter de 3 en 3, de 100 à 0)
 - Détente verticale avec Myotest :
 - Squat jump
 - Counter mouvement jump
 - Test de composante psychologique :
 - Echelle d'estime de soi de Rosenberg (10 items)



UNIL | Université de Lausanne

- 2^{ème} et 3^{ème} séance: **cours supervisés par Magali et Emmanuel**

Vallélian (Balance Slackline)

- Slackline de 2.5m
 - Première prise en main de la slackline
 - Exercices de base
-
- 2^{ème} et 3^{ème} semaine :
 - Slackline de 2.5m
 - Exercices moyens (2^{ème} semaine) à avancés (3^{ème})
 - **Prise de mesures intermédiaires INT** en normoxie et hypoxie (comme en PRE) le vendredi **17.03**.

 - 4^{ème} et 6^{ème} semaine :
 - Slackline de 3.5m
 - Exercices de base (4^{ème} semaine), moyens(5^{ème}) à avancés (6^{ème})
 - **Prise de mesures POST** en normoxie et hypoxie (comme en PRE et INT) le vendredi **07.04**.

Un suivi actif des progressions au fil des séances permettra d'adapter et stimuler au mieux une évolution croissante de l'apprentissage.

Informations supplémentaires

- Il y aura au maximum 2 personnes par cours. Les participants seront accompagnés par un instructeur lors de toutes les séances pour les conseiller, assurer un suivi et un contrôle de l'évolution intra et inter groupes.
- Tenue : confortable, chaussures de sport conseillées voire à pieds nus.

En collaboration avec la société (fournisseur)

BALANCE
SLACKLINES

7.4. Extrait du script : Analyse statistique sur R

Ce script présente une partie des lignes de codes utilisées et quelques fonctions ayant permis l'analyse statistique. Il s'agit uniquement d'un extrait. Pour une question de place et de lisibilité, seule la variable CdPs est traitée dans ce script. Les autres variables ont été supprimées pour faciliter la lecture.

```
# Le fichier utilisé contient les 3 conditions Y0 YF et DT
##### Utiliser les fichiers: DATA4_posture #####

data1<-read.csv(file.choose(),header=TRUE,sep=',')

attach(data1)
data_H=subset(data1,lieu=='H')
data_N=subset(data1,lieu=='N')

#Librairies
library(ez)
library(pastecs)
library(psych)
library(plotrix)
library(ggplot2)
library(plyr)
library(lsmeans)

# Fonctions et modifs autres
#tempsPMP<-factor(temps,levels(temps)[c(3,1,2)])
#groupeHNC<-factor(groupe,levels(groupe)[c(2,3,1)])

parallelplot<-function(x,y,glab=c("Condition1","Condition2"),ylab="Mesure",...){

# 2007 by Stéphane CHAMPELY
# essayer de vectorizer ?

plot(rep(1,length(x)),x,axes=F,xlab="",ylab=ylab,xlim=c(0,3),ylim=range(c(x,y)),...)
points(rep(2,length(x)),y)
axis(1,at=c(1,2),lab=glab)
axis(2,ylab=ylab)
for(i in (1:length(x))){
if(x[i]-y[i]>0) {lines(c(1,2),c(x[i],y[i]),col="green")} else
{lines(c(1,2),c(x[i],y[i]),col="red")}}
}

data_summary <- function(data, varname, groupnames){
  require(plyr)
  summary_func <- function(x, col){
    c(mean = mean(x[[col]], na.rm=TRUE),
      sd = sd(x[[col]], na.rm=TRUE))
  }
  data_sum<-ddply(data, groupnames, .fun=summary_func,
varname)
  data_sum <- rename(data_sum, c("mean" = varname))
  return(data_sum)
}
```



```

##### 1.Inputs et 2. Calculs #####

### CHOISIR VARIABLE pour Analyse descriptive
var1=CdPs

#### 2.1 Analyse descriptive
### 2.1.1 Moyenne -> mean
Moyenne<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),mean,na.rm=TRUE))

### 2.1.2 Variance -> var
Variance<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),var,na.rm=TRUE))

### 2.1.3 Ecart-type, standard deviation -> sd
EcartType<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),sd,na.rm=TRUE))

### 2.1.4 Erreur standard de moyenne, standard error of the mean SEM ->
std.error(x,na.rm)
SEM<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),std.error,na.rm=TRUE))

### 2.1.5 Min -> min
Min<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),min,na.rm=TRUE))

### 2.1.6 Max -> max
Max<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),max,na.rm=TRUE))

#### 2.2 ANOVA : Effets Groupe x Condition x Temps et significativité: Moyennes, SD et
Pvaleur

# Exemple pour CdPs

## 2.2.1 Moyenne et SD

CdPs_MoyenneSD<-
ezStats(data=data1,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),within=. (temps),between=. (groupe,condition))
CdPs_MoyenneSD_H<-
ezStats(data=data_H,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),within=. (temps),between=. (groupe,condition))
CdPs_MoyenneSD_N<-
ezStats(data=data_N,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),within=. (temps),between=. (groupe,condition))

## 2.2.1 ANOVA Groupe x Condition x Temps

Anova_CdPs<-
ezANOVA(data=data1,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),between=. (groupe),within=. (temps,condition),t
ype=3,detailed=TRUE,return_aov=TRUE)
Anova_CdPs_H<-
ezANOVA(data=data_H,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),between=. (groupe),within=. (temps,condition),
type=3,detailed=TRUE,return_aov=TRUE)
Anova_CdPs_N<-
ezANOVA(data=data_N,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),between=. (groupe),within=. (temps,condition),
type=3,detailed=TRUE,return_aov=TRUE)

```

```

#####
#####

# Paramètres par condition Y0 / YF / DT
# Le fichier utilisé correspond à une seule condition!!!!

##### Utiliser les fichiers: DATA4_posture_Y0 , DATA4_posture_YF , DATA4_posture_DT
#####

data1<-read.csv(file.choose(),header=TRUE,sep=',')

attach(data1)
data_H=subset(data1,lieu=='H')
data_N=subset(data1,lieu=='N')

##### 1.Inputs et 2. Calculs #####

##### 2.Calculs

#### 2.1 Analyse descriptive

### CHOISIR LA VARIABLE pour Analyse descriptive
var1=CdPs

### 2.1.1 Moyenne -> mean
Moyenne<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),mean,na.rm=TRUE))

### 2.1.2 Variance -> var
Variance<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),var,na.rm=TRUE))

### 2.1.3 Ecart-type, standard deviation -> sd
EcartType<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),sd,na.rm=TRUE))

### 2.1.4 Erreur standard de moyenne, standard error of the mean SEM ->
std.error(x,na.rm)
SEM<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),std.error,na.rm=TRUE))

### 2.1.5 Min -> min
Min<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),min,na.rm=TRUE))

### 2.1.6 Max -> max
Max<-with(data1,tapply(var1,list(groupe,temps,condition,lieu),max,na.rm=TRUE))

#### 2.2 ANOVA : Effets Groupe x Condition x ENVIRONNEMENT et significativité: Moyennes,
SD et Pvaleur

# Exemple pour CdPs

## 2.2.1 Moyenne et SD : Groupe x Condition x Temps

CdPs_MoyenneSD<-
ezStats(data=data1,dv=.CdPs,wid=.sujet,within=.temps,between=.groupe)
CdPs_MoyenneSD_H<-
ezStats(data=data_H,dv=.CdPs,wid=.sujet,within=.temps,between=.groupe)
CdPs_MoyenneSD_N<-
ezStats(data=data_N,dv=.CdPs,wid=.sujet,within=.temps,between=.groupe)

```

```

## 2.2.2 ANOVA : Effets Groupe x Temps x ENVIRONNEMENT

Anova_CdPs<-
ezANOVA(data=data1,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),between=. (groupe),within=. (temps),type=3,detailed=TRUE,return_aov=TRUE)
Anova_CdPs_H<-
ezANOVA(data=data_H,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),between=. (groupe),within=. (temps),type=3,detailed=TRUE,return_aov=TRUE)
Anova_CdPs_N<-
ezANOVA(data=data_N,dv=. (CdPs),wid=. (sujet),between=. (groupe),within=. (temps),type=3,detailed=TRUE,return_aov=TRUE)

## 2.2.3 Pvaleur et significativité INTER groupe et INTER temps : SLH SLN C et PRE MID POST

# 2.2.3.1 Inter TEMPS : PRE MID POST

est.marginal.means_CdPs_temps_N <- lsmeans(Anova_CdPs_N$aov, specs="temps")
CdPs_InterTemps_N<-pairs(est.marginal.means_CdPs_temps_N)
est.marginal.means_CdPs_temps_H <- lsmeans(Anova_CdPs_H$aov, specs="temps")
CdPs_InterTemps_H<-pairs(est.marginal.means_CdPs_temps_H)

# 2.2.3.2 Inter GROUPE : SLH SLN C

est.marginal.means_CdPs_groupe_N <- lsmeans(Anova_CdPs_N$aov, specs="groupe")
CdPs_InterGroupe_N<-pairs(est.marginal.means_CdPs_groupe_N)
est.marginal.means_CdPs_groupe_H <- lsmeans(Anova_CdPs_H$aov, specs="groupe")
CdPs_InterGroupe_H<-pairs(est.marginal.means_CdPs_groupe_H)

### 2.3 Plot : Pre Mid Post - SLH SLN C #####

# Normoxie OUT
x11()
CdPs_ce_N<-data_summary(data_N,varname='CdPs',groupnames=c('groupe','temps'))
tempsPMP<-factor(temps,levels(temps)[c(3,1,2)])
CdPs_ce_N<-data_summary(data_N,varname='CdPs',groupnames=c('groupe','tempsPMP'))
CdPs_plotCOMP_N<-ggplot(CdPs_ce_N,aes(x=tempsPMP,y=CdPs,fill=groupe))+
  geom_bar(stat='identity',color='black',position=position_dodge())+
  geom_errorbar(aes(ymin=CdPs,ymax=CdPs+sd),width=.2,position=position_dodge(.9))
print(CdPs_plotCOMP_N)

# Hypoxie IN
x11()
CdPs_ce_H<-data_summary(data_H,varname='CdPs',groupnames=c('groupe','temps'))
tempsPMP<-factor(temps,levels(temps)[c(3,1,2)])
CdPs_ce_H<-data_summary(data_H,varname='CdPs',groupnames=c('groupe','tempsPMP'))
CdPs_plotCOMP_H<-ggplot(CdPs_ce_H,aes(x=tempsPMP,y=CdPs,fill=groupe))+
  geom_bar(stat='identity',color='black',position=position_dodge())+
  geom_errorbar(aes(ymin=CdPs,ymax=CdPs+sd),width=.2,position=position_dodge(.9))
print(CdPs_plotCOMP_H)

### 2.4 Plot différences individuelles #####
# Format court des données, où on a créé pre=0, post=(post-pre)/pre = quotient des différences = _qd
# rajouter moyenne des quotients des différences post_moyenne= sum(post)/n = var1_qd_moy
parallelplot(pre,CdPs_qd,glab=c('PRE','POST'),ylab='CdPs')
segments(1,0,2,0.4686,col='blue')

```

7.5. Résultats (tableaux et figures)

7.4.1. SDA

Tableaux : moyenne, écart-type

Condition YO – Environnement NORMOXIE

YO Normoxie		PRE		MID		POST	
Variable	groupe	moyenne	SD	moyenne	SD	moyenne	SD
DsX	SLH	4.58 ± 2.86		4.48 ± 3.40		5.55 ± 2.53	
	SLN	5.09 ± 3.25		4.79 ± 2.32		6.63 ± 4.20	
	C	5.35 ± 2.63		4.46 ± 2.75		4.44 ± 3.55	
DIX	SLH	0.60 ± 0.61		0.23 ± 0.27		0.54 ± 1.40	
	SLN	1.79 ± 1.53		1.47 ± 1.91		0.78 ± 1.48	
	C	0.22 ± 0.60		0.25 ± 0.36		0.03 ± 0.35	
TcX	SLH	1.42 ± 0.84		1.32 ± 0.67		1.56 ± 0.96	
	SLN	0.68 ± 1.33		1.26 ± 1.38		1.47 ± 0.75	
	C	1.38 ± 1.11		1.39 ± 0.77		1.95 ± 1.20	
RcX	SLH	10.65 ± 6.39		9.52 ± 5.03		15.65 ± 11.37	
	SLN	2.78 ± 11.09		8.39 ± 12.00		17.20 ± 11.47	
	C	14.64 ± 9.81		11.54 ± 9.16		13.69 ± 9.23	
DsY	SLH	3.81 ± 2.27		3.92 ± 2.27		5.07 ± 2.60	
	SLN	3.65 ± 1.89		3.67 ± 1.39		6.25 ± 3.64	
	C	4.52 ± 1.45		4.26 ± 1.72		4.08 ± 3.20	
DIY	SLH	0.56 ± 0.62		1.61 ± 2.80		1.14 ± 1.21	
	SLN	0.25 ± 0.47		1.56 ± 1.85		0.80 ± 0.68	
	C	0.06 ± 0.30		0.80 ± 0.64		0.79 ± 0.80	
TcY	SLH	2.59 ± 1.41		1.62 ± 1.26		5.24 ± 10.33	
	SLN	2.28 ± 0.99		0.73 ± 4.31		1.45 ± 0.72	
	C	2.72 ± 2.05		1.72 ± 0.66		1.64 ± 2.38	
RcY	SLH	15.84 ± 5.48		11.05 ± 6.99		35.23 ± 53.91	
	SLN	14.63 ± 6.43		0.57 ± 38.94		17.23 ± 12.94	
	C	23.96 ± 15.85		13.81 ± 6.75		10.45 ± 12.85	

Condition YO – Environnement HYPOXIE

YO Hypoxie		PRE		MID		POST	
Variable	groupe	moyenne ± SD		moyenne ± SD		moyenne ± SD	
DsX	SLH	3.68 ± 0.65		5.19 ± 2.59		6.57 ± 3.45	
	SLN	5.83 ± 4.20		9.43 ± 5.96		8.16 ± 4.24	
	C	4.64 ± 2.73		3.65 ± 2.27		4.58 ± 2.94	
DIX	SLH	0.60 ± 0.66		0.31 ± 0.48		0.81 ± 1.26	
	SLN	0.43 ± 0.27		0.52 ± 0.77		1.07 ± 0.75	
	C	0.17 ± 0.23		0.14 ± 0.66		0.03 ± 0.40	
TcX	SLH	1.61 ± 1.82		1.55 ± 1.16		1.51 ± 1.02	
	SLN	0.68 ± 1.33		1.21 ± 1.06		1.06 ± 0.40	
	C	0.91 ± 0.38		1.82 ± 0.72		2.27 ± 1.92	
RcX	SLH	12.79 ± 16.15		14.75 ± 10.45		15.75 ± 6.23	
	SLN	2.78 ± 11.09		15.12 ± 5.81		16.43 ± 11.22	
	C	8.26 ± 5.43		11.88 ± 5.96		16.46 ± 9.67	
DsY	SLH	5.93 ± 3.30		6.89 ± 3.69		7.60 ± 3.28	
	SLN	6.35 ± 3.07		4.82 ± 2.18		7.82 ± 4.51	
	C	7.14 ± 2.62		6.49 ± 2.55		6.93 ± 3.33	
DIY	SLH	0.75 ± 0.90		1.30 ± 1.51		3.56 ± 4.55	
	SLN	0.77 ± 1.22		1.24 ± 0.98		2.32 ± 5.59	
	C	0.70 ± 1.21		1.06 ± 0.50		0.88 ± 0.67	
TcY	SLH	1.43 ± 0.62		1.37 ± 0.57		1.57 ± 1.75	
	SLN	1.51 ± 2.08		1.32 ± 0.90		1.50 ± 1.10	
	C	0.88 ± 0.54		1.27 ± 0.88		1.20 ± 0.67	
RcY	SLH	15.47 ± 7.91		18.73 ± 16.04		20.83 ± 20.40	
	SLN	24.53 ± 31.55		10.99 ± 5.68		20.99 ± 14.54	
	C	13.66 ± 10.26		16.79 ± 11.15		16.07 ± 8.53	

Condition YF – Environnement NORMOXIE

YF Normoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne ± SD	moyenne ± SD	moyenne ± SD
DsX	SLH	4.86 ± 2.68	4.86 ± 2.52	8.24 ± 3.01
	SLN	7.41 ± 5.18	9.23 ± 6.82	12.66 ± 10.28
	C	8.13 ± 5.10	7.80 ± 4.39	7.94 ± 4.61
DIX	SLH	0.07 ± 0.75	0.17 ± 0.32	0.56 ± 0.51
	SLN	0.44 ± 0.59	-0.11 ± 0.92	0.22 ± 0.96
	C	0.01 ± 0.32	0.11 ± 0.35	0.10 ± 0.81
TcX	SLH	1.12 ± 0.65	1.13 ± 0.58	1.41 ± 0.67
	SLN	0.68 ± 1.33	1.33 ± 0.62	1.58 ± 0.77
	C	1.37 ± 1.02	1.76 ± 1.59	1.73 ± 0.58
RcX	SLH	12.87 ± 12.44	11.96 ± 8.66	21.43 ± 9.63
	SLN	2.78 ± 11.09	29.44 ± 36.79	34.71 ± 29.39
	C	20.36 ± 16.27	24.14 ± 15.17	25.80 ± 14.73
DsY	SLH	6.90 ± 3.64	7.35 ± 2.57	10.89 ± 4.70
	SLN	10.33 ± 8.06	12.45 ± 8.22	10.54 ± 6.90
	C	11.59 ± 5.02	10.52 ± 5.29	13.08 ± 7.90
DIY	SLH	0.77 ± 0.90	0.64 ± 1.03	2.23 ± 2.84
	SLN	0.25 ± 0.62	3.55 ± 7.87	0.77 ± 0.79
	C	0.93 ± 1.42	0.75 ± 1.04	1.92 ± 1.64
TcY	SLH	1.68 ± 1.12	1.65 ± 1.80	0.82 ± 1.28
	SLN	2.54 ± 1.88	1.82 ± 1.17	1.51 ± 0.73
	C	1.20 ± 0.43	1.31 ± 0.68	1.04 ± 0.60
RcY	SLH	21.27 ± 15.22	20.10 ± 13.22	15.72 ± 24.25
	SLN	34.46 ± 17.05	36.72 ± 31.45	24.39 ± 8.34
	C	27.97 ± 16.64	24.44 ± 12.15	26.18 ± 14.04

Condition YF – Environnement HYPOXIE

YF Hypoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne ± SD	moyenne ± SD	moyenne ± SD
DsX	SLH	4.87 ± 1.87	5.32 ± 2.94	6.19 ± 3.52
	SLN	8.24 ± 6.21	11.10 ± 9.19	8.44 ± 4.36
	C	6.29 ± 3.00	5.44 ± 2.84	6.47 ± 2.12
DIX	SLH	0.77 ± 0.44	0.23 ± 0.40	0.58 ± 0.51
	SLN	0.58 ± 0.74	0.63 ± 0.82	0.42 ± 0.40
	C	0.14 ± 0.22	-0.14 ± 0.50	0.39 ± 0.67
TcX	SLH	0.95 ± 0.43	1.61 ± 1.11	1.21 ± 0.47
	SLN	0.68 ± 1.33	1.11 ± 0.53	1.40 ± 0.72
	C	0.97 ± 0.32	1.73 ± 0.72	1.72 ± 1.10
RcX	SLH	9.12 ± 4.41	13.86 ± 4.08	13.98 ± 8.65
	SLN	2.78 ± 11.09	19.46 ± 9.85	24.80 ± 20.93
	C	13.30 ± 10.15	16.56 ± 5.50	22.26 ± 15.86
DsY	SLH	8.78 ± 4.30	8.96 ± 2.66	10.73 ± 4.36
	SLN	12.26 ± 10.02	10.03 ± 6.07	9.68 ± 3.69
	C	12.60 ± 4.68	13.52 ± 6.16	13.68 ± 7.77
DIY	SLH	0.12 ± 0.87	0.66 ± 0.81	1.42 ± 1.13
	SLN	-0.04 ± 0.35	1.32 ± 2.20	1.10 ± 0.98
	C	1.00 ± 1.11	1.27 ± 1.43	2.44 ± 1.93
TcY	SLH	2.09 ± 0.66	1.34 ± 0.67	1.20 ± 0.85
	SLN	1.46 ± 0.52	0.95 ± 0.61	1.12 ± 0.59
	C	1.00 ± 0.26	1.02 ± 0.33	0.88 ± 1.03
RcY	SLH	35.25 ± 15.43	21.91 ± 10.07	21.73 ± 9.36
	SLN	28.21 ± 13.15	14.25 ± 7.46	19.97 ± 12.29
	C	23.56 ± 6.51	25.35 ± 8.02	27.60 ± 24.08

Condition DT – Environnement NORMOXIE

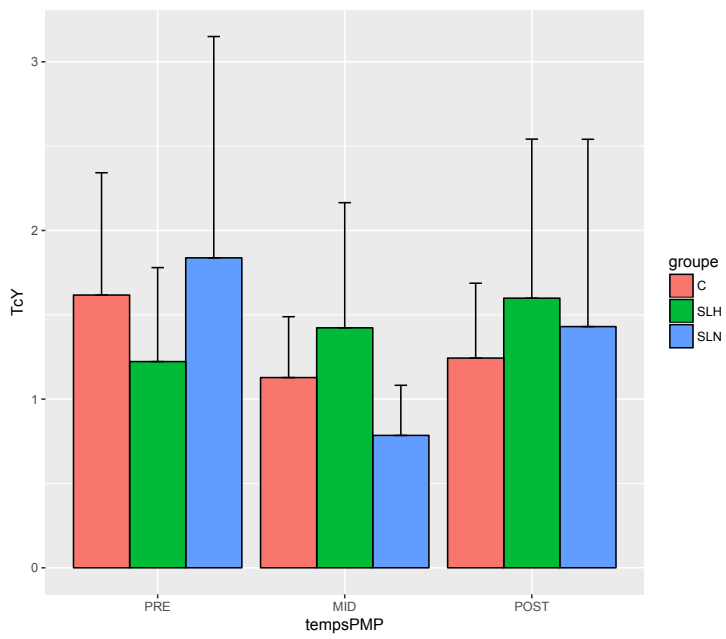
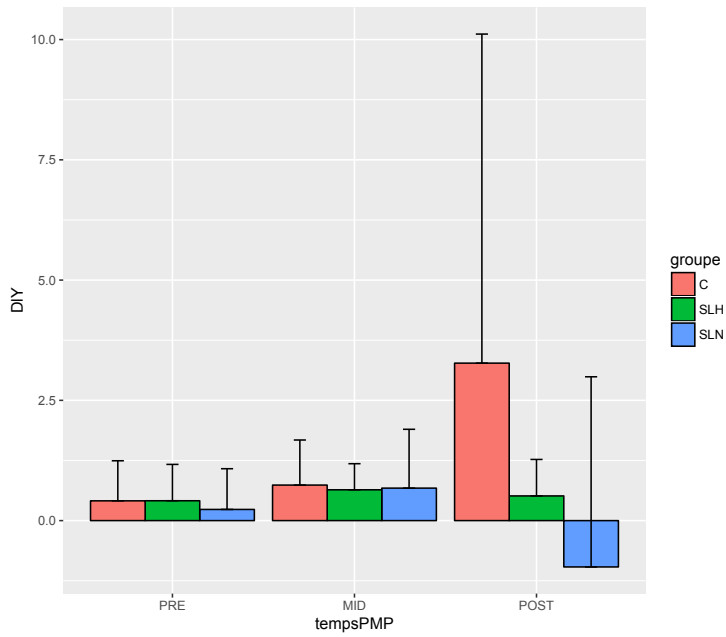
DT Normoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne \pm SD	moyenne \pm SD	moyenne \pm SD
DsX	SLH	8.53 \pm 12.57	4.52 \pm 3.20	5.61 \pm 3.77
	SLN	9.47 \pm 6.55	4.36 \pm 2.65	9.94 \pm 10.08
	C	4.03 \pm 1.81	5.39 \pm 3.21	6.93 \pm 4.56
DIX	SLH	0.33 \pm 0.61	0.09 \pm 0.66	0.50 \pm 1.14
	SLN	0.03 \pm 0.92	0.41 \pm 0.41	0.88 \pm 0.72
	C	-0.03 \pm 0.19	0.19 \pm 0.34	0.51 \pm 0.74
TcX	SLH	0.89 \pm 0.34	1.67 \pm 1.89	0.88 \pm 0.59
	SLN	0.68 \pm 1.33	1.22 \pm 0.71	0.80 \pm 0.33
	C	1.73 \pm 1.28	1.60 \pm 0.89	2.08 \pm 0.92
RcX	SLH	14.65 \pm 19.64	12.06 \pm 11.36	11.57 \pm 10.35
	SLN	2.78 \pm 11.09	11.83 \pm 11.04	13.74 \pm 12.04
	C	11.30 \pm 5.44	15.27 \pm 8.81	28.99 \pm 20.39
DsY	SLH	11.44 \pm 12.17	9.50 \pm 8.61	7.02 \pm 4.98
	SLN	32.70 \pm 48.98	6.06 \pm 4.33	8.37 \pm 9.07
	C	4.68 \pm 2.95	4.51 \pm 2.62	6.85 \pm 4.83
DIY	SLH	0.18 \pm 0.87	0.16 \pm 0.57	0.84 \pm 0.98
	SLN	1.88 \pm 2.15	0.24 \pm 0.78	0.87 \pm 1.25
	C	0.20 \pm 0.26	0.28 \pm 0.50	1.74 \pm 2.35
TcY	SLH	1.87 \pm 1.56	1.05 \pm 0.35	1.06 \pm 0.46
	SLN	1.08 \pm 0.75	1.70 \pm 1.13	1.21 \pm 1.19
	C	1.04 \pm 0.49	1.57 \pm 0.33	1.57 \pm 1.72
RcY	SLH	31.51 \pm 29.31	18.48 \pm 17.82	13.08 \pm 6.97
	SLN	57.65 \pm 68.74	23.28 \pm 29.75	22.54 \pm 44.07
	C	8.83 \pm 4.13	13.27 \pm 8.27	23.46 \pm 25.13

Condition DT – Environnement HYPOXIE

DT Hypoxie		PRE	MID	POST
Variable	groupe	moyenne \pm SD	moyenne \pm SD	moyenne \pm SD
DsX	SLH	4.26 \pm 2.97	5.90 \pm 2.04	4.99 \pm 4.99
	SLN	5.77 \pm 3.73	7.33 \pm 3.67	11.49 \pm 14.47
	C	5.30 \pm 2.24	5.92 \pm 2.44	8.85 \pm 10.09
DIX	SLH	0.44 \pm 0.52	0.11 \pm 0.33	1.03 \pm 1.31
	SLN	0.30 \pm 1.02	0.55 \pm 0.48	0.10 \pm 0.85
	C	0.07 \pm 0.30	0.56 \pm 0.30	0.18 \pm 0.35
TcX	SLH	2.32 \pm 2.72	1.27 \pm 0.49	2.43 \pm 2.37
	SLN	0.68 \pm 1.33	0.67 \pm 0.18	1.03 \pm 0.61
	C	1.86 \pm 1.16	1.28 \pm 0.48	1.74 \pm 0.96
RcX	SLH	13.41 \pm 8.76	14.52 \pm 7.67	17.67 \pm 17.72
	SLN	2.78 \pm 11.09	9.38 \pm 4.66	26.65 \pm 45.75
	C	16.09 \pm 6.65	16.14 \pm 12.58	29.44 \pm 37.02
DsY	SLH	14.42 \pm 14.89	11.69 \pm 8.34	7.42 \pm 2.64
	SLN	8.98 \pm 4.29	8.22 \pm 4.44	15.34 \pm 25.06
	C	7.55 \pm 3.12	10.39 \pm 9.01	15.73 \pm 17.19
DIY	SLH	0.41 \pm 0.76	0.64 \pm 0.54	0.51 \pm 0.76
	SLN	0.23 \pm 0.85	0.68 \pm 1.22	-0.96 \pm 3.95
	C	0.41 \pm 0.83	0.74 \pm 0.94	3.27 \pm 6.84
TcY	SLH	1.22 \pm 0.56	1.42 \pm 0.74	1.60 \pm 0.94
	SLN	1.84 \pm 1.31	0.78 \pm 0.30	1.43 \pm 1.11
	C	1.62 \pm 0.73	1.13 \pm 0.36	1.24 \pm 0.44
RcY	SLH	31.06 \pm 39.35	32.29 \pm 24.79	22.16 \pm 14.52
	SLN	37.19 \pm 42.48	11.48 \pm 4.64	90.35 \pm 206.72
	C	23.62 \pm 11.96	23.32 \pm 22.11	40.29 \pm 57.53

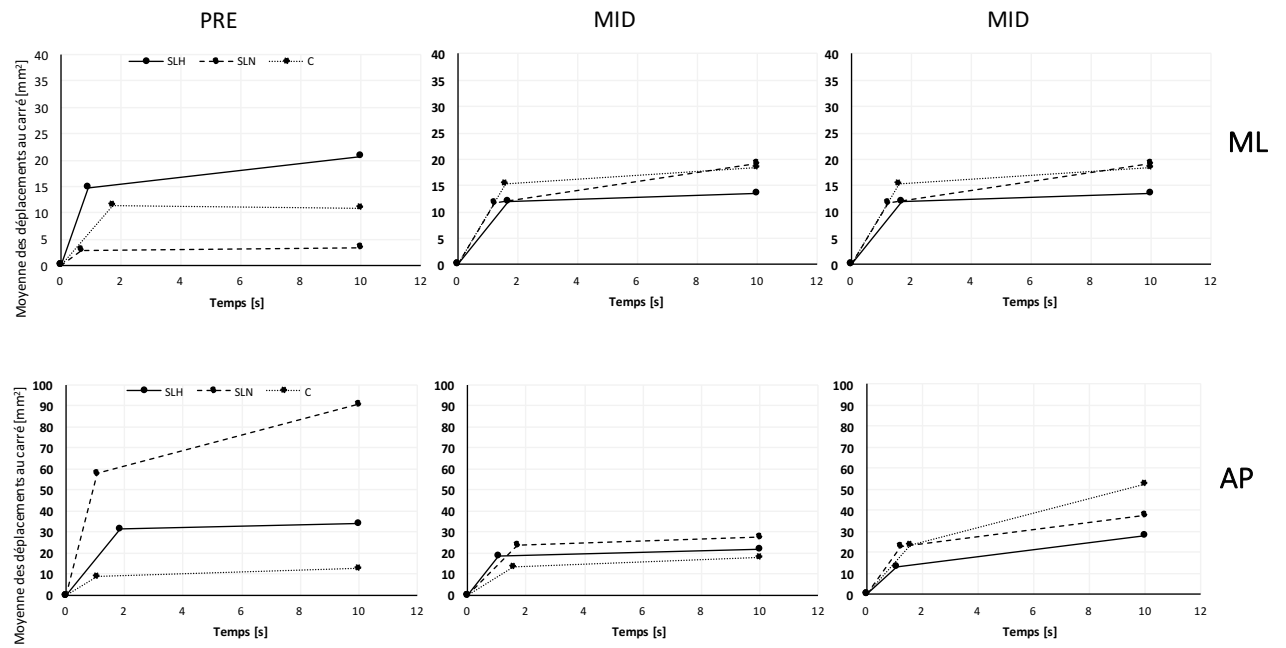
Barplots

Condition DT – Environnement HYPOXIE



Graphiques

Condition DT - Environnement NORMOXIE



Résumé

Introduction : La littérature rapporte que la pratique de slackline permet d'améliorer le contrôle postural d'équilibre. Le but de ce travail consiste à étudier les effets d'un entraînement de slackline en hypoxie normobare d'une durée de six semaines sur l'équilibre postural, à une altitude simulée de 3'800 m (P_iO_2 :13%). Il s'agira de relever les variations des différentes variables récoltées lors de l'analyse posturographique, et les éventuelles améliorations du contrôle postural.

Méthode : 21 sujets (24.9 ± 4.6 ans, 173.7 ± 7.6 cm, 65.9 ± 10.3 kg, 41.3 ± 2.4 pointure) ont été répartis en trois groupes : deux groupes expérimentaux ayant suivis les entraînements de slackline en hypoxie (SLH) ou en normoxie (SLN) et le groupe contrôle (C). L'équilibre postural a été examiné par un test de stabilométrie sur une plateforme durant 51.2 secondes en position bipodale, sous trois conditions : yeux ouverts (YO), yeux fermés (YF) et en double tâche (DT). L'ensemble de ces mesures a été effectué en environnement normoxique (OUT) et hypoxique (IN). L'évaluation du poids de la vision dans le contrôle postural a été déterminé par le calcul du quotient de Romberg.

Une analyse des paramètres standards (CdPs, CdPxy, CdPx, CdPy, CdPvm, CdPvv, CdPxm, CdPym, LFS) relevés par la plateforme ainsi qu'une analyse plus complexe (Stabilogram Diffusion Analysis – SDA) permettant de relever l'aspect dynamique du contrôle postural ont été réalisées.

Résultats : L'analyse des résultats suggère une amélioration du contrôle postural sous certaines conditions expérimentales. La rééquilibration du système semble être plus réactive (augmentation de CdPvv) et utiliser une tactique de stabilisation moins dispendieuse en énergie (baisse de LFS). La symétrie du tonus postural semble s'être équilibré, principalement dans l'axe ML, majoré pour le groupe SLH. Il en résulte une amélioration du contrôle postural d'équilibre.

Conclusion : Bien que nos résultats suggèrent une amélioration plus importante du contrôle postural d'équilibre pour le groupe SLH sous certaines conditions, cette étude relève quelques questions d'application quant à l'utilisation et les effets de l'hypoxie. Ce travail ouvre ainsi de nouvelles perspectives sur ce vaste domaine d'étude, encourageant à effectuer de futures recherches.

Abstract

Introduction: The literature reports that the practice of slackline improves postural balance control. The aim of this study is to identify the effects of slackline training in normobaric hypoxia after six weeks on postural equilibrium, at a simulated altitude of 3'800 m (PiO₂: 13%). It will be to raise the variations of the different variables recovered during the posturographic analysis, and the possible improvements of the postural control.

Methods: Twenty-one subjects (24.9 ± 4.6 years, 173.7 ± 7.6 cm, 65.9 ± 10.3 kg, 41.3 ± 2.4 foot size) were divided into three groups: two experimental groups following slackline training in hypoxia (SLH) or normoxia (SLN) and the control group (C). The postural balance was examined by a stabilometry test on a platform for 51.2 seconds in bipodal position under three conditions: open eyes (YO), eyes closed (YF) and dual task (DT). All these measurements were performed in normoxic (OUT) and hypoxic (IN) environments. The evaluation of the weight of vision in the postural control was determined by Romberg quotient.

An analysis of standard platform parameters (CdPs, CdPxy, CdPx, CdPy, CdPvm, CdPvy, CdPxm, CdPym, LFS) as well as a more complex analysis (Stabilogram Diffusion Analysis (SDA) Postural control) were performed.

Results: The analysis of the results suggests an improvement of postural control under certain experimental conditions. The re-equilibration of the system seems to be more reactive (increase of CdPvy) and use a tactic of stabilization with less energy (LFS decrease). The symmetry of the postural tone seems to have been balanced, mainly in the ML axis, increased for the SLH group. The result is an improvement in postural balance control.

Conclusion: Although our findings suggest a greater improvement in balance postural control for the SLH group under certain conditions, this study raises some application questions regarding the use and effects of hypoxia. This work opens new perspectives on this vast field of study, encouraging future research.