

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

ÉVALUATION DES CONTRAINTES PHYSIOLOGIQUES ET BIOMÉCANIQUES ASSOCIÉES  
AU PORT DE QUATRE HARNAIS DE SÉCURITÉ LORS DE LA SUSPENSION

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE

MAITRISE EN SCIENCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

GUILLAUME MONTPETIT

AOÛT 2023

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.04-2020). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## REMERCIEMENTS

Je veux remercier mon directeur, Denis Marchand, de m'avoir enseigné en deuxième année de mon baccalauréat. Il a su me transmettre sa passion pour l'ergonomie et l'importance des recherches qui y sont faites. C'est grâce à lui si je complète une maîtrise dans un domaine aussi passionnant. Je souhaite également le remercier pour son implication durant la totalité de ma maîtrise par ses conseils judicieux et l'aide qu'il m'a fournie non seulement dans le cadre de mon mémoire, mais pour des congrès et des présentations. Il a été un allié précieux et je lui en suis éternellement reconnaissant.

Je remercie Bertrand Galy, le chercheur principal du projet des harnais de sécurité de l'IRSST. Il m'a fourni de l'aide pour concevoir les figures de manière rapide et efficace, ce qui s'est avéré un élément essentiel dans mon mémoire. De plus, il me fournit encore des opportunités pour l'écriture d'articles scientifiques, ce qui fera toute une différence dans ma carrière.

Je remercie Benoit Sansregret pour son aide lors des différentes séances photo. Il m'a permis d'avoir des images de qualité pour mon mémoire, pour mes présentations en conférence et pour le rapport de l'IRSST. Il a pris le temps de retoucher toutes les photos pour mettre de l'avant les éléments requis.

Je remercie Antoine Parinello qui a réparé à deux reprises des tapis de pression qui étaient non fonctionnels. Il s'est avéré un allié essentiel puisque cela a permis de sauver plus d'un mois d'attente pour la réparation.

Je remercie Carole Roy pour son assistance technique lorsqu'il y avait des problèmes avec les logiciels. Elle a été particulièrement précieuse dans les constants ajustements du potentiomètre.

Je remercie Jill Vandermeerschen pour son aide au niveau des statistiques. Elle a permis de valider certaines directives lorsque des problèmes étaient rencontrés.

Je remercie également les membres du jury d'avoir accepté d'évaluer mon avant-projet. Leurs commentaires se sont avérés extrêmement pertinents et m'ont apporté plusieurs éléments de réflexion qui se retrouvent dans mon mémoire.

Enfin, je remercie l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail pour avoir financé le projet d'envergure dans lequel s'insère mon mémoire. Je les remercie également pour ma bourse de maîtrise qui m'a permis de me consacrer davantage à mes études de deuxième cycle.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	ii
LISTE DES FIGURES.....	vi
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES.....	ix
RÉSUMÉ.....	x
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
1.1 Problématique.....	3
1.2 L'évolution des équipements de protection individuelle contre les chutes.....	3
1.3 Les classes des harnais de sécurité.....	4
1.3.1 Les problèmes associés à la suspension dans un harnais de classe A.....	4
1.4 Le trauma de suspension.....	5
1.5 Les forces exercées par les sangles des harnais.....	6
1.6 La suspension dans un harnais de sécurité intégral.....	10
1.6.1 Le point d'attache.....	10
1.6.2 Le sexe et l'anthropométrie.....	11
1.6.3 Ajustement du harnais.....	12
1.6.4 La position des membres inférieurs.....	13
1.6.5 La configuration des sangles du harnais.....	14
CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE.....	17
2.1 Recrutement des participants.....	17
2.2 Harnais de sécurité (variables indépendantes).....	18
2.3 Procédure durant l'expérimentation.....	21
2.4 L'ajustement des harnais.....	22
2.5 Test de suspension.....	23
2.6 Variables mesurées durant la suspension (variables dépendantes).....	25
2.6.1 Mesures des pressions par les sangles du harnais.....	25
2.6.2 Saturation en oxygène cérébrale.....	25
2.6.3 Saturation en oxygène des muscles périphériques.....	26
2.6.4 Fréquence cardiaque.....	28
2.6.5 Tension artérielle.....	29
2.6.6 Mesures de perception psychophysique.....	30
2.7 Analyses statistiques.....	31
2.8 Résultats attendus.....	32

CHAPITRE 3 RÉSULTATS .....	33
3.1 Les pressions exercées par les sangles des harnais.....	33
3.1.1 Les pressions maximales.....	33
3.1.2 Les pressions moyennes .....	36
3.1.3 La surface des pressions .....	38
3.2 La fréquence cardiaque .....	40
3.3 L'oxygénation des muscles périphériques.....	42
3.3.1 L'avant-bras.....	42
3.3.2 Le mollet.....	44
3.4 L'oxygénation cérébrale .....	46
3.5 La tension artérielle.....	47
3.5.1 Systolique.....	47
3.5.2 Diastolique.....	48
3.6 Appréciation psychophysique.....	49
3.6.1 Les régions des épaules .....	49
3.6.2 La région de la poitrine .....	50
3.6.3 Les régions pelviennes .....	52
CHAPITRE 4 DISCUSSION .....	54
4.1 Les pressions exercées par les sangles des harnais.....	54
4.2 Les réponses physiologiques .....	55
4.2.1 La fréquence cardiaque .....	55
4.2.2 L'oxygénation de l'avant-bras .....	56
4.2.3 L'oxygénation du mollet .....	57
4.2.4 L'oxygénation cérébrale.....	58
4.3 La tension artérielle.....	58
4.4 L'appréciation psychophysique .....	58
4.4.1 Les épaules .....	59
4.4.2 La poitrine.....	59
4.5 Synthèse des résultats.....	59
4.6 Limitations de l'étude .....	61
4.6.1 Les limitations de mesures spécifiques.....	61
4.6.2 Les limitations globales.....	62
CONCLUSION .....	63
ANNEXE A CERTIFICAT D'ÉTHIQUE .....	64
ANNEXE B FORMULAIRE DE CONSENTEMENT .....	65
BIBLIOGRAPHIE.....	71

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 Les différents harnais utilisés dans l'étude de Baszczyński .....	7
Figure 1.2 Point de pression fessier pour le harnais D.....	8
Figure 1.3 Angle du torse et angle des sangles pelviennes dans l'étude de Hsiao (2012).....	13
Figure 1.4 Courroies de sécurité séparées .....	14
Figure 1.5 Courroies de sécurité jointes .....	14
Figure 2.1 Harnais H (configuration frontale en H et dorsale en X).....	19
Figure 2.2 Harnais Y (configuration frontale et dorsale en Y) .....	20
Figure 2.3 Proto H-Y (configuration frontale en H et dorsale en Y inversé).....	20
Figure 2.4 Proto HA-Y (configuration frontale en H avec anneaux et dorsale en Y inversé) .....	21
Figure 2.5 Ajustement des sangles cuissardes.....	23
Figure 2.6 Déroulement des tests de suspension .....	24
Figure 2.7 Positionnement des tapis de pression .....	25
Figure 2.8 Oxygénation cérébrale lors d'un essai .....	26
Figure 2.9 Oxygénation musculaire de l'avant-bras lors d'un essai.....	27
Figure 2.10 Oxygénation musculaire du mollet lors d'un essai .....	28
Figure 2.11 Fréquence cardiaque lors d'un essai .....	29
Figure 2.12 Tension artérielle systolique lors d'un essai.....	30
Figure 2.13 Tension artérielle diastolique lors d'un essai.....	30
Figure 2.14 Exemple d'échelle visuelle analogue .....	31
Figure 3.1 Les pressions maximales exercées par les sangles selon les différentes régions ....	35
Figure 3.2 Les pressions maximales des régions pelviennes selon l'interaction entre le harnais et le sexe .....	36
Figure 3.3 Les pressions moyennes exercées par les sangles selon les différentes régions .....	38
Figure 3.4 Les surfaces de pression exercées par les sangles selon les différentes régions .....	40
Figure 3.5 Augmentation de la FC selon le harnais et les périodes de suspension.....	42

Figure 3.6 Diminution de l'oxygénation de l'avant-bras selon le harnais et les périodes de suspension .....	44
Figure 3.7 Diminution de l'oxygénation du mollet selon les périodes de suspension .....	45
Figure 3.8 Variation de l'oxygénation cérébrale selon les périodes de suspension.....	47
Figure 3.9 Augmentation de la TA diastolique selon les périodes de suspension .....	48
Figure 3.10 Appréciation psychophysique des épaules selon le harnais et les périodes de suspension .....	50
Figure 3.11 Appréciation psychophysique de la poitrine selon les périodes de suspension.....	51
Figure 3.12 Appréciation psychophysique de la poitrine en fonction du harnais et du somatotype .....	51
Figure 3.13 Appréciations psychophysiques des régions pelviennes selon la période de suspension .....	53



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 Classes de harnais et pictogrammes (CSA Z259.10).....	4
Tableau 2.1 Nombre de participants recrutés selon le somatotype.....	18
Tableau 3.3.1 Résultats des ANOVA pour les pressions maximales en psi.....	34
Tableau 3.3.2 Résultats des ANOVA pour les pressions moyennes.....	37
Tableau 3.3.3 Résultats des ANOVA pour les surfaces de pression de plus d'un psi .....	39
Tableau 3.3.4 Résultats des ANOVA de la fréquence cardiaque.....	41
Tableau 3.3.5 Résultats des ANOVA pour l'oxygénation de l'avant-bras .....	43
Tableau 3.3.6 Résultats des ANOVA pour l'oxygénation du mollet.....	45
Tableau 3.3.7 Résultats des ANOVA pour l'oxygénation cérébrale .....	46
Tableau 3.3.8 Résultats des ANOVA pour la tension artérielle systolique .....	47
Tableau 3.3.9 Résultats des ANOVA pour la tension artérielle diastolique .....	48
Tableau 3.3.10 Résultats des ANOVA pour l'appréciation psychophysique des épaules.....	49
Tableau 3.3.11 Résultats des ANOVA pour l'appréciation psychophysique de la poitrine.....	50
Tableau 3.3.12 Résultats des ANOVA pour l'appréciation psychophysique des régions pelviennes .....	52
Tableau 4.1 Performance des harnais en fonction des variables qui ont des différences significatives .....	60

## **LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES**

ACATC: Association of Workers' Compensation Boards of Canada

ANOVA : Analysis of variance

Bpm : Battements par minute

CSA : Canadian Standard Association

CNESST : Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail

ÉPI : Équipement de protection individuelle

FC : Fréquence cardiaque

IHSA : Infrastructure Health & Safety Association

IRSST : Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail

Psi : Livre par pouce carré

SD : Écart-type

SmO<sub>2</sub> : Saturation en oxygène musculaire

SPIR : Spectroscopie dans le proche infrarouge

TA : Tension artérielle

UQAM: Université du Québec à Montréal

## RÉSUMÉ

Les chutes à un niveau inférieur sont encore à ce jour une des premières sources d'accident au pays. La principale façon d'y remédier est l'utilisation d'un harnais de sécurité intégral. Bien qu'efficace pour arrêter la chute, les harnais sont dangereux en suspension puisqu'ils affectent la circulation sanguine. Cette étude visait à évaluer les différentes configurations de harnais de sécurité et leurs impacts sur les variables physiologiques et biomécaniques. Deux des quatre harnais étudiés étaient des prototypes conçus pour optimiser leurs convivialités lors des mouvements.

16 hommes et 16 femmes ont été suspendus avec chaque modèle de harnais pendant dix minutes. La fréquence cardiaque, la tension artérielle, l'oxygénation musculaire de l'avant-bras et du mollet, l'oxygénation cérébrale ainsi que l'appréciation psychophysique ont été mesurées durant les suspensions. La pression maximale, moyenne et la surface de pression de plus d'un psi ont été mesurées lors de suspensions de cinq secondes.

Les analyses statistiques ont démontré que le harnais conventionnel avec une configuration frontale en H semble affecter davantage les variables physiologiques. Le harnais configuré en Y semble mieux performer au niveau des différentes variables. Il est également le plus apprécié des participants. Les prototypes semblent mieux performer que le harnais conventionnel en H.

Cette étude permet d'établir davantage les configurations favorables à la suspension dans un harnais de sécurité intégral. Combinée à la littérature scientifique, elle permet de faire un choix éclairé sur le modèle de harnais adapté aux différents métiers.

Mots clés : harnais de sécurité, harnais intégraux, chute à un niveau inférieur, suspension

## INTRODUCTION

La majorité des travaux de construction des maisons, des immeubles résidentiels et commerciaux impliquent des phases de travail en hauteur. Afin d'assurer la protection contre les chutes pour les travailleurs, plusieurs moyens sont disponibles comme les harnais de sécurité, les garde-fous et les filets de sécurité. Le harnais intégral semble, encore à ce jour, le moyen le plus polyvalent et le plus utilisé pour prévenir les chutes mortelles.

Pour favoriser le port de ces équipements de protection individuelle (ÉPI), les harnais de sécurité doivent être conviviaux. La convivialité d'un harnais de sécurité comporte plusieurs aspects, notamment sa facilité d'ajustement et son confort lors de la réalisation des tâches courantes de travail. Les harnais confortables augmentent la productivité des travailleurs puisqu'ils nuisent moins aux mouvements des différentes tâches à réaliser (Thompson, 2016). Dans le cas contraire, un harnais difficile à ajuster et qui limite les mouvements du travailleur serait considéré comme peu convivial et risque de ne pas être porté.

Pour assurer la sécurité du travailleur lors de la chute, les harnais requièrent d'autres éléments pour être fonctionnel: le système d'ancrage, la liaison antichute et une configuration des sangles qui permet de limiter les impacts négatifs de la suspension. Le système d'ancrage vise à fournir un point d'attache au harnais de sécurité en fonction des matériaux disponibles. Le point d'ancrage peut être des câbles verticaux si aucun point d'ancrage adéquat n'est disponible. La liaison antichute contient deux éléments, soit le cordon d'assujettissement et l'absorbeur d'énergie. Le cordon d'assujettissement sert à relier le harnais de sécurité au point d'ancrage. L'absorbeur d'énergie vise à amortir l'impact de l'arrêt de la chute. Ce système permet d'allonger le temps de freinage et de réduire l'amplitude des forces exercées sur la corde qui relie le harnais au point d'ancrage et particulièrement, celles transmises par les sangles du harnais au corps du travailleur (Lecavalier et al., 2014). Après la chute, le travailleur se retrouve dans une période de suspension dont la durée est dépendante de mesures d'intervention prévues pour cette situation. Cette période, où les sangles peuvent exercer une grande pression sur certaines parties du corps, peut devenir rapidement problématique. Ces pressions, qui nuisent à la circulation sanguine, combinées à la posture verticale statique du travailleur, peuvent conduire en quelques minutes à un traumatisme de suspension et même causer le mort.

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer les contraintes physiologiques et biomécaniques lors de la suspension dans un harnais de sécurité intégral. Peu d'études ont comparé l'impact des différentes configurations de harnais disponibles sur le marché.

L'étude comporte l'évaluation de deux modèles de harnais de sécurité intégral disponibles sur le marché et de deux prototypes dont la conception est issue de la synthèse des résultats d'une étude antérieure réalisée avec quatre modèles disponibles sur le marché. L'étude vise à vérifier si ces nouvelles configurations de sangles semblent intéressantes pour le développement de futurs harnais à un prix abordable.

# CHAPITRE 1

## REVUE DE LA LITTÉRATURE

### 1.1 Problématique

En 2019, 12 travailleurs sont morts d'une chute, ce qui représente 21,1% des décès au travail au Québec. Les chutes à un niveau inférieur représentent 5095 accidents de travail répertoriés pour un total de 5,4% des accidents de travail (CNESST 2019). Une analyse des statistiques de 2005 à 2007 de Lebeau, Duguay et Boucher (2013), démontre que les chutes à un niveau inférieur se classent au deuxième rang pour le coût total par année (386 M\$). Elles sont classées au quatrième rang en termes de coût moyen par lésion (65 270\$).

Entre 2009 et 2016, 92 travailleurs sont décédés d'une chute de hauteur en Ontario (IHSA, 2018). Il y a une grande fluctuation des accidents d'une année à l'autre. Par exemple, en 2013, 15 décès dus aux chutes de hauteur ont été répertoriés contrairement à huit l'année précédente et huit l'année suivante. En 2015, 13 travailleurs sont décédés de ce type d'accident. Le secteur de la construction avec le plus de décès est celui des entrepreneurs en toiture avec 21 des 92 décès.

Au Canada, 12 255 accidents acceptés pour la comptabilisation de perte de temps au travail sont associés à des chutes à un niveau inférieur. De ce nombre, 3837 sont des accidents au Québec et 2625 en Ontario. Encore une fois, le secteur de la construction au Québec est la source de 2986 des accidents, soit 24,37% des chutes à un niveau inférieur. Au Canada en 2020, 49 individus sont décédés de ce type d'accident avec six cas au Québec et 13 en Ontario. Plus de 55% de ces décès se retrouvent dans le secteur de la construction (ACATC, 2020).

### 1.2 L'évolution des équipements de protection individuelle contre les chutes






Avant l'instauration d'une norme canadienne, plusieurs types de harnais de sécurité étaient présents sur le marché. Il y avait notamment les ceintures de corps qui n'étaient qu'une ceinture disposée autour de la taille des travailleurs en hauteur. Un autre modèle comportait une ceinture à la taille avec des sangles aux épaules pour former un harnais de torse. Puis, le design a évolué vers le développement d'un harnais de sécurité intégral qui comporte des sangles pelviennes et des sangles aux épaules avec une ceinture à la taille sur certains modèles. Une étude de Brinkley (1988) a comparé la tolérance en suspension des trois modèles. La ceinture de corps avait comme temps moyen de suspension 1,63 minutes (SD 1,25), le harnais de torse avait un temps de 6,08

minutes (SD 3,35) et le harnais intégral avait un temps de 14,38 (SD 8,01). La ceinture de corps apportait des difficultés respiratoires et toute la pression du corps était exercée en un seul point.

### 1.3 Les classes des harnais de sécurité

Il existe plusieurs classes de harnais de sécurité décrits dans la norme CSA Z259.10 (Tableau 1). Cette norme canadienne oblige que les harnais de sécurité soient des harnais intégraux. La classe A est la seule qui est obligatoire puisque son objectif est d'arrêter la chute. Les autres classes sont optionnelles et permettent d'être spécifiques à la tâche. Les harnais peuvent donc soit être uniquement la classe A ou la classe AD, AE, AL, etc. Les travailleurs de la construction au Québec et au Canada utilisent presque exclusivement ce type de harnais pour respecter la norme.

Tableau 1.1 Classes de harnais et pictogrammes (CSA Z259.10)

Harnais	Utilisation	Pictogramme
Classe A ( <u>obligatoire</u> )	Arrêt de chute	
Classe D ( <u>optionnelle</u> )	Suspension et descente contrôlée	
Classe E ( <u>optionnelle</u> )	Accès limité	
Classe L ( <u>optionnelle</u> )	Arrêt de chute seulement lors du gravisement d'une échelle munie d'un rail vertical.	
Classe P ( <u>optionnelle</u> )	Maintien en position de travail	

#### 1.3.1 Les problèmes associés à la suspension dans un harnais de classe A

La suspension par un point d'attache dorsal entraîne une position verticale. Cette position est essentielle pour positionner la colonne afin d'absorber l'impact avec la compression des disques intervertébraux. Les forces de compression que peuvent supporter les disques intervertébraux lombaires sont six fois supérieures à celles exercées en cisaillement (McGill, 2002). Par contre,

le maintien à la verticale augmente la pression exercée au niveau des sangles pelviennes du harnais. Ceci entraîne des problèmes de circulation pouvant avoir un effet systémique, plus spécifiquement sur les reins, le cœur et le système pulmonaire (Weber et al., 2020). Ces facteurs peuvent conduire rapidement vers un « trauma de suspension ».

#### 1.4 Le trauma de suspension

La circulation sanguine vise principalement à acheminer, via le système artériel, l'oxygène et les nutriments vers les différentes régions de l'organisme. Elle permet aussi, via le retour veineux, d'éliminer les déchets métaboliques et le dioxyde de carbone qui, si présent en trop grande quantité, serait néfaste pour assurer l'homéostasie vasculaire. La pression artérielle et la fréquence cardiaque permettent d'assurer cet état d'équilibre pour l'ensemble du système cardiovasculaire. Un changement de position du corps comme le passage de la position couchée vers la position assise ou debout entraîne une modification de ces deux composantes afin de contrer l'effet de la gravité. Une augmentation est observable lors du passage à la position debout, le tout avec une plus grande amplitude. Dans cette position, la gravité facilite l'apport du sang vers les membres inférieurs, mais limite le retour sanguin vers le cœur. La station debout immobile ajoute l'importante contrainte de la pesanteur : la pression hydrostatique (générée par la pesanteur) transforme rapidement les veines des membres inférieurs, par leur déformabilité, en une zone d'accumulation du sang (Bassez et al., 2008).

Lorsqu'une personne est consciente, elle peut contracter les muscles de ses membres inférieurs afin de favoriser le retour veineux constant (Pasquier et al., 2011). Pour bien illustrer ce fait, Seddon (2002) a mesuré la différence de tension artérielle dans le pied entre la marche (contraction musculaire) et une personne immobile (sans contraction musculaire). La tension était de 25 mmHg lors de la marche et de 90 mmHg dans la position statique. La contraction des muscles du membre inférieur a un effet similaire à celui causé par la contraction ventriculaire du cœur. Le fait d'avoir un mouvement des membres inférieurs a donc un effet important sur l'apport en oxygène de l'organisme dans une position verticale. Cela permet d'avoir un bon retour veineux sans avoir à augmenter la tension artérielle.

Le traumatisme de suspension est un syndrome qui n'est pas encore complètement compris. Par exemple, Seddon (2002) présente huit cas d'individus ayant chuté sans subir de blessures apparentes (les durées de suspension étaient entre 30 minutes et huit heures). Après avoir été secourus, ils sont tous décédés dans les 30 minutes à 11 jours suivant leur sauvetage. Les causes



de décès sont nombreuses (insuffisance rénale, insuffisance circulatoire périphérique généralisée, tachycardie, arrêt cardiaque, détresse respiratoire), mais il existe une grande variabilité interindividuelle et le mécanisme qui mène à ces causes reste encore vague (Webber, 2020).

Lors de la suspension dans un harnais de sécurité, le travailleur est maintenu dans une posture verticale. Les sangles pelviennes exercent une pression au niveau de l'aîne, ce qui vient comprimer l'artère et la veine fémorale. L'effet de garrot qui est produit entraîne une augmentation de la tension artérielle et de la fréquence cardiaque. Avec l'aide de la gravité, le sang est en mesure de franchir le garrot, mais le retour veineux est limité. Il y aura donc une accumulation de sang dans les membres inférieurs pouvant aller jusqu'à 20% du volume total (Petroni et al., 2021). Cette accumulation de sang entraîne une augmentation de la pression globale dans les membres inférieurs. La haute pression a pour effet de pousser les fluides vers l'espace interstitiel, ce qui augmente l'œdème présent (Seddon, 2002). Le problème ne concerne pas seulement les membres inférieurs puisque l'insuffisance du retour veineux entraîne une diminution de la précharge cardiaque et de l'éjection ventriculaire. Les tissus auront une perfusion plus faible due au plus faible volume sanguin disponible. La fréquence et l'intensité des battements cardiaques vont donc augmenter afin de tenter de maintenir un flux sanguin adéquat au cerveau. L'apparition des symptômes de présyncope (nausées, étourdissements, sudation abondante, confusion, perte de vision, vertiges) est ensuite visible. L'élément clef du trauma de suspension semble le maintien de la position verticale causé par le harnais. Pour un travailleur qui est seulement debout, la perte de connaissance entraînerait une chute au sol. La position horizontale amènerait un rééquilibre de la tension artérielle et de la fréquence cardiaque. Dans le cas d'une suspension, la perte de connaissance ne fait qu'accélérer le processus menant à la mort du sujet puisqu'il n'est plus en mesure de contracter les muscles de ses membres inférieurs pour assurer le retour veineux. Le facteur majeur qui conduit plus rapidement à cette situation serait la pression exercée par les sangles dans la région pelvienne.

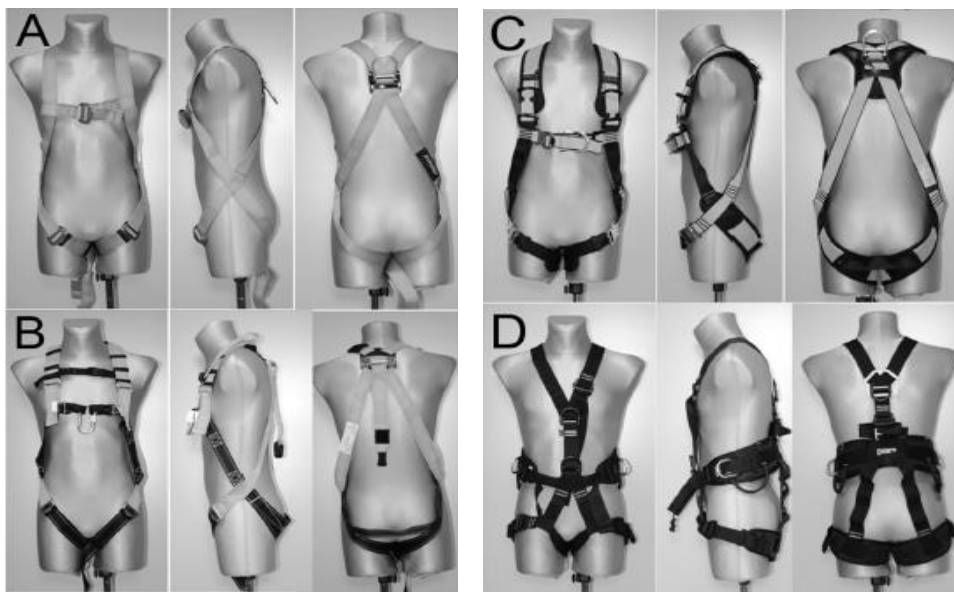
### 1.5 Les forces exercées par les sangles des harnais

L'étude de Baszczyński (2022) est la seule étude à avoir étudié les forces des sangles du harnais sur un mannequin. Les essais ont été réalisés avec des mannequins (Humanetics anthropomorphic Hybrid III 50th pedestrian dummy). Ses résultats confirment que les plus grandes forces maximales mesurées se retrouvent à l'intérieur des hanches et aux croisements des sangles du bassin et du tronc de chaque côté des hanches. Un point d'attache ventral

augmente la force exercée sur les sangles pelviennes et celles des hanches puisque le mannequin basculait légèrement vers l'arrière.

Les différentes configurations de harnais de sécurité avaient également un impact sur les forces exercées (figure 1.1). Le harnais D possède une ceinture abdominale et a une configuration en forme de Y. Les trois autres harnais (A, B et C) étaient dans un modèle globalement similaire avec une configuration en H, mais variaient sur certains aspects. Le Harnais B possède une sangle fessière qui offre un second point d'appui alors que le Harnais C possède une sangle sous pelvienne qui relie les deux autres sangles sans avoir de contact avec le mannequin.

Figure 1.1 Les différents harnais utilisés dans l'étude de Baszczyński



Au niveau de la sangle sous la fesse, le harnais D avait la plus faible force enregistrée (55N). Le Harnais B avait une force de 65N pour la même région. Les valeurs des autres harnais étaient de 60N pour le harnais A et de 80N pour le Harnais C. Seulement deux des quatre harnais (A et C) ont une mesure de la force de la sangle qui passe entre les cuisses, même s'il s'agit d'une mesure importante pour identifier les contraintes exercées dans cette région du corps. Le harnais A avait une force de 76N contrairement à 17N pour le Harnais C. Il devient difficile de bien comparer les harnais au niveau pelvien puisque les méthodes de mesures n'ont pas été reproduites de manière identique. De plus, la force du harnais D a été prise dans l'endroit le plus avantageux pour ce harnais (Figure 1.2). Le point d'attache antichute de ce harnais est nettement plus bas que les autres. Cela entraîne un basculement plus important vers l'avant de la part du mannequin. Les

sangles qui relient les sangles pelviennes à la ceinture abdominale sont donc tirées par la courroie à l'arrière et soulèvent la sangle à l'endroit de la prise de mesure. Une mesure à l'avant ou sur les côtés aurait été nécessaire pour voir la répercussion réelle associée à cette posture.

Figure 1.2 Point de pression fessier pour le harnais D



Tiré de Baszczyński 2022

L'ajout d'une sangle fessière supplémentaire et plus élevée explique la plus basse valeur du Harnais B comparativement au Harnais C. Le Harnais C semble offrir une position plus assise et qui contraint moins l'intérieur des cuisses. Un point problématique commun au harnais A, B et C est que la jonction des sangles des épaules et des sangles pelviennes forme une boucle coulissante. Cela a pour effet de serrer les sangles autour de la cuisse lors de la suspension (Baszczyński, 2022). Puisque le trauma de suspension dépend directement de l'effet de garrot, il s'agit d'un élément problématique.

Pour les sangles des épaules, les forces les plus importantes étaient présentes sur le harnais A qui ne possédait aucun rembourrage (52N). Le harnais possédant une ceinture abdominale a un point d'attache qui est plus bas que les autres, ce qui a pour effet d'être un peu plus penché vers l'avant. Cela augmente les forces aux épaules, mais la ceinture compense toujours en prenant une partie de la charge (40N).

L'auteur rapporte plusieurs observations intéressantes dans son étude. Un élément problématique qu'il a pu observer lors d'une suspension avec une attache dorsale: les sangles au niveau de l'aîne prennent une position presque verticale. Cela a pour effet de concentrer la force exercée par le poids du corps sur l'extrémité de la sangle plutôt que de la répartir sur une plus grande surface de contact. Les forces qui en résultent sont donc moins bien réparties (Baszczyński, 2022). Le harnais D offre deux points d'attache frontaux soit un près de la poitrine

et un près de la taille du mannequin, à l'avant de la ceinture abdominale. La configuration du harnais fait en sorte que lors de la suspension via une attache frontale, le mannequin se retrouve en position presque assise. Les forces sont alors bien réparties sur la totalité de la surface des sangles fessières et pelviennes. Cependant, l'attache frontale ne respecte pas la classe A (CSA Z259.10) et elle ne peut être utilisée pour l'arrêt d'une chute. Il y a donc un intérêt pour un travail en suspension, mais pas lors d'une chute. L'étude propose certaines recommandations pour la configuration de futurs harnais :

- La hauteur de l'attache dorsale doit être suffisamment basse pour éviter une compression du cou lors de la suspension;
- Dans les harnais, A, B, et C, les éléments d'ajustement métalliques devraient être rembourrés pour éviter un point de pression important;
- Les sangles pelviennes ne doivent pas former une boucle coulissante qui se resserre lors de la suspension;
- Les rembourrages des sangles doivent être de moins en moins rigides vers leurs extrémités.

Une récente étude (Galy et al., 2023) a mesuré les pressions des sangles des harnais sur des humains à l'aide de tapis de pression flexibles. Dans cette étude, quatre harnais étaient comparés. Deux harnais avaient une configuration frontale en H, un des harnais était configuré en X et le dernier en Y. Quatre régions d'intérêt étaient mesurées soit les deux épaules et les régions pelviennes. Chaque région est présentée individuellement, ce qui peut apporter un certain biais en fonction de la position du participant. En effet, une personne pourrait être légèrement plus penchée d'un côté et ainsi affecter les valeurs. Néanmoins, le harnais en Y avait des pressions pelviennes maximales et moyennes significativement plus basses que les autres harnais. Cependant, la surface des pressions plus grandes qu'un psi était significativement plus basse que les autres harnais. Ces résultats permettent de se questionner sur la position du tapis puisqu'une pression plus localisée devrait être plus grande. Ce harnais est le seul modèle qui comporte une ceinture abdominale qui pouvait prendre une partie de la charge.

De façon générale, l'étude de Galy et al. (2023) a permis de confirmer que les pressions pelviennes sont plus grandes que les pressions des épaules. Il s'agit d'un fait logique puisque dans une position majoritairement verticale, les sangles pelviennes sont les seules qui peuvent empêcher le corps de glisser dans le harnais. De plus, les pressions qui ont été mesurées ne

semblent pas expliquer totalement les différentes performances des harnais. Par exemple, les auteurs ont mesuré l'oxygénation du gastrocnémien interne où la diminution est similaire entre un modèle en H et le modèle en X malgré une différence de plus d'un psi au niveau des pressions pelviennes. De plus, une différence est observable au niveau de la fréquence cardiaque pour le modèle en X et l'autre modèle en H malgré des pressions identiques. Les auteurs proposent d'éviter la configuration en X puisqu'elle réduisait l'oxygénation cérébrale à cause d'une pression exercée directement sur le cou.

## 1.6 La suspension dans un harnais de sécurité intégral

### 1.6.1 Le point d'attache

De nombreux facteurs affectent le déroulement de la suspension dans un harnais de sécurité. Le point d'attache est l'un des premiers éléments ayant un impact et varie en fonction des réglementations. Les standards européens permettent l'utilisation d'un point d'attache frontal ou dorsal alors que les standards canadiens et américains exigent le point d'attache dorsal. L'étude de Turner et al. (2008) a permis de constater qu'une suspension par l'attache frontale entraîne un plus grand inconfort au niveau des côtes, ce qui a mené à un plus grand nombre d'arrêts volontaires des tests. Le harnais utilisé comprenait une ceinture abdominale qui compressait les participants lors d'une suspension par l'attache frontale. La majorité des arrêts de la suspension lors de l'étude sont dus à une diminution de la tension artérielle ou une augmentation de la fréquence cardiaque. L'attache dorsale est significativement reliée à une baisse de la tension artérielle moyenne, ce qui s'avère un effet néfaste puisqu'il s'agit d'un des deux principaux critères d'arrêt des tests. La tension artérielle augmente dans les débuts de la suspension pour ensuite baisser et entraîner les problématiques du trauma de suspension. La tension artérielle moyenne réfère à la moyenne d'un cycle complet (systole et diastole).

L'étude de Turner et al. (2008) présente une courbe d'estimation du temps de secours. Pour éviter que 5% des travailleurs ne souffrent d'un trauma de suspension, ils devraient être secourus en moins de sept minutes pour un point d'attache frontal et en moins de 11 minutes pour un point d'attache dorsal. Cette même analyse suggère que si la suspension d'un travailleur dure 30 minutes avec un point d'attache dorsal, 50% d'entre eux auront les symptômes d'un trauma de suspension. Pour l'attache frontale, le confort dans le harnais semble avoir un effet sur le temps de suspension global. Si les contraintes exercées par la ceinture abdominale étaient résolues, le temps de suspension pourrait être plus élevé.

### 1.6.2 Le sexe et l'anthropométrie

Aucune différence n'a été significativement observée entre les sexes au niveau de la tolérance à la suspension dans l'étude de Turner et al. (2008). Pourtant la même étude a observé que l'ajustement du harnais n'était pas optimal pour les femmes, mais cette situation n'aurait pas d'impact significatif lors de la suspension. Il est donc plus difficile pour les femmes d'avoir des harnais adaptés à leur anthropométrie, mais la validation des contraintes découlant de ce manque d'ajustement ne serait pas encore établie dans la littérature.

Pour les variables anthropométriques, l'étude de Turner et al. (2008) a démontré qu'il existe une relation significative entre le poids et l'impact sur la tension artérielle lors de la suspension par une attache dorsale. Le poids a comme impact de diminuer les valeurs de cette variable physiologique, ce qui favorise la syncope. La diminution de la tension artérielle moyenne et l'augmentation de la fréquence cardiaque sont les principales raisons d'arrêt médical de la suspension (Turner et al., 2008). Par contre, les changements physiologiques lors de la suspension débutent par une augmentation de la tension artérielle. Il n'y a pas d'étude connue qui vérifie que cette augmentation aurait pour effet de retarder les symptômes de présyncope.

Du côté anthropométrique, le poids serait un bon prédicteur pour estimer la tolérance à la suspension (Seddon, 2002; Turner et al., 2008). Pour Hsiao et al. (2012), la corrélation est négative, car plus le poids est élevé et plus la tolérance à la suspension est basse. Il démontre aussi que la taille avait une corrélation négative avec le temps de suspension. Plus le sujet est grand et plus sa tolérance diminue. Dans cette étude, 81% des suspensions ont été arrêtées pour des raisons médicales alors que le 19% l'ont été pour cause d'inconfort. La fréquence cardiaque et la tension artérielle sont donc des valeurs physiologiques importantes pour évaluer les effets du confort des harnais lors des évaluations en suspension.

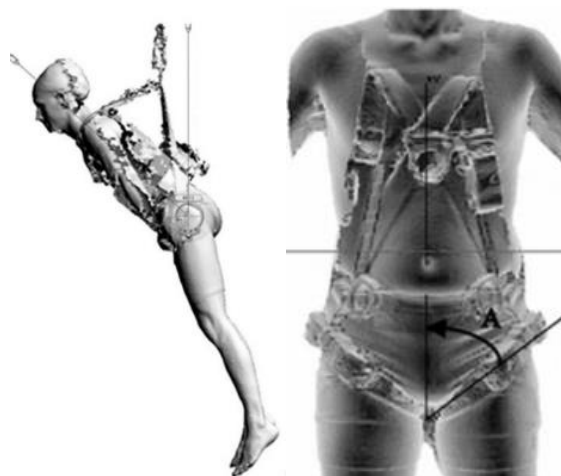
Pour Galy et al. (2023), le somatotype de la personne en suspension semble avoir également un impact. Les personnes mésomorphes avaient plus de variation sur le confort pelvien entre les différents harnais. Par contre, cette variation était uniquement dans la région pelvienne gauche, ce qui limite la généralisation des résultats de cette analyse. Du côté du sexe, cette étude a observé que certains modèles de harnais semblaient être plus favorables pour un des deux sexes. En effet, les harnais avec une configuration frontale en X et en Y performant nettement mieux que les harnais en H pour les femmes pour l'oxygénation de l'avant-bras. Pour les hommes, un modèle en H était comparable aux autres harnais (Galy et al., 2023).

### 1.6.3 Ajustement du harnais

L'ajustement du harnais peut être vérifié par quatre paramètres clefs: la position de l'anneau dorsal, l'angle du torse lors de la suspension, la configuration des sangles et l'anthropométrie du sujet (Hsiao et al., 2009). Les compagnies de harnais de sécurité utilisent principalement des chartes basées sur la grandeur et le poids pour déterminer la taille du harnais (X-petit, petit, moyen, grand, X-grand). Dans la pratique, ces chartes ne semblent pas convenir à tous. Lorsqu'on compare les résultats des chartes avec les paramètres clefs, certains individus reçoivent un harnais qui ne permet pas un ajustement optimal des sangles pour certaines régions. Une différence au niveau de la tolérance à la suspension d'environ 10 minutes a pu être observée entre les personnes qui ont un harnais mal ajusté et ceux qui ont un harnais bien ajusté (Hsiao et al., 2012). L'anneau dorsal devrait être positionné entre les omoplates, plus précisément entre le bord supérieur et inférieur pour favoriser un angle optimal du torse lors de la suspension. Selon Hsiao et al. (2012), l'angle du torse (Figure 1.3) a également une corrélation négative avec le temps de suspension. Il y a une grande incohérence entre les recommandations concernant ce critère. L'association canadienne des standards et l'institut national américain des standards demandent un maximum de 30 degrés d'inclinaison. L'organisation internationale des standards demande un maximum de 45 degrés et le comité européen des standards demande un maximum de 50 degrés. À ce sujet, Seddon (2002) mentionne qu'il n'y a pas de raison spécifique pour les valeurs établies par ces différents standards. Selon Hsiao et al. (2012), il y a une différence lorsque l'inclinaison du torse dépasse 35 degrés durant la suspension, ce qui permet de remettre en question les standards proposés par ces différentes organisations. Son étude démontre que l'angle du torse augmente constamment durant la suspension. Cette augmentation serait plus marquée chez les hommes, mais elle est plutôt négligeable lorsque le temps de suspension est court pour les deux sexes.

Malgré le fait que la configuration des sangles des épaules est un prédicteur de l'ajustement, elle n'a pas d'impact significatif lors de la suspension (Hsiao et al., 2007). L'angle des sangles pelviennes est un autre facteur inclus dans la configuration. L'orientation de la sangle est mesurée par rapport à la verticale dans le plan frontal (Figure 1.3). Lorsque l'angle des sangles est supérieur à 50 degrés, la tolérance à la suspension diminue de façon significative. De plus, l'angle des sangles pelviennes serait aussi un bon prédicteur de l'angle du torse que le sujet aura lors de la suspension, ce qui pourrait être une avenue rapide pour invalider un harnais de sécurité (Hsiao et al., 2012).

Figure 1.3 Angle du torse et angle des sangles pelviennes dans l'étude de Hsiao (2012)



#### 1.6.4 La position des membres inférieurs

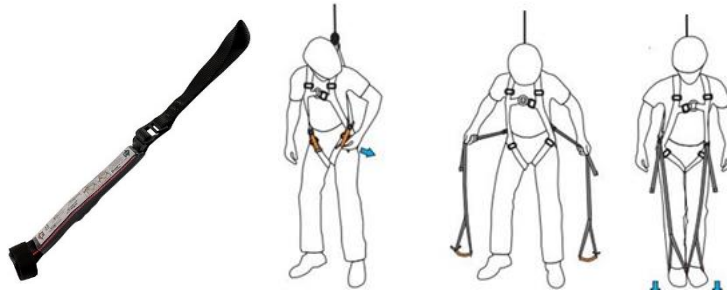
Plusieurs études ont évalué différents accessoires afin de surélever les membres inférieurs d'une personne en suspension (Nelson, 1979; Madsen et al., 1998; Turner et al., 2008). Globalement les accessoires étudiés sont une sangle supplémentaire qui passe sous les genoux et qui est attachée sur le point d'ancrage ou sur la longe. La longe et les accessoires doivent être installés après la chute du travailleur. Toutefois, il y a seulement l'étude de Turner et al. (2008) qui évalue un accessoire de ce type avec un harnais de sécurité intégral. L'étude de Nelson (1979) avait déjà démontré que le maintien des membres inférieurs surélevés permet d'augmenter le temps de suspension, et ce même avec un harnais composé d'une seule sangle autour du torse. L'étude de Madsen et al. (1998) arrive à la même conclusion. Le temps de suspension moyen est doublé comparativement à une suspension sans accessoire. Le temps pourrait être encore plus élevé si le temps maximal de suspension de l'étude de Turner et al. (2008) n'avait pas été limité à une heure. Dans cette étude, tous les participants sauf un ont atteint le temps total sans avoir de signe de présyncope. Le problème avec ce genre d'accessoire est qu'il n'est pas adapté au milieu où le harnais doit être porté. L'équipement serait trop encombrant pour le travail et pourrait représenter un danger supplémentaire. Pour un harnais avec un anneau dorsal, il n'est pas possible de l'installer après la chute du travailleur.

Il existe une autre alternative disponible dans les commerces d'équipements de sécurité : les courroies de sécurité (couramment appelées: « trauma straps ») pour contrer le traumatisme de la suspension. Il s'agit de petites courroies que le travailleur doit installer après une chute. Il existe deux principaux modèles: les courroies séparées (Figure 1.4) ou les courroies jointes (Figure 1.5).



Dans le cas des courroies jointes, elles doivent être attachées ensemble pour faire une seule courroie. Après une chute, le travailleur doit mettre ses pieds dans les sangles afin d'adopter une position debout qui vise à transférer une grande partie du poids du travailleur sous ses pieds et ainsi, abaisser les pressions exercées par les sangles du harnais sur d'autres régions du corps. Aucune étude n'a été faite pour valider l'utilisation de ces courroies.

Figure 1.4 Courroies de sécurité séparées



Source : <https://rope-master.com/en/work-at-height/accessories/7292-suspension-trauma-safety-strap-8595033347755.html>

Figure 1.5 Courroies de sécurité jointes



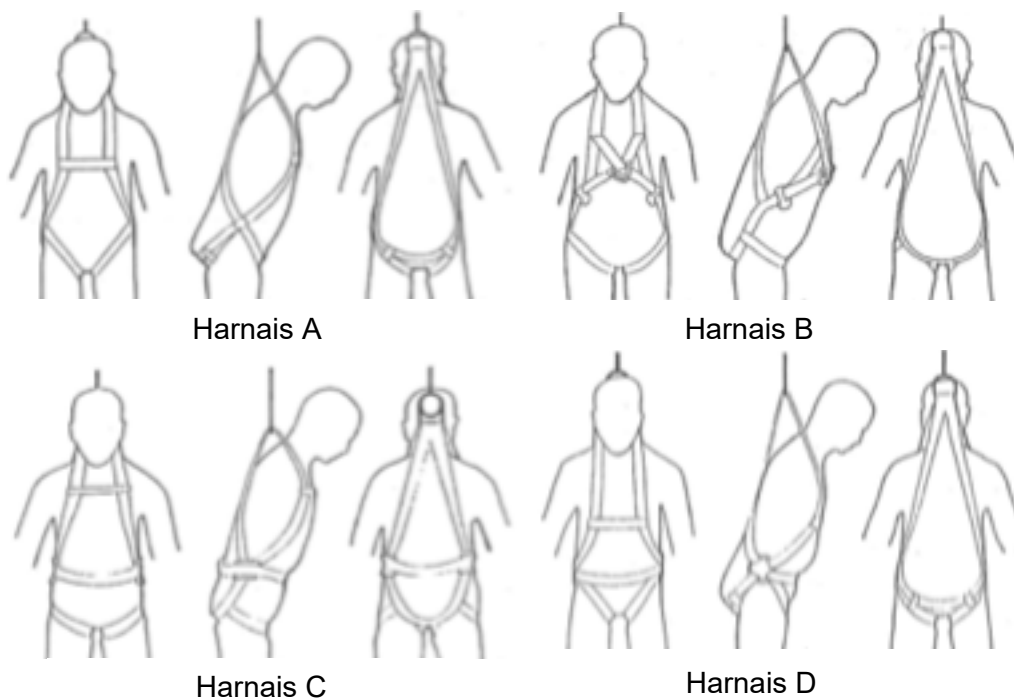
Source : <https://www.amazon.ca/3M-9501403-Fall-Protection-Suspension/dp/B0068ZXU76>

### 1.6.5 La configuration des sangles du harnais

L'étude de Brinkley (1988) est la première étude à avoir comparé la suspension pour différents modèles de harnais (Figure 1.6). Dix participants ont participé à cette étude de suspension. Cette étude, qui ne présente aucune variable physiologique pour quantifier les contraintes physiques, se concentre uniquement sur les temps de suspension obtenus pour chaque condition. Les informations présentées sont donc associées à une perception psychophysique des contraintes exercées par les quatre harnais présentés à la figure 1.6. Le harnais A avait un temps de suspension entre 3,47 et 32 minutes (médiane de 17,05), le Harnais B entre 5,50 et 37,50 minutes

(médiane de 18,36), le Harnais C entre 10,20 et 49,80 minutes (médiane de 28,36) et le harnais D entre 4,33 et 60 minutes (médiane de 26,66). Le harnais A était significativement différent du Harnais C et D. Le principal facteur pouvant être observé est la jonction des sangles supérieures et inférieures du harnais A qui forme un joint coulissant qui se resserme autour de la cuisse lors de la suspension. Baszczyński (2022) était arrivé à la conclusion que ce type de configuration devait être évité puisque les sangles pelviennes produisent un effet de garrot plus important lorsque le poids de la personne est retenu par les sangles. L'anneau présent sur le côté du harnais D empêche cette situation et pourrait avoir contribué à réduire l'inconfort des participants ainsi que les effets ressentis pendant la suspension. Cette étude ne mentionne pas les éléments considérés pour l'ajustement des harnais. Cela pourrait avoir un impact majeur sur les différences observées dans les résultats.

Figure 1.6 Modèles de harnais dans l'étude de Brinkley (1988)



La seconde étude à avoir comparé les configurations de harnais en suspension est l'étude de Galy et al. (2023). Ils ont pris une mesure identique aux autres études (Turner et al., 2008; Hsiao et al., 2012) soit la fréquence cardiaque. Cette étude proposait aussi plusieurs autres mesures novatrices, notamment l'oxygénation cérébrale et l'oxygénation des muscles périphériques.

Au niveau de la FC, tous les harnais étaient significativement différents les uns des autres. Ils avaient cependant tous une augmentation proportionnelle à la durée de la suspension. Le harnais en Y était le moins contraignant, suivi d'un des modèles en H. Le harnais en X était encore moins performant alors que l'autre modèle en H était le moins efficace pour cette variable. La raison principale de la performance du harnais en Y serait la ceinture abdominale qui permettrait de prendre une partie des forces exercées sur le corps pendant la suspension (Galy et al., 2023).

Au niveau de l'oxygénation cérébrale, le harnais avec une configuration en X causait une baisse significative des valeurs mesurées durant la suspension. Les auteurs rapportent que cette configuration entraînait une compression de la carotide. La baisse était donc plus grande pour ce harnais, mais elle était stable pour tous les autres modèles (Galy et al., 2023).

Pour l'oxygénation du mollet, tous les harnais ont une diminution durant la suspension. Cette diminution est plus importante dans les quatre premières minutes de la suspension. Le harnais configuré en Y et un des harnais en H performaient mieux que les autres. La diminution était donc plus importante pour le harnais configuré en X et un des harnais en H (Galy et al., 2023).

Du côté de l'oxygénation de l'avant-bras, tous les modèles de harnais ont une diminution. De plus, cette diminution est aussi plus prononcée dans les quatre premières minutes de suspension. Les deux harnais configurés en H entraînent une diminution plus importante (Galy et al., 2023).

Ces chercheurs ont mesuré l'appréciation psychophysique des participants à l'aide d'échelle visuelle analogue. Cinq régions étaient évaluées toutes les deux minutes durant la suspension: les épaules, la poitrine et les régions pelviennes. Pour tous les harnais et toutes les régions, l'inconfort des participants augmentait au fur et à mesure de la suspension. Les configurations de harnais ne semblaient pas avoir d'impact pour la région de la poitrine. Cependant, le harnais en Y était le plus apprécié des participants pour toutes les autres régions corporelles. Les autres harnais étaient similaires aux épaules, mais le harnais en X était moins inconfortable que les harnais en H.

## **CHAPITRE 2**

### **MÉTHODOLOGIE**

Dans cette section, la méthodologie utilisée dans l'étude sera décrite. Une demande d'éthique a été faite et un certificat d'éthique a été obtenu (ANNEXE A). Ce projet de maîtrise s'inscrit dans un projet plus vaste de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST). Il correspond à une partie de la phase deux. Chaque phase du projet analysait les mouvements et la suspension dans différents modèles de harnais de sécurité. La collecte et l'analyse des résultats de cette phase ont été réalisées entièrement par l'étudiant. Ce projet de maîtrise se concentre uniquement sur la suspension.

#### **2.1 Recrutement des participants**

Les participants étaient recrutés parmi les étudiants volontaires de l'UQAM. Le recrutement initial a été fait principalement avec les étudiants du Département des sciences de l'activité physique et était élargi, au besoin, dans les autres départements. Ce choix est motivé par différents aspects :

1. Les suspensions à effectuer ne requièrent aucune habileté particulière ou expertise reliée au domaine de la construction;
2. L'évaluation des participants ne peut pas être affectée par une expérience avec d'autres équipements de protection individuelle, ce qui ne serait pas le cas pour des travailleurs expérimentés.

Un total de 36 personnes ont été recrutées (tableau 2.1). Chaque participant devait lire et signer le formulaire de consentement avec l'expérimentateur (ANNEXE B). Des vêtements en lycra étaient remis au participant en fonction de sa morphologie. Les vêtements étaient portés pendant la totalité des tests de laboratoire.

Tableau 2.1 Nombre de participants recrutés selon le somatotype

Somatotype	Nombre de sujets	
	hommes	femmes
Ectomorphe	6	6
Mésomorphe	6	6
Endomorphe	6	6

## 2.2 Harnais de sécurité (variables indépendantes)

Quatre harnais de sécurité ont été évalués dans cette étude (Figure 2.1 à 2.4). Les Harnais correspondent à ceux du projet 2016-0042 de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail dans lequel s'intègre cette étude. Le Harnais H et Harnais Y sont le Harnais B et le Harnais C de l'étude de Galy et al. (2023). Ces deux harnais ont été sélectionnés puisqu'ils ont présenté des résultats très différents lors de la phase précédente du projet. Le Harnais H était le moins performant alors que le Harnais Y était le plus performant. Les prototypes ont été conçus en ajoutant des éléments de la configuration du Harnais Y. Le nombre restreint de quatre harnais est un choix principalement dû au temps requis pour les expérimentations (environ huit heures en laboratoire pour l'évaluation des quatre harnais). Les informations techniques des harnais sont présentées ci-dessous :

- Harnais Dynamic Safety 2501D (Harnais H): Configuration en H avec une longueur égale de la sangle sous-pelvienne, peu importe la grandeur du harnais (150mm). Le harnais est peu coûteux, l'anneau dorsal est de l'acier embouti et il n'y a pas de rembourrage.
- Harnais Sécurité Landry Baobab Ascent (Harnais Y): Configuration en forme de Y, pas de sangle sous pelvienne, conçu pour des travaux en suspension (élagage d'arbre), présence d'une ceinture abdominale. Le harnais est plus coûteux que les autres modèles. Présence de rembourrage aux épaules (largeur de 80 mm) et aux cuisses (largeur 52 à 124 mm).
- Prototype 1 (Proto H-Y) : Configuration frontale en H avec une configuration arrière en Y inversé, pas de sangle sous pelvienne, présence de rembourrage aux épaules, aux cuisses et aux hanches. Les rembourrages contiennent des formes à motifs variables.
- Prototype 2 (Proto HA-Y) : Configuration frontale en H avec anneaux au niveau du torse et la sangle de la poitrine n'est pas ajustable. La configuration arrière est en Y inversé,

pas de sangle sous pelvienne, présence de rembourrage aux épaules, aux cuisses et aux hanches (70 mm partout). Les rembourrages contiennent des formes à motifs variables.

Figure 2.1 Harnais H (configuration frontale en H et dorsale en X)



Figure 2.2 Harnais Y (configuration frontale et dorsale en Y)



Figure 2.3 Proto H-Y (configuration frontale en H et dorsale en Y inversé)



Figure 2.4 Proto HA-Y (configuration frontale en H avec anneaux et dorsale en Y inversé)



### 2.3 Procédure durant l'expérimentation

Après l'accueil du participant, l'expérimentateur a fait la lecture du formulaire de consentement afin d'expliquer la totalité de l'étude. Ensuite, le participant a reçu les vêtements pour sa taille. L'expérimentation commençait par une prise de mesures anthropométriques afin de déterminer le somatotype du participant selon la méthode de Heath et Carter (Carter, 2002). Il existe trois somatotypes couramment utilisés, soit ectomorphes, mésomorphes et endomorphes. Les ectomorphes sont généralement grands et minces, les mésomorphes plus musclés et les endomorphes ont plus de masses grasses. La méthode inclut les éléments suivants :

- La taille;
- Le poids;
- Quatre plis cutanés (triceps, supra-iliaque, sous-scapulaire et mollet);
- La largeur du coude et du genou;
- La circonférence du biceps en flexion et contraction maximale;
- La circonférence du mollet au repos.

En fonction de l'avancement du recrutement, l'évaluation du somatotype déterminait si le participant pouvait poursuivre en entrant dans une catégorie où il manquait des participants. Une fois sa participation confirmée, les différents appareils de mesure étaient positionnés. Certains



appareils étaient conservés sur le participant pendant la totalité de l'expérimentation en incluant les pauses. La tension artérielle et les branchements de l'oxymétrie cérébrale étaient installés uniquement durant les suspensions. Puisque les mesures de pression requièrent des tapis, elles ne pouvaient pas être effectuées durant les suspensions longues sans introduire un biais. Les tapis auraient fourni un rembourrage supplémentaire, ce qui aurait possiblement réduit les impacts de la suspension.

L'ordre de passation des harnais a été déterminé de façon aléatoire. Cet élément visait à éviter un effet d'accumulation sur les variables physiologique. Le déroulement général a été fait de la façon suivante :

- Enfiler et ajuster le harnais;
- Test de suspension (durée : 20 minutes, dont dix minutes de suspension);
- Installation des tapis de pression;
- Réajustement du harnais;
- Mesure de pression des sangles du harnais (cinq secondes de suspension);
- Enlever les tapis de pression et le harnais;
- Pause supplémentaire pour atteindre 15 minutes entre les suspensions longues;
- Répéter les étapes pour chaque harnais.

#### 2.4 L'ajustement des harnais

Avant de débiter les tests pour un harnais, ce dernier était ajusté par l'expérimentateur en suivant certaines directives :

1. Positionner l'anneau dorsal entre les scapulas;
2. Passer les sangles cuissardes sous les fesses et les boucler autour des cuisses;
3. Boucler la sangle au niveau du torse. Le harnais ne devrait pas pouvoir être glissé par-dessus les épaules;
4. Les sangles verticales doivent être de la même longueur;
5. Le sujet doit passer sa main entre la sangle et sa cuisse et ne pas être en mesure de la retirer lorsque son poing est fermé (Figure 2.5).

Figure 2.5 Ajustement des sangles cuissardes

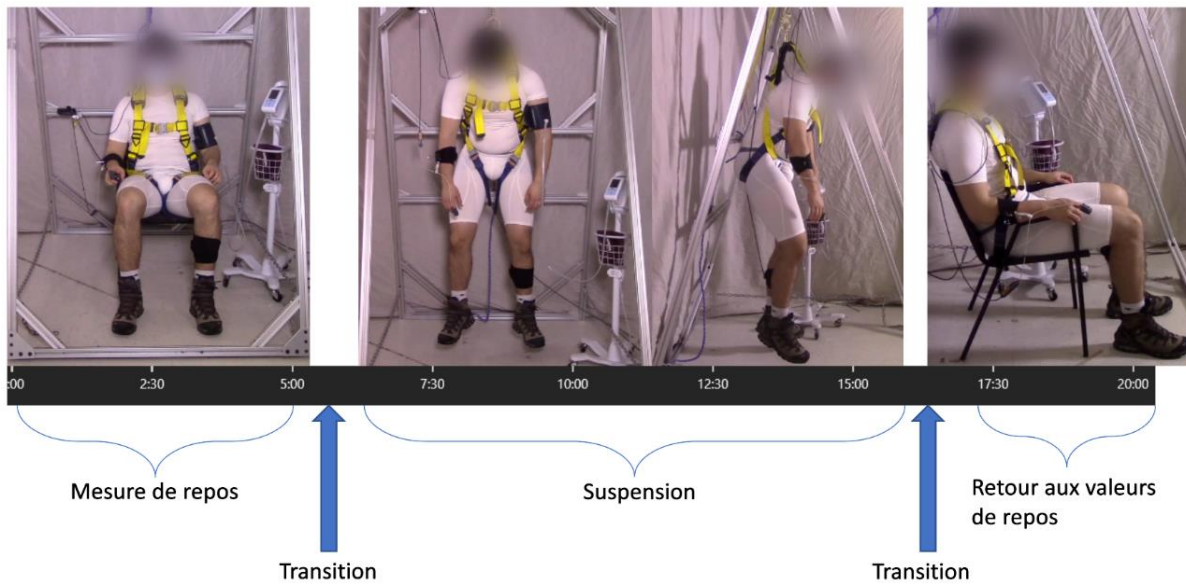


## 2.5 Test de suspension

Les tests de suspension étaient une évaluation en temps réel des contraintes physiologiques avec différents modèles de harnais. Les suspensions se sont déroulées selon le protocole suivant (Figure 2.6) :

- Le participant est assis pendant cinq minutes pour prendre les valeurs de repos;
- Une période de transition d'une minute est prévue pour que le participant se lève sur la chaise. Un mousqueton est attaché à l'anneau dorsal du harnais. Il est relié par une corde à un système de freinage;
- Le participant descend dans la position de suspension pour une durée de 10 minutes;
- Une période de transition d'une minute permet au sujet de se relever et de s'asseoir lorsque le mousqueton est enlevé de l'anneau dorsal;
- Le participant reste assis cinq minutes pour que ses valeurs physiologiques reviennent aux valeurs de repos.

Figure 2.6 Déroulement des tests de suspension



Des mesures de sécurité étaient prévues pour éviter les risques d'un trauma de suspension. Les critères d'arrêts étaient les suivants (Hsiao et al., 2012; Galy et al., 2023) :

- La saturation en oxygène cérébrale passe en dessous de 50 %;
- La saturation en oxygène cérébrale diminue de plus de 20 % de la valeur initiale du sujet au repos;
- Une diminution de la pression sanguine systolique supérieure à 20 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test;
- Une diminution de la pression sanguine diastolique supérieure à 10 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test;
- Une pression sanguine diastolique supérieure à 100 mmHg;
- La fréquence cardiaque augmente de plus de 28 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos;
- La fréquence cardiaque diminue de plus de 10 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos.

Il était également demandé aux participants de ne pas bouger ou le moins possible durant l'expérimentation. Les mouvements pouvaient avoir un effet sur les variables physiologiques. Par exemple, des contractions musculaires augmentent la fréquence cardiaque, ce qui pourrait introduire un biais dans les données.

## 2.6 Variables mesurées durant la suspension (variables dépendantes)

### 2.6.1 Mesures des pressions par les sangles du harnais

Des bandes souples (Système Vista Medical) de quatre pouces de largeur sur 20 pouces de longueur étaient utilisées pour les mesures de pression. Chaque bande était munie de 72 capteurs de force. Les six bandes étaient positionnées de la façon suivante : deux bandes aux épaules, deux bandes au niveau des régions pelviennes et deux bandes dans le dos (Figure 2.7). Les courroies du harnais de sécurité devaient passer au centre des bandes souples. Les bandes aux épaules étaient positionnées pour couvrir la région scapulaire ainsi que le devant de la poitrine. Les bandes de la région pelvienne couvraient la région du pli fessier, la région des adducteurs ainsi que l'extérieur de la cuisse. Les bandes dans la région du dos couvraient les arrières des hanches jusqu'au centre du dos. Le niveau de force maximal variait en fonction des régions. Les bandes de la région pelvienne pouvaient atteindre 24 livres par pouce carré (psi), celles au dos 12 psi et celles aux épaules huit psi. La sélection de la plage de mesure des bandes était faite en fonction des pressions prévues dans ces régions en se référant à l'étude de Galy et al. (2023).

Figure 2.7 Positionnement des tapis de pression

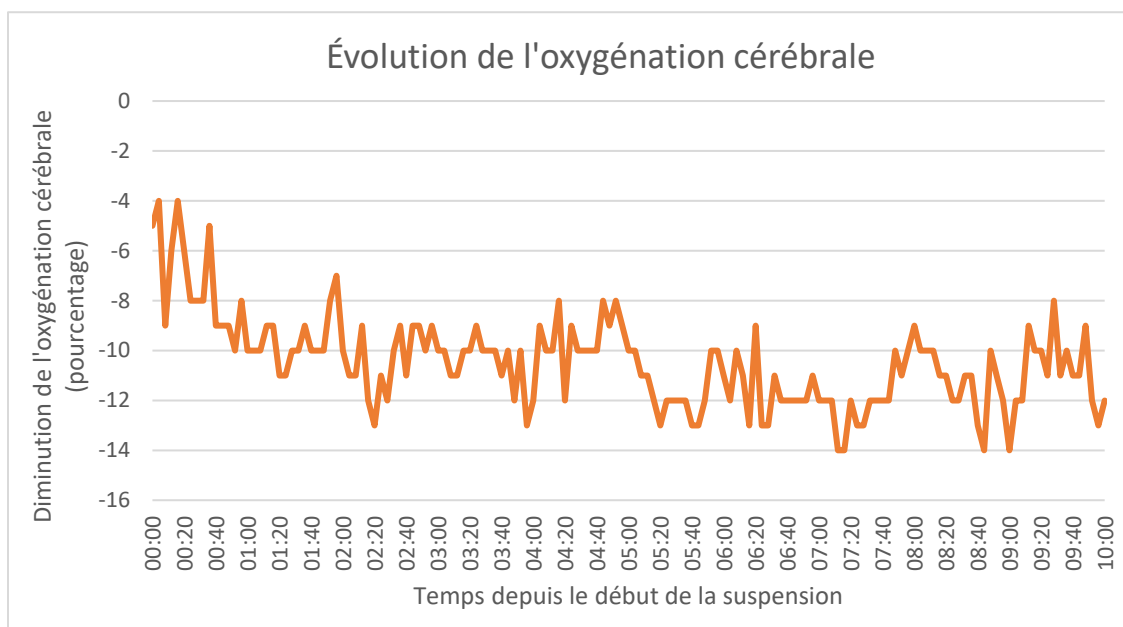


### 2.6.2 Saturation en oxygène cérébrale

La spectroscopie dans le proche infrarouge (SPIR) était la méthode utilisée afin de mesurer le niveau de saturation de l'hémoglobine cérébrale. Il s'agit d'une méthode non invasive validée par Kreeger et al. (2012) en comparaison avec une méthode de mesure invasive. Le modèle validé était le SenSmart modèle X-100 qui a été utilisé dans cette étude. Les mesures étaient prises par un capteur positionné au-dessus des yeux du participant. Les capteurs étaient les modèles Equanox (Nonin) qui utilisent un double émetteur/détecteur pour créer des paires de chemins

lumineux à travers le cortex et les tissus superficiels. L'utilisation de deux trajets lumineux (20mm et 40mm) et d'un algorithme permet de limiter les interférences causées par la lumière extérieure et les composantes superficielles. Un bandeau en tissu opaque était ajouté pour réduire davantage l'interférence de la lumière extérieure au niveau du capteur. La longueur d'onde émise par le capteur oscille entre 770 et 910 nanomètres et pénètre la boîte crânienne pour être dispersée dans la substance cérébrale. Une partie du spectre est absorbée par l'hémoglobine oxygénée et une autre partie par l'hémoglobine moins saturée. La quantité de lumière qui est réfléchiée et celle qui est absorbée permettent d'obtenir un pourcentage de la quantité d'hémoglobine saturée sur la quantité totale. Les valeurs normales d'un sujet éveillé varient entre 60 et 75%. La valeur d'intérêt était la diminution du pourcentage d'oxygénation cérébrale par rapport à la valeur de repos durant la suspension (Figure 2.8).

Figure 2.8 Oxygénation cérébrale lors d'un essai



### 2.6.3 Saturation en oxygène des muscles périphériques

La saturation en oxygène de l'avant-bras droit et du mollet gauche était évaluée avec le système Moxy-3. Il s'agit d'un petit capteur portatif qui s'appose directement sur la région d'intérêt. C'est un système non invasif qui mesure en temps réel la variation d'hémoglobine oxygénée. L'appareil projette la lumière infrarouge dans le muscle et indique la proportion d'hémoglobine oxygénée sur la quantité totale d'hémoglobine présente. Un bandeau en tissu opaque était apposé sur chaque capteur. Tout comme la saturation en oxygène cérébrale, les résultats sont présentés en

pourcentage. Ce pourcentage représente la saturation en oxygène musculaire ( $SmO_2$ ). Les mesures donnent la modification de l'oxygénation du tissu musculaire qui se trouve sous la sonde de mesure (Thiel et al., 2011). Les variables d'intérêt étaient la diminution du pourcentage d'oxygénation musculaire de l'avant-bras (Figure 2.9) et du mollet (Figure 2.10).

Figure 2.9 Oxygénation musculaire de l'avant-bras lors d'un essai

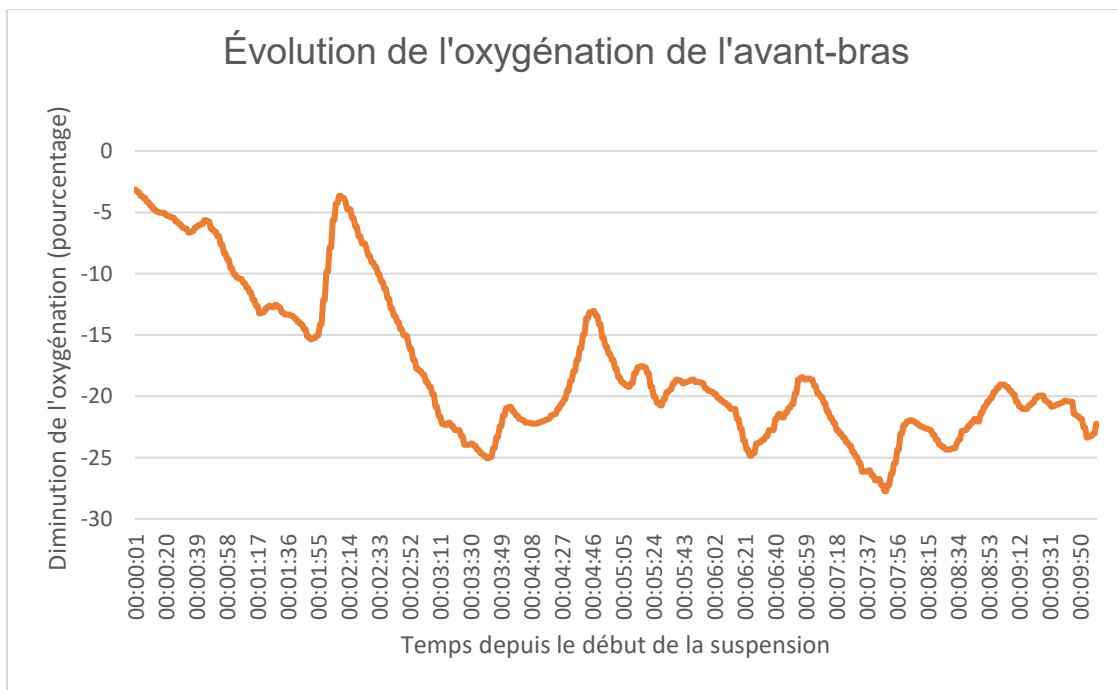
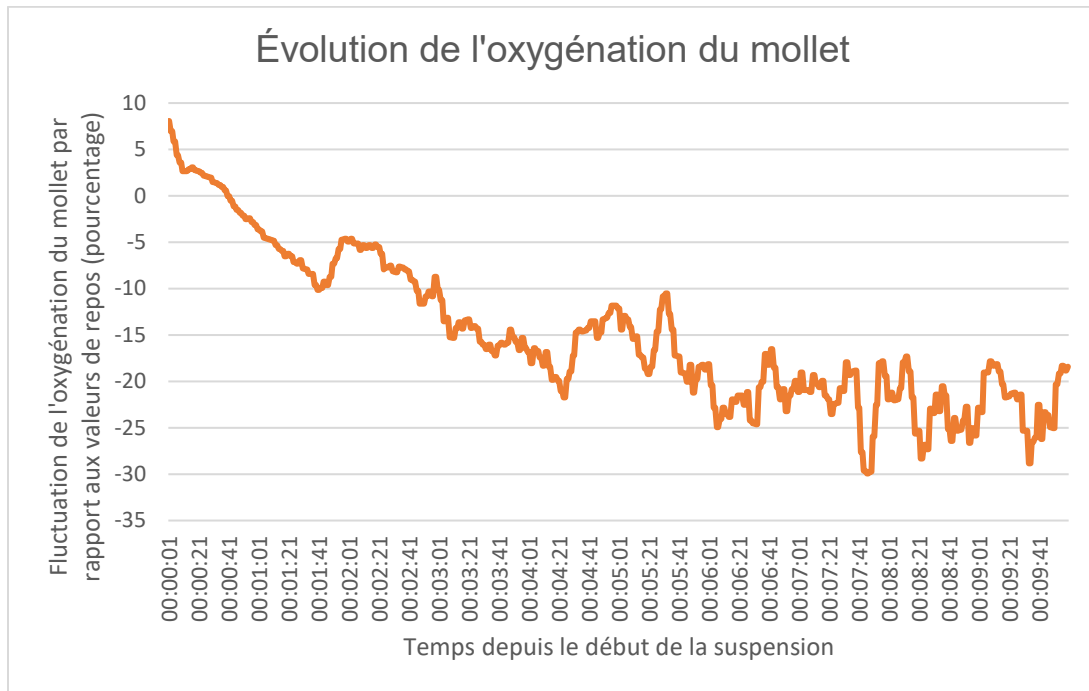


Figure 2.10 Oxygénation musculaire du mollet lors d'un essai

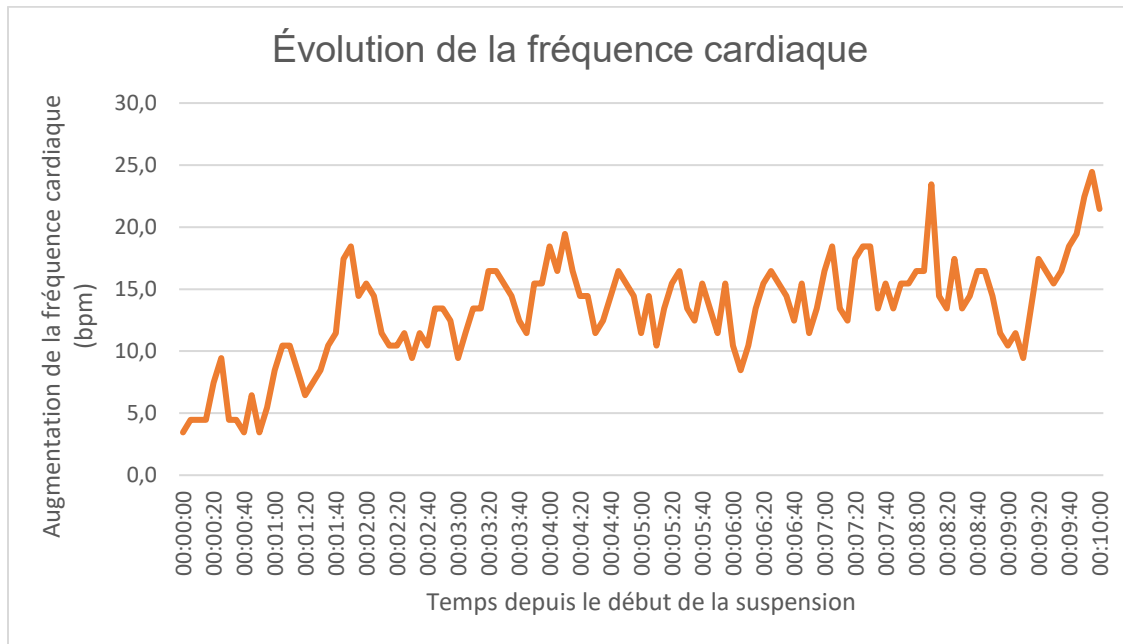


Le principal capteur pour voir le trauma de suspension est celui qui était apposé sur le gastrocnémien interne. Le capteur sur le fléchisseur ulnaire du carpe permettait de voir si les autres sangles avaient également un impact sur la circulation sanguine. Hampson et Piantadosi (1988) ont démontré que l'oxygénation musculaire était modifiée lors d'un garrot. Ils ont pu observer que l'oxyhémoglobine diminue continuellement sur une période de quatre à cinq minutes. Les sangles pelviennes causent un effet de garrot vers les membres inférieurs et les sangles de l'épaule pourraient causer un effet de garrot vers le membre supérieur.

#### 2.6.4 Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque moyenne (FC) a été mesurée à chaque seconde avec un cardiofréquence mètre (POLAR Model RS 800). La variation de la fréquence cardiaque est une des mesures qui indiquait à quel point la sangle du harnais limite le flux sanguin. La baisse du volume sanguin disponible dans l'oreillette et le ventricule droit entraîne une augmentation de la FC pour maintenir un débit sanguin suffisant au cerveau. La variable d'intérêt était l'augmentation de la FC (Figure 2.11) par rapport aux valeurs de repos.

Figure 2.11 Fréquence cardiaque lors d'un essai



### 2.6.5 Tension artérielle

La tension artérielle (TA) était prise avec un tensiomètre Welch Allyn Spot Vital Signs. Les valeurs de repos ont été prises en position assise cinq minutes avant le début de la suspension. Les mesures étaient prises toutes les deux minutes suivant le début de la suspension. La variable d'intérêt était l'augmentation de la tension artérielle systolique (Figure 2.12) et de la tension artérielle diastolique (Figure 2.13) par rapport aux valeurs de repos.



Figure 2.12 Tension artérielle systolique lors d'un essai

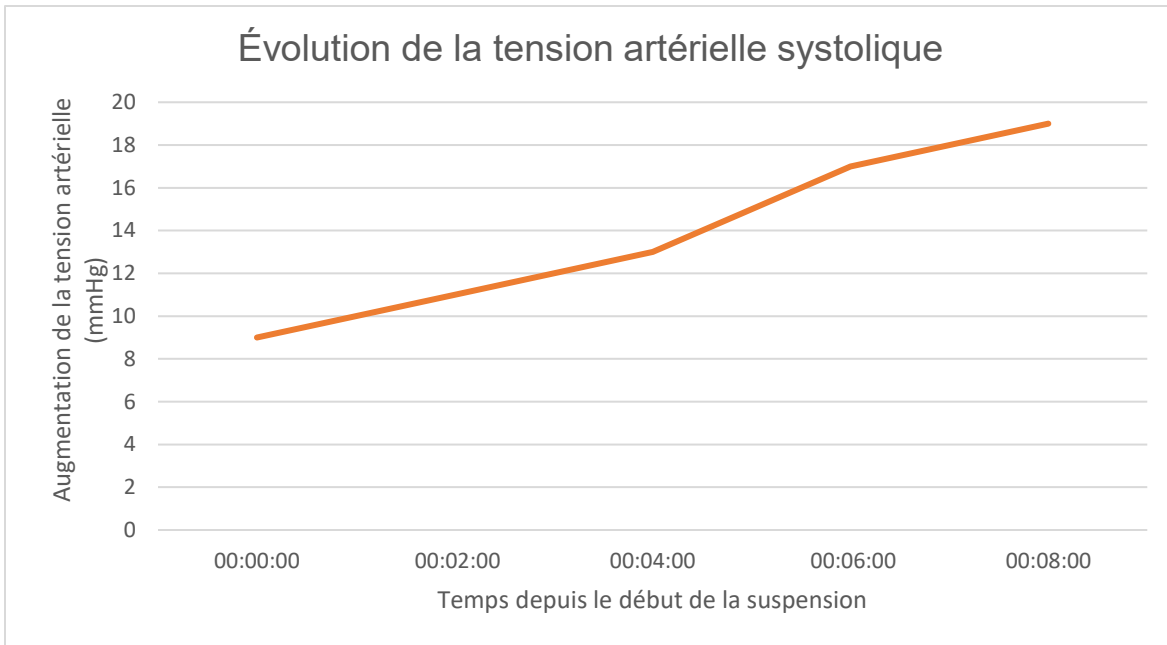
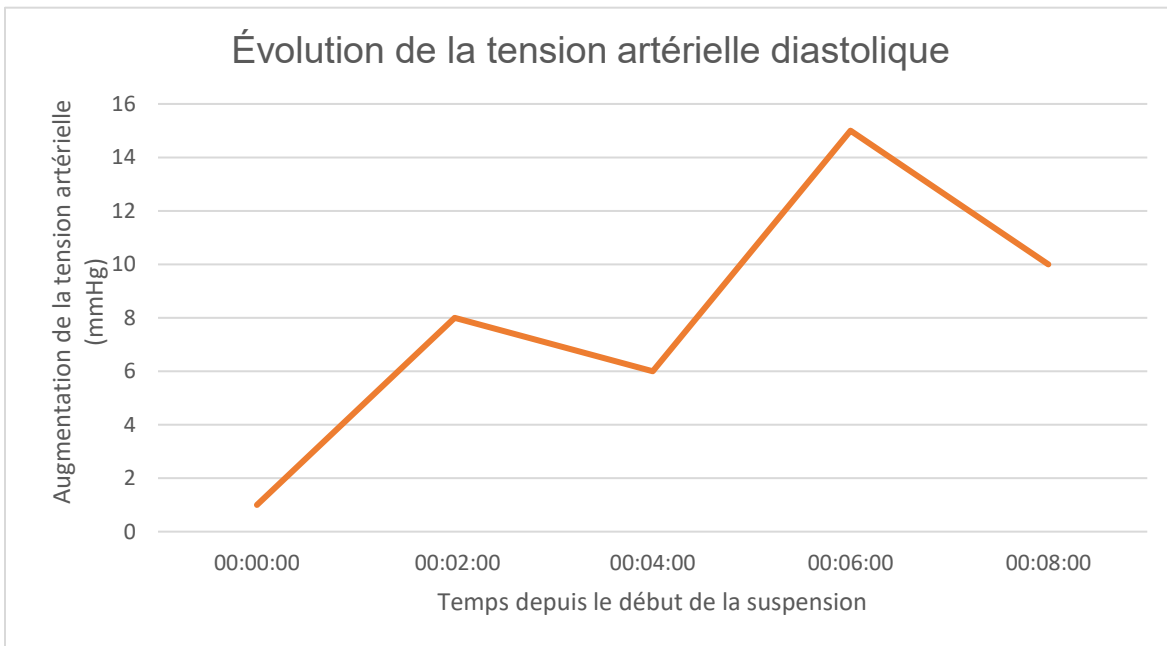


Figure 2.13 Tension artérielle diastolique lors d'un essai

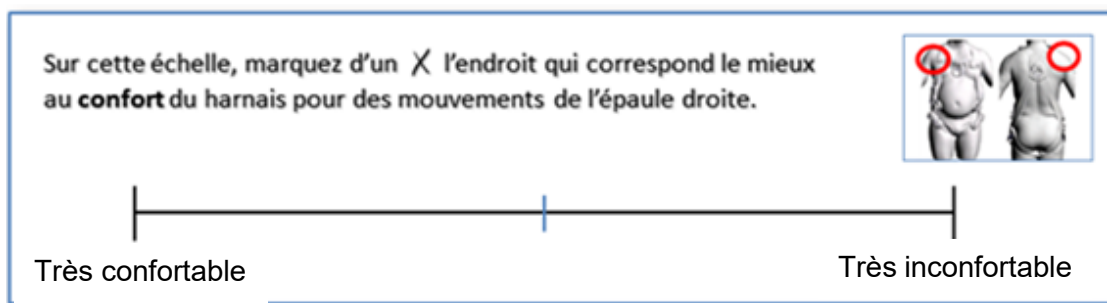


### 2.6.6 Mesures de perception psychophysique

La perception psychophysique des sujets était évaluée à l'aide d'échelle visuelle analogue (Figure 2.14). La mesure a été prise au début de la suspension et toutes les deux minutes pour un total

de 5 mesures lors de la suspension. Les valeurs obtenues permettaient de discriminer les harnais en fonction du ressenti subjectif des participants. Cinq régions d'intérêt ont été évaluées, soit : les deux épaules, les deux régions pelviennes et la poitrine. Puisque le temps de l'expérimentation est déjà d'une journée complète, les mesures ont été limitées à la portion antérieure puisque les participants sont inclinés vers l'avant lors de la suspension. Des consignes verbales étaient données aux participants pour remplir les grilles. Il était mentionné que le très confortable correspondait à une situation sans harnais et que la ligne suivait le niveau d'inconfort ressenti dans la région concernée durant la suspension.

Figure 2.14 Exemple d'échelle visuelle analogue



## 2.7 Analyses statistiques

Les analyses ont été effectuées avec le logiciel SPSS 28.0.0.0. Des analyses de variance à deux facteurs (two-way ANOVA à mesures répétées) étaient réalisées pour chaque variable dépendante (les pressions des sangles du harnais, la fréquence cardiaque, la tension artérielle, l'oxygénation des muscles périphériques, la saturation en oxygène cérébrale et l'appréciation psychophysique).

Les analyses de la variance à deux facteurs permettaient de déterminer les effets d'interaction entre certaines combinaisons de facteurs (harnais vs périodes, harnais vs sexe, harnais vs somatotype). Pour toutes les analyses, l'intervalle de confiance était de 95% ( $p < 0,05$ ).

Des tests de sphéricité de Mauchly ont été réalisés afin de vérifier que la matrice des variables dépendantes soit circulaire. Lorsque ce n'était pas le cas, la correction de Huynh-Feldt était appliquée lorsque sa valeur était au-dessus de 0,850. Si la valeur était plus basse, la correction de Greenhouse-Geisser était utilisée.

La correction utilisée lors des tests post-hoc était celle de Bonferroni. Cette correction plus conservatrice était utilisée puisqu'il s'agit d'équipement de protection individuel qui protège contre des risques mortels. Le terme significatif est utilisé dans la présentation des résultats et indique que la valeur P est égale ou plus petite que 0,05 ( $P < 0,05$ ).

## 2.8 Résultats attendus

Les résultats des études antérieures suggèrent que les pressions exercées sur le corps par les sangles des harnais sont associées à leurs différentes configurations. Les pressions ont été plus grandes avec le modèle de harnais qui ne possède pas de rembourrage au niveau de ses sangles. Il est donc logique de s'attendre à ce que ce harnais augmente les contraintes biomécaniques et physiologiques et qu'il soit perçu par les participants comme le moins confortable. La présence de rembourrage devrait mieux répartir les pressions lors de la suspension. La présence de rembourrage sous les points d'ajustement devrait éviter un point de pression aussi important que dans les modèles standards. De plus, les harnais similaires à l'étude de Galy et al. (2023) devraient avoir les mêmes résultats.

Le harnais possédant une ceinture abdominale devrait permettre d'alléger la pression exercée par les sangles pelviennes en supportant une partie de la force exercée par le poids du corps. Cela devrait se traduire par des valeurs physiologiques moins affectées par la suspension.

Les deux autres modèles de harnais sont des prototypes et ont donc une configuration unique qui devait permettre d'assurer la liberté des mouvements lors du travail en hauteur. Ils devraient être supérieurs au harnais le moins coûteux, mais le manque de sangle sous fessière limite leurs potentiels puisque les pressions sont tout de même directement sur la région pelvienne. Contrairement au harnais standard, leurs sangles ne font pas une boucle qui se resserre lors de la suspension. Il était donc estimé que leur performance en suspension serait supérieure au harnais standard.

Les variables physiologiques devraient avoir un lien important avec la pression des sangles des harnais. Des pressions élevées mesurées sur les sangles pelviennes devraient permettre de prédire l'évolution des différentes variables physiologiques mesurées.

## CHAPITRE 3

### RÉSULTATS

Les résultats des pressions maximales, des pressions moyennes, des surfaces de pression, de la fréquence cardiaque, de la tension artérielle, de l'oxygénation cérébrale, de l'oxygénation des muscles périphériques et des appréciations psychophysiques sont présentés dans ce chapitre. Les figures sont présentées avec des lettres pour démontrer les différences significatives entre les conditions. Elles sont significatives lorsque les lettres sont différentes et non significatives lorsque les lettres sont identiques.

#### 3.1 Les pressions exercées par les sangles des harnais

##### 3.1.1 Les pressions maximales

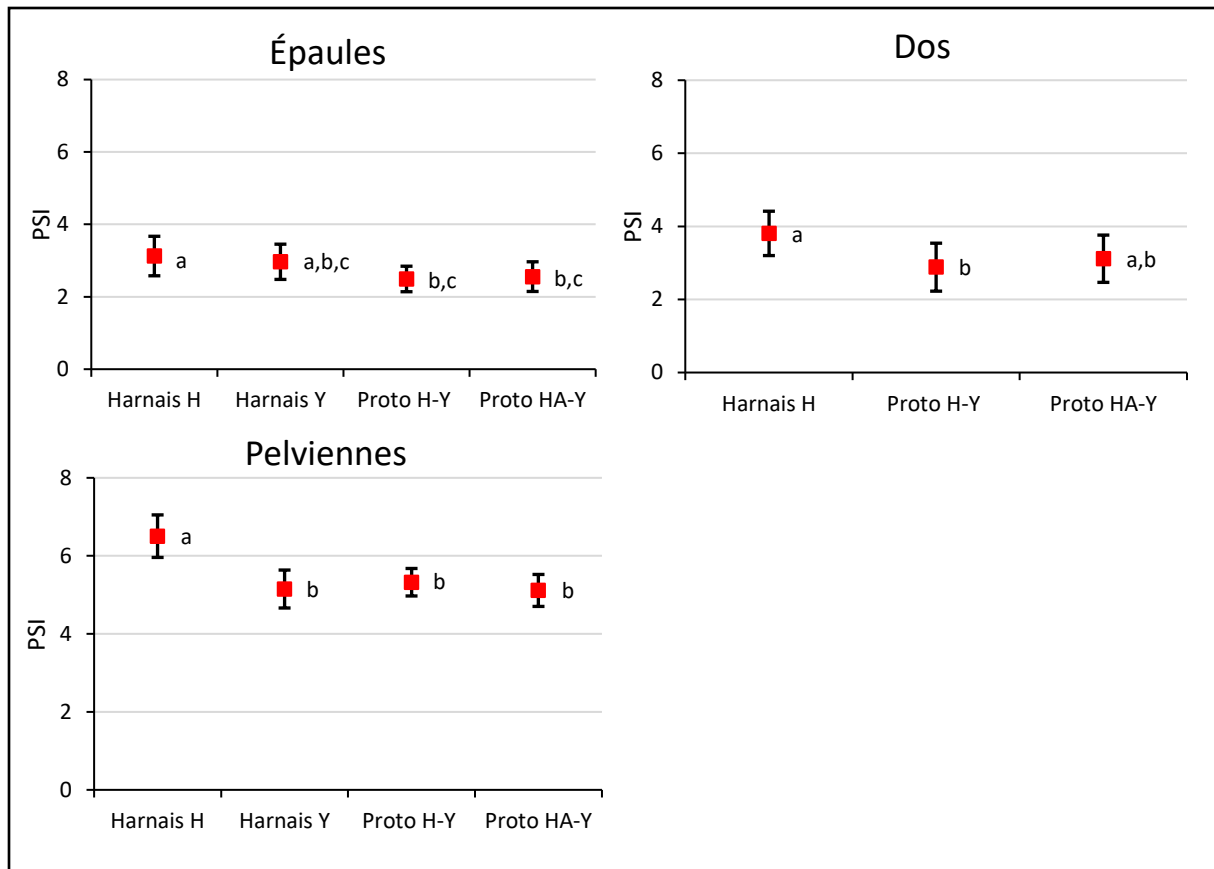
Des différences significatives sont observées entre les différents harnais pour les pressions maximales aux épaules, au dos ainsi que pour les régions pelviennes (Tableau 3.1). Seules les régions pelviennes présentent une interaction significative entre le harnais et le sexe du participant. Il n'y a pas d'interaction significative entre les harnais et les somatotypes.

Tableau 3.3.1 Résultats des ANOVA pour les pressions maximales en psi

Régions corporelles	Effet	Valeur F	Valeur P
<b>Épaules</b>	Harnais	4,518	<b>0,005</b>
	Harnais*Somatotypes	0,641	0,697
	Harnais*Sexe	1,716	0,169
<b>Dos</b>	Harnais	6,219	<b>0,003</b>
	Harnais*Somatotypes	0,540	0,698
	Harnais*Sexe	0,219	0,784
<b>Pelviennes</b>	Harnais	7,164	<b>&lt;,001</b>
	Harnais*Somatotypes	1,703	0,129
	Harnais*Sexe	4,101	<b>0,009</b>

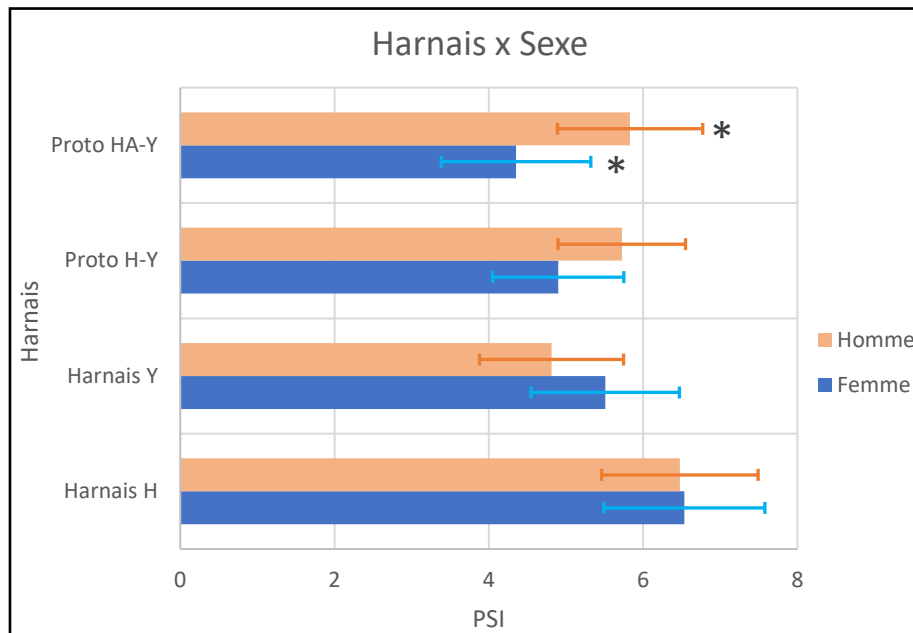
Pour les pressions aux épaules, les analyses post-hoc (Figure 3.1) montrent que celles du Harnais H ( $3,126 \pm 0,268$  psi) sont significativement plus élevées que celles du Proto HA-Y ( $2,557 \pm 0,202$  psi) et du Proto H-Y ( $2,492 \pm 0,174$  psi). Le Harnais Y ( $2,967 \pm 0,239$  psi) est comparable aux autres harnais. Pour les pressions au dos, le Harnais H ( $3,808 \pm 0,298$  psi) est significativement différent du Proto H-Y ( $2,883 \pm 0,323$  psi). Le Proto HA-Y ( $3,115 \pm 0,318$  psi) est comparable aux deux autres harnais qui possèdent des sangles dorsales. Pour les sangles pelviennes, le Harnais H ( $6,505 \pm 0,352$  psi) est significativement différent des autres harnais. Le Harnais Y ( $5,150 \pm 0,330$  psi), le Proto HA-Y ( $5,113 \pm 0,351$  psi) et le Proto H-Y ( $5,323 \pm 0,296$  psi) sont tous comparables.

Figure 3.1 Les pressions maximales exercées par les sangles selon les différentes régions



Les analyses post-hoc montrent également une différence significative au niveau des régions pelviennes entre les hommes ( $5,831 \pm 0,463$  psi) et les femmes ( $4,353 \pm 0,476$  psi) pour le Proto HA-Y (Figure 3.2).

Figure 3.2 Les pressions maximales des régions pelviennes selon l'interaction entre le harnais et le sexe



\* Statistiquement significatif ( $p = <0,05$ )

### 3.1.2 Les pressions moyennes

Des différences significatives sont observées pour les pressions moyennes des sangles du dos ainsi que les sangles pelviennes (Tableau 3.2). Il n'y a pas de différence significative entre les harnais pour les sangles des épaules ainsi que pour le somatotype et le sexe de toutes les régions corporelles mesurées.

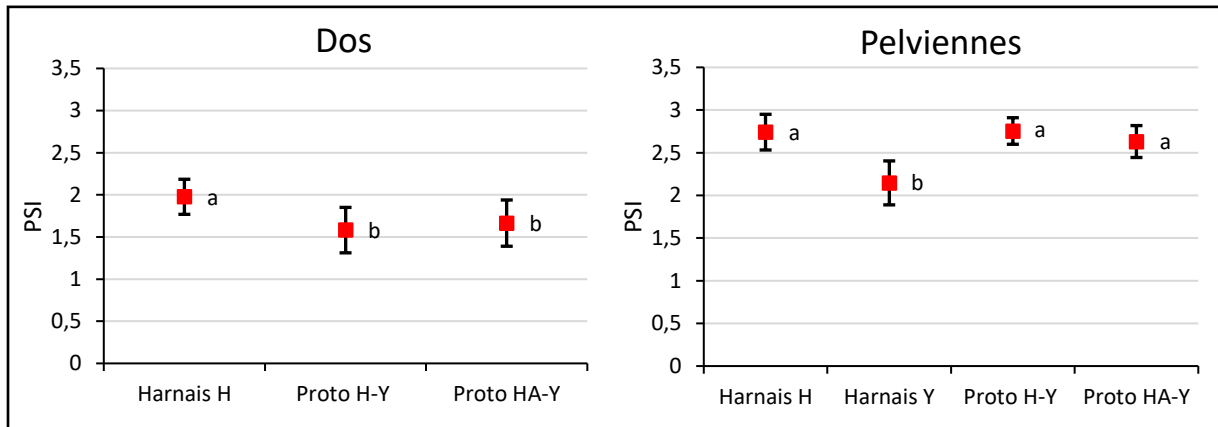
Tableau 3.3.2 Résultats des ANOVA pour les pressions moyennes

Régions corporelles	Effet	Valeur F	Valeur P
<b>Épaules</b>	Harnais	0,587	0,603
	Harnais*Somatotypes	1,373	0,238
	Harnais*Sexe	0,888	0,443
<b>Dos</b>	Harnais	6,605	<b>0,003</b>
	Harnais*Somatotypes	0,463	0,763
	Harnais*Sexe	0,193	0,823
<b>Pelviennes</b>	Harnais	14,984	<b>&lt;,001</b>
	Harnais*Somatotypes	1,196	0,315
	Harnais*Sexe	2,414	0,071

Pour la région du dos, les analyses post-hoc (Figure 3.3) montrent que les pressions moyennes du Harnais H ( $1,977 \pm 0,102$  psi) sont significativement supérieures au Proto H-Y ( $1,582 \pm 0,133$  psi) et au Proto HA-Y ( $1,665 \pm 0,135$  psi). Pour les régions pelviennes, le Harnais Y ( $2,147 \pm 0,092$  psi) a des pressions moyennes significativement inférieures aux autres harnais. Le Harnais H ( $2,741 \pm 0,130$  psi), le Proto HA-Y ( $2,631 \pm 0,143$  psi) et le Proto H-Y ( $2,754 \pm 0,134$  psi) sont tous comparables.



Figure 3.3 Les pressions moyennes exercées par les sangles selon les différentes régions



### 3.1.3 La surface des pressions

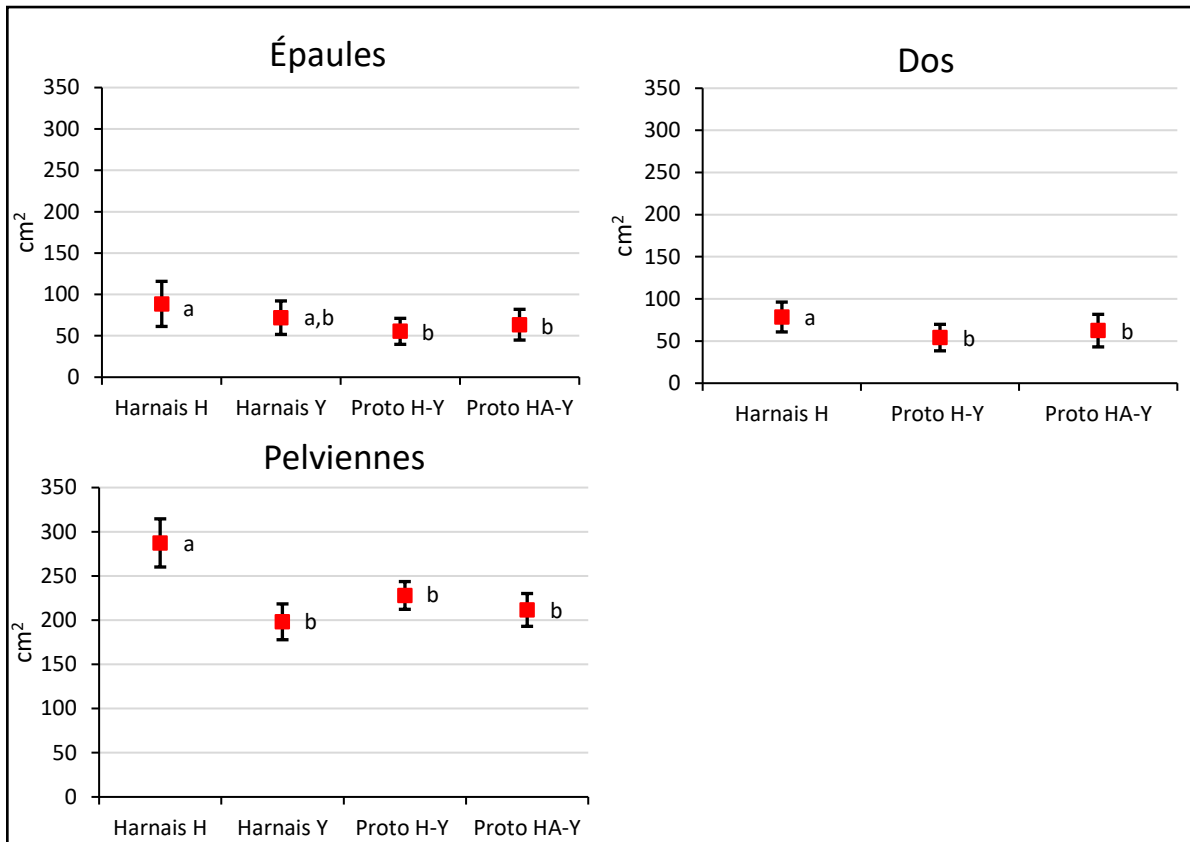
Pour l'analyse des surfaces de pression de plus d'un psi mesurées aux épaules, les analyses statistiques montrent des différences significatives entre les harnais pour les trois régions évaluées (Tableau 3.3). Il n'y a aucune interaction significative entre les harnais pour le somatotype et le sexe.

Tableau 3.3.3 Résultats des ANOVA pour les surfaces de pression

Régions corporelles	Effet	Valeur F	Valeur P
<b>Épaules</b>	Harnais	4,715	<b>0,004</b>
	Harnais*Somatotypes	1,013	0,405
	Harnais*Sexe	1,564	0,218
<b>Dos</b>	Harnais	10,664	<b>&lt;,001</b>
	Harnais*Somatotypes	1,920	0,117
	Harnais*Sexe	1,047	0,355
<b>Pelviennes</b>	Harnais	22,072	<b>&lt;,001</b>
	Harnais*Somatotypes	0,710	0,635
	Harnais*Sexe	1,534	0,214

Pour la région des épaules, les analyses post-hoc (Figure 3.4) montrent que les surfaces de pression du Harnais H ( $88,561 \pm 13,421 \text{ cm}^2$ ) sont significativement supérieures au Proto H-Y ( $55,424 \pm 7,738 \text{ cm}^2$ ) et au Proto HA-Y ( $63,443 \pm 9,147 \text{ cm}^2$ ). Le Harnais Y ( $71,934 \pm 9,973 \text{ cm}^2$ ) est comparable aux autres harnais. Pour la région du dos, les surfaces de pression de plus d'un psi des sangles du Harnais H ( $78,538 \pm 8,726 \text{ cm}^2$ ) sont significativement supérieures au Proto H-Y ( $54,127 \pm 7,735 \text{ cm}^2$ ) et au Proto HA-Y ( $62,382 \pm 9,517 \text{ cm}^2$ ). Pour les régions pelviennes, les surfaces de pression des sangles du Harnais H ( $287,383 \pm 11,505 \text{ cm}^2$ ) sont significativement supérieures à tous les autres harnais. Le Harnais Y ( $198,113 \pm 13,079 \text{ cm}^2$ ), le Proto H-Y ( $227,948 \pm 9,928 \text{ cm}^2$ ) et le Proto HA-Y ( $211,557 \pm 10,819 \text{ cm}^2$ ) obtiennent des valeurs comparables.

Figure 3.4 Les surfaces de pression exercées par les sangles selon les différentes régions



### 3.2 La fréquence cardiaque

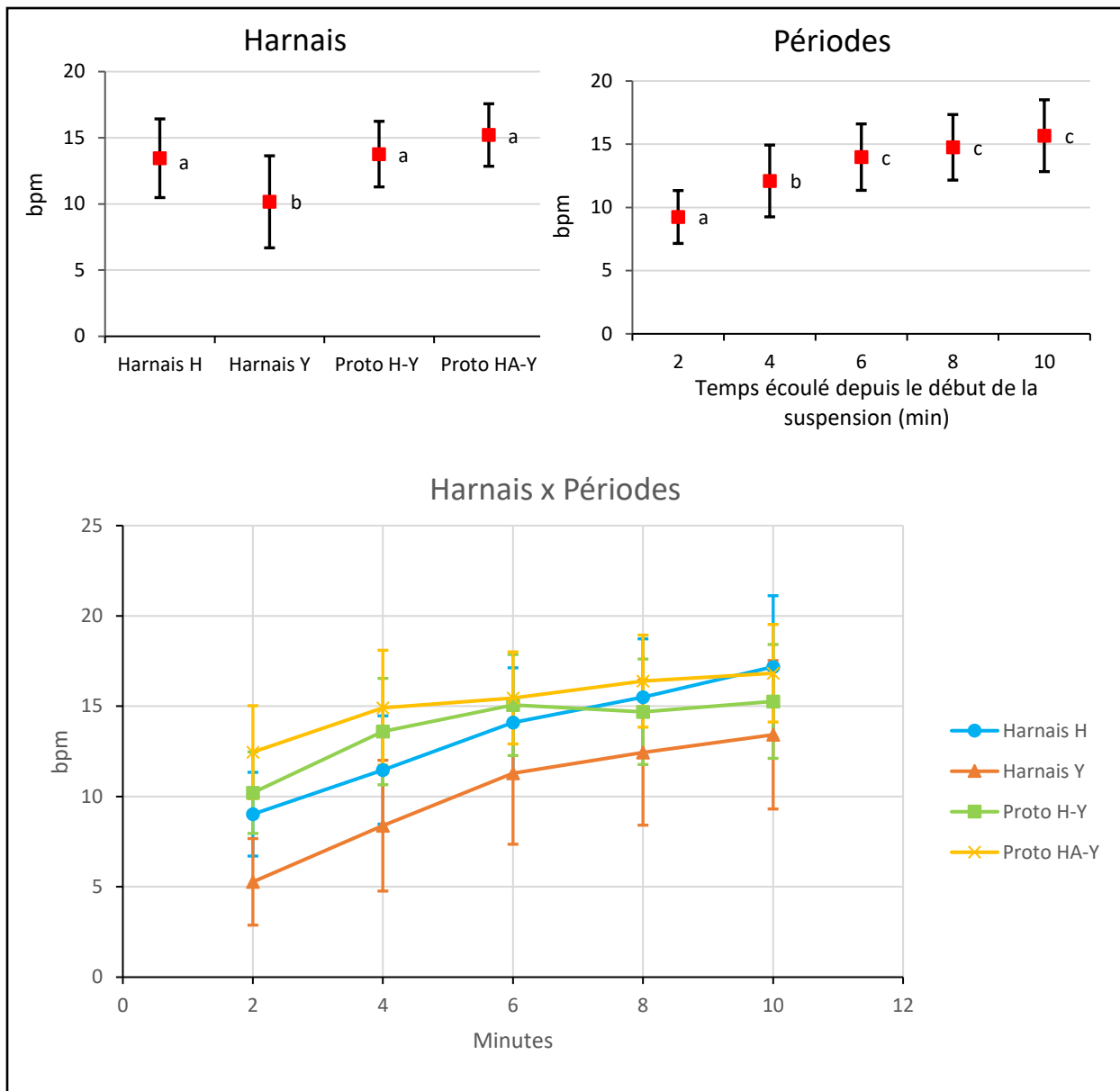
Les analyses statistiques montrent des différences significatives pour les harnais et les périodes de suspension (Tableau 3.4). On retrouve également une interaction significative entre les harnais et la période de suspension. Il n'y a aucune interaction significative entre les harnais et les deux autres variables (somatotype et sexe).

Tableau 3.3.4 Résultats des ANOVA de la fréquence cardiaque

<b>Effet</b>	<b>Valeur F</b>	<b>Valeur P</b>
Harnais	7,286	<b>&lt;,001</b>
Périodes	35,721	<b>&lt;,001</b>
Harnais*Périodes	2,489	<b>0,004</b>
Harnais*Somatotypes	0,567	0,749
Harnais*Sexe	0,846	0,462

Les analyses post-hoc (Figure 3.5) montrent que le Harnais Y ( $10,161 \pm 1,711$  bpm) a une augmentation de la fréquence cardiaque significativement inférieure aux autres harnais. Le Harnais H ( $13,454 \pm 1,462$  bpm), le Proto H-Y ( $13,767 \pm 1,220$  bpm) et le Proto HA-Y ( $15,209 \pm 1,162$  bpm) demeurent comparables. Pour la période de suspension, la Période 1 ( $9,242 \pm 1,030$  bpm) et la Période 2 ( $12,093 \pm 1,398$  bpm) sont significativement différentes des autres périodes et entre elles. La Période 3 ( $13,979 \pm 1,293$  bpm), la Période 4 ( $14,752 \pm 1,276$  bpm) et la Période 5 ( $15,673 \pm 1,398$  bpm) restent comparables.

Figure 3.5 Augmentation de la FC selon le harnais et les périodes de suspension



### 3.3 L'oxygénation des muscles périphériques

#### 3.3.1 L'avant-bras

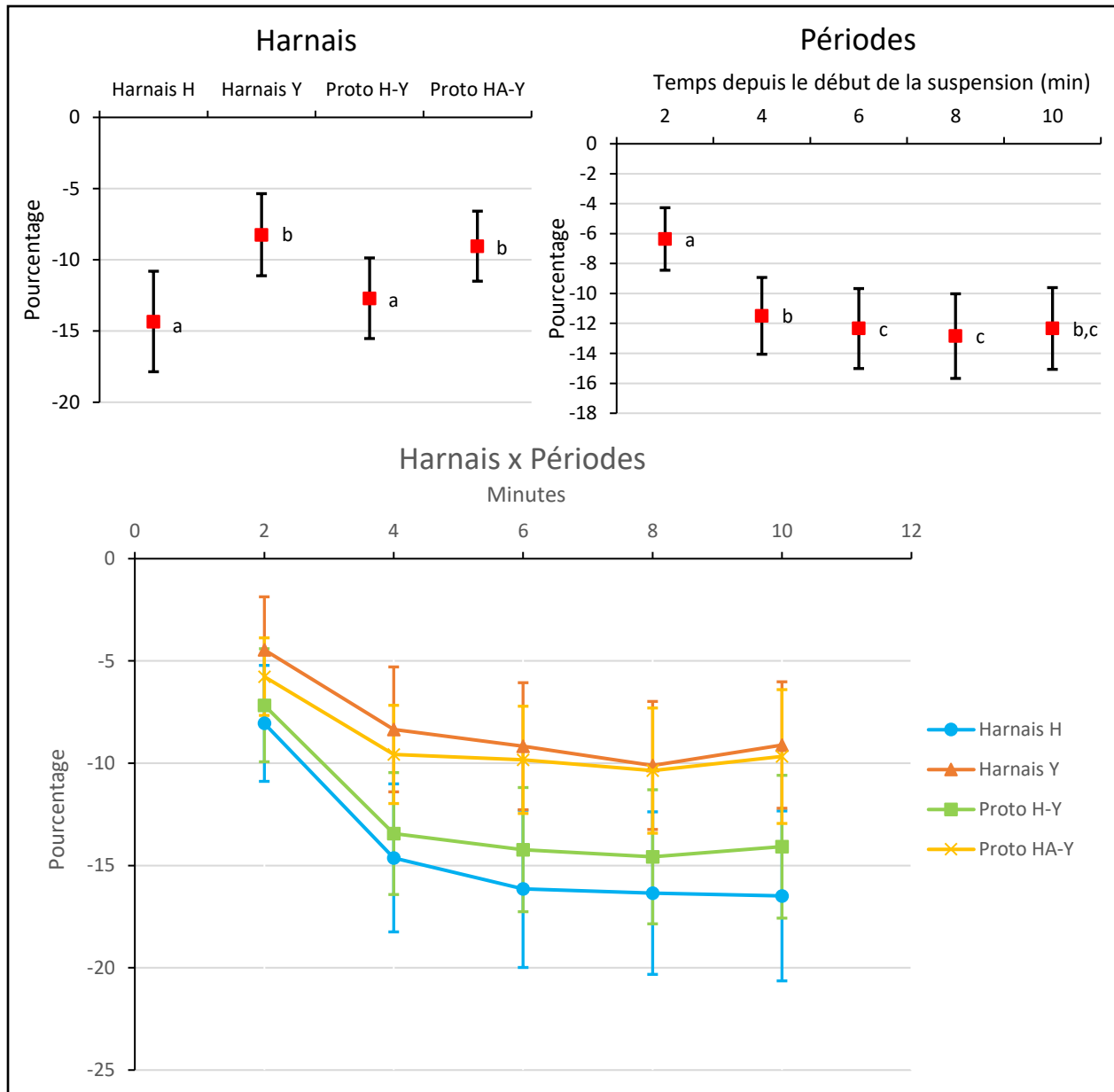
Les analyses statistiques montrent une différence significative pour les harnais et les périodes de la suspension (Tableau 3.5). On retrouve également une interaction significative entre les harnais et la période de suspension. Comme pour la fréquence cardiaque, il n'y a pas de différence significative entre les harnais et les deux autres variables (somatotype et du sexe).

Tableau 3.3.5 Résultats des ANOVA pour l'oxygénation de l'avant-bras

<b>Effet</b>	<b>Valeur F</b>	<b>Valeur P</b>
Harnais	10,885	<b>&lt;,001</b>
Périodes	55,917	<b>&lt;,001</b>
Harnais*Périodes	2,199	<b>0,011</b>
Harnais*Somatotypes	1.871	0,68
Harnais*Sexe	0,737	0,533

Les analyses post-hoc (Figure 3.6) montrent que le Harnais H ( $-14,330 \pm 1,730$  %) et le Proto H-Y ( $-12,697 \pm 1,388$  %) causent une diminution significative de l'oxygénation de l'avant-bras par rapport au Harnais Y ( $-8,237 \pm 1,413$  %) et au Proto H-Y ( $-9,041 \pm 1,205$  %). Pour la période de suspension, la Période 1 ( $-6,359 \pm 1,024$  %) a une diminution de l'oxygénation de l'avant-bras significativement inférieur aux autres. La Période 2 ( $-11,495 \pm 1,258$  %) est significativement différente de la Période 3 ( $-12,342 \pm 1,310$  %) et de la Période 4 ( $-12,848 \pm 1,386$  %). La Période 5 ( $-12,338 \pm 1,339$  %) est comparable à la Période 2, 3 et 4. La Période 3 et la Période 4 demeurent comparables. Pour l'interaction entre le harnais et la période, le Harnais H et le Harnais H-Y ont une perte d'oxygénation plus prononcée à partir de la quatrième minute de suspension comparativement au Harnais Y et le Harnais HA-Y.

Figure 3.6 Diminution de l'oxygénation de l'avant-bras selon le harnais et les périodes de suspension



### 3.3.2 Le mollet

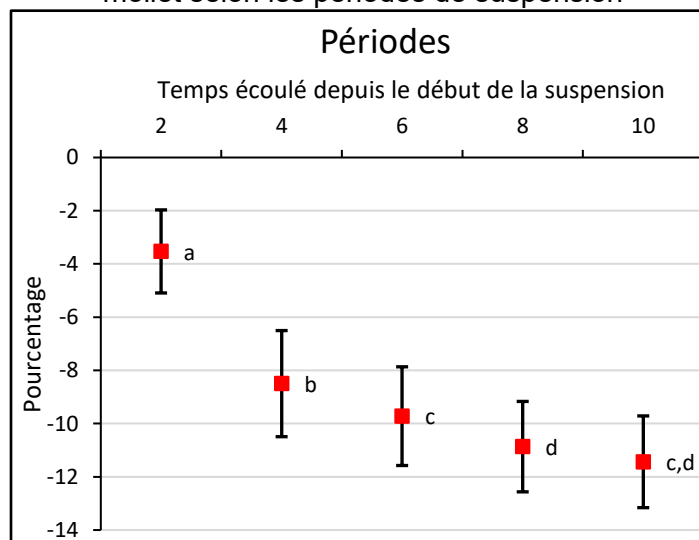
Les analyses statistiques montrent une différence significative entre les périodes de la suspension (Tableau 3.6). Il n'y a aucune autre différence significative pour les autres variables.

Tableau 3.3.6 Résultats des ANOVA pour l'oxygénation du mollet

Effet	Valeur F	Valeur P
Harnais	0,569	0,637
Périodes	40,686	<,001
Harnais*Périodes	0,732	0,720
Harnais*Somatotypes	0,901	0,528
Harnais*Sexe	1,826	0,147

Les analyses post-hoc (Figure 3.7) montrent que la Période 1 ( $-3,530 \pm 0,768$  %), la Période 2 ( $-8,498 \pm 0,981$  %) sont significativement différentes entre elles et aussi des autres périodes. La Période 3 ( $-9,720 \pm 0,913$  %) est significativement différente de la Période 4 ( $-10,866 \pm 0,836$  %). La Période 5 ( $-11,435 \pm 0,848$  %) est comparable à la Période 3 et 4.

Figure 3.7 Diminution de l'oxygénation du mollet selon les périodes de suspension





### 3.4 L'oxygénation cérébrale

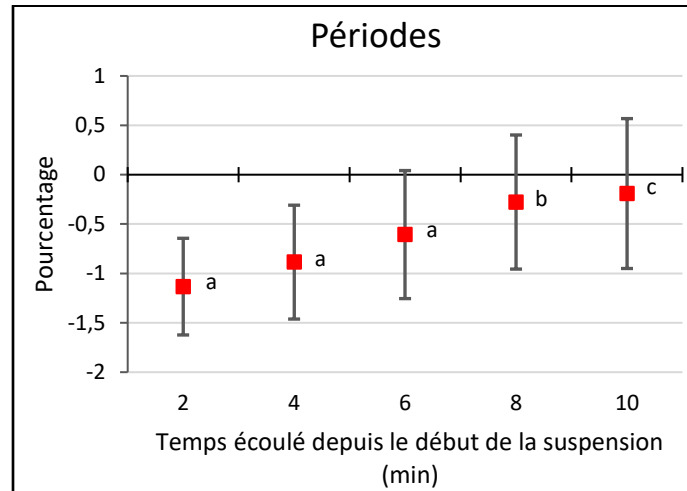
Les analyses statistiques montrent une différence significative au niveau de la période de suspension (Tableau 3.7). Il n'y a pas de résultat significatif pour les autres variables.

Tableau 3.3.7 Résultats des ANOVA pour l'oxygénation cérébrale

<b>Effet</b>	<b>Valeur F</b>	<b>Valeur P</b>
Harnais	1,022	0,385
Périodes	10,175	<b>&lt;,001</b>
Harnais*Périodes	1,741	0,057
Harnais*Somatotypes	2,106	0,500
Harnais*Sexe	2,169	0,100

Les analyses post-hoc (Figure 3.8) montrent que la Période 1 ( $-1,133 \pm 0,240$  %), la Période 2 ( $-0,885 \pm 0,283$  %) et la Période 3 ( $-0,607 \pm 0,318$  %) sont comparables. Elles sont significativement différentes de la Période 4 ( $-0,277 \pm 0,333$  %) et de la Période 5 ( $-0,191 \pm 0,372$  %). La Période 4 et la Période 5 sont significativement différentes. L'oxygénation cérébrale semble être davantage affectée durant la première minute de la suspension.

Figure 3.8 Variation de l'oxygénation cérébrale selon les périodes de suspension



### 3.5 La tension artérielle

L'appareil utilisé pour la collecte de données a causé plusieurs problèmes. Aucune prise de données complète n'a pu être réalisée pour 26 des sujets. Pour cette même raison, il n'a pas été possible de faire des analyses pour les somatotypes et le sexe. Les résultats n'ont pas la même puissance statistique que les autres variables présentées dans cette section. Seulement 10 participants ont pu être analysés.

#### 3.5.1 Systolique

Les analyses statistiques ne montrent pas une différence significative entre les harnais pour la tension artérielle systolique (Tableau 3.8).

Tableau 3.3.8 Résultats des ANOVA pour la tension artérielle systolique

<b>Effet</b>	<b>Valeur F</b>	<b>Valeur P</b>
Harnais	1,951	0,145
Périodes	1,679	0,176
Harnais*Périodes	1,532	0,154

### 3.5.2 Diastolique

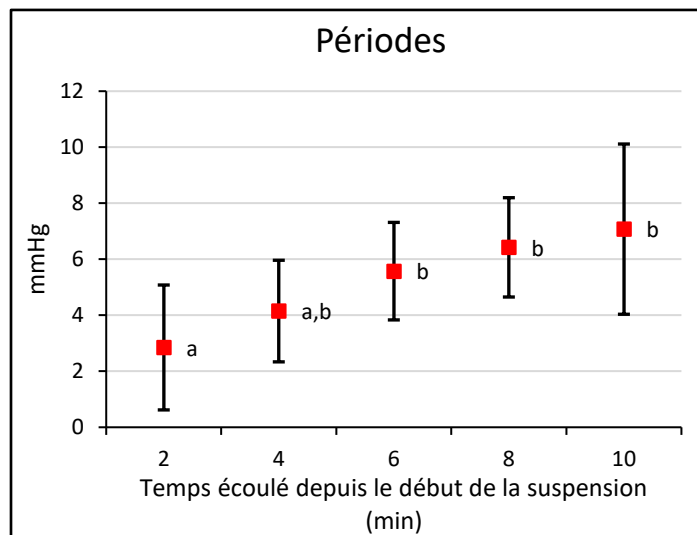
Les analyses statistiques montrent une différence significative entre les harnais pour la tension artérielle diastolique (Tableau 3.9).

Tableau 3.3.9 Résultats des ANOVA pour la tension artérielle diastolique

Effet	Valeur F	Valeur P
Harnais	1,254	0,310
Périodes	6,863	<b>&lt;,001</b>
Harnais*Périodes	1,004	0,412

Selon la figure 3.9, la pression diastolique augmente avec la durée de la suspension. Les analyses post-hoc montrent une différence significative entre la Période 1 ( $2,850 \pm 0,986$  mmHg) et les périodes 3 ( $5,575 \pm 0,769$  mmHg), 4 ( $6,425 \pm 0,784$  mmHg) et 5 ( $7,075 \pm 1,344$  mmHg). La Période 2 ( $4,150 \pm 0,802$ ) est comparable à toutes les autres périodes.

Figure 3.9 Augmentation de la TA diastolique selon les périodes de suspension



### 3.6 Appréciation psychophysique

#### 3.6.1 Les régions des épaules

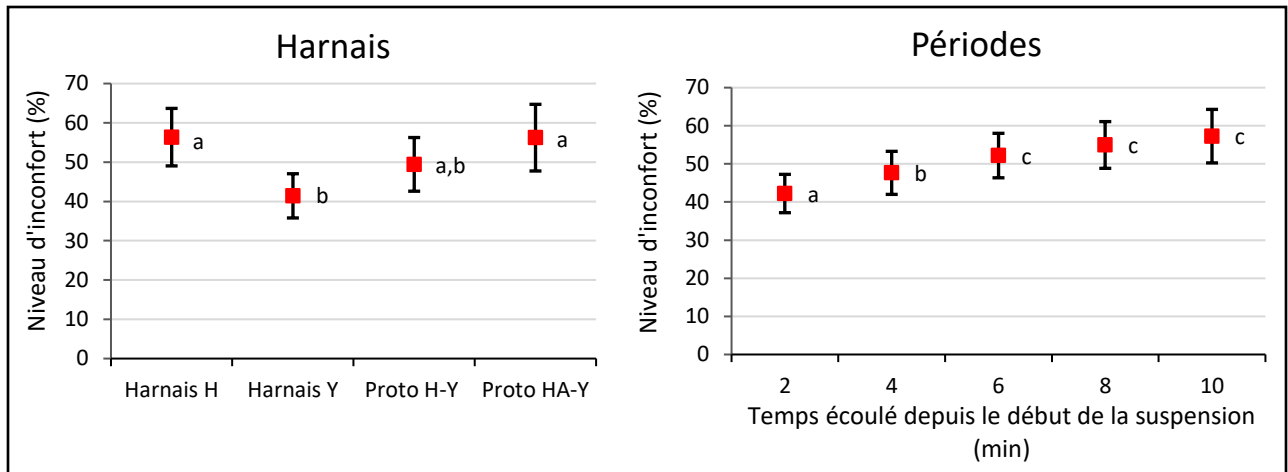
Les analyses statistiques montrent qu'il y a une différence significative entre les harnais pour l'appréciation psychophysique de la région des épaules (Tableau 3.10). Une différence significative est également observable pour la période de suspension. Il n'y a pas d'interaction significative pour les autres analyses.

Tableau 3.3.10 Résultats des ANOVA pour l'appréciation psychophysique des épaules

<b>Effet</b>	<b>Valeur F</b>	<b>Valeur P</b>
Harnais	6,714	<b>&lt;,001</b>
Périodes	15,384	<b>&lt;,001</b>
Harnais*Périodes	0,909	0,538
Harnais*Somatotypes	0,967	0,452
Harnais*Sexe	0,561	0,761

Les analyses post-hoc (Figure 3.10) montrent que le Harnais Y ( $41,416 \pm 2,769$  %) est significativement différent du Harnais H ( $56,356 \pm 3,600$  %) et du Proto HA-Y ( $56,228 \pm 4,174$  %). Le Proto H-Y ( $49,430 \pm 3,360$  %) est comparable à tous les harnais. Le Harnais H et le Harnais HA-Y sont comparables entre eux. Au niveau de la période de suspension, la Période 1 ( $42,220 \pm 2,475$  %) et la Période 2 ( $47,647 \pm 2,778$  %) sont significativement différentes entre elles et les autres périodes. La Période 3 ( $52,183 \pm 2,872$  %), la Période 4 ( $54,961 \pm 3,014$  %) et la Période 5 ( $57,276 \pm 3,454$  %) demeurent comparables.

Figure 3.10 Appréciation psychophysique des épaules selon le harnais et les périodes de suspension



### 3.6.2 La région de la poitrine

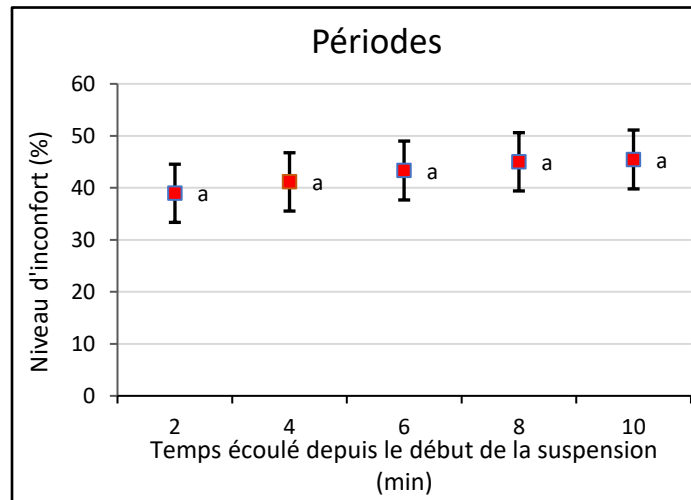
Les analyses statistiques (Tableau 3.11) montrent une différence significative entre les périodes de suspension. Une interaction significative est observable entre les harnais et les somatotypes. Il n'y a pas de différence significative au niveau du harnais et du sexe.

Tableau 3.3.11 Résultats des ANOVA pour l'appréciation psychophysique de la poitrine

Effet	Valeur F	Valeur P
Harnais	1,376	0,254
Périodes	3,660	<b>0,007</b>
Harnais*Périodes	1,294	0,219
Harnais*Somatotypes	3,520	<b>0,003</b>
Harnais*Sexe	0,195	0,976

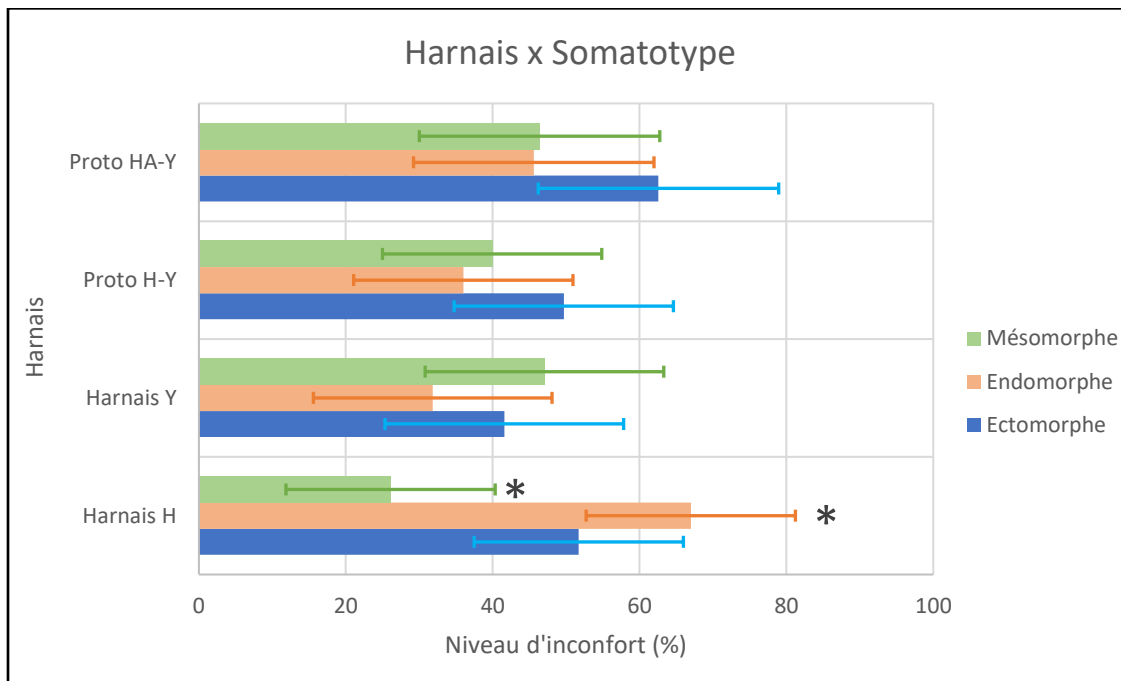
Les analyses post-hoc montrent qu'il n'y a pas de différence significative (Figure 3.11).

Figure 3.11 Appréciation psychophysique de la poitrine selon les périodes de suspension



Les analyses post-hoc montrent également qu'une différence significative entre les somatotypes est observable pour le Harnais H (Figure 3.12). Les mésomorphes ( $26,099 \pm 7,003\%$ ) présentent un inconfort significativement plus bas que les ectomorphes ( $51,730 \pm 7,003\%$ ) et les endomorphes ( $66,983 \pm 7,003\%$ ).

Figure 3.12 Appréciation psychophysique de la poitrine en fonction du harnais et du somatotype



\* Statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )

### 3.6.3 Les régions pelviennes

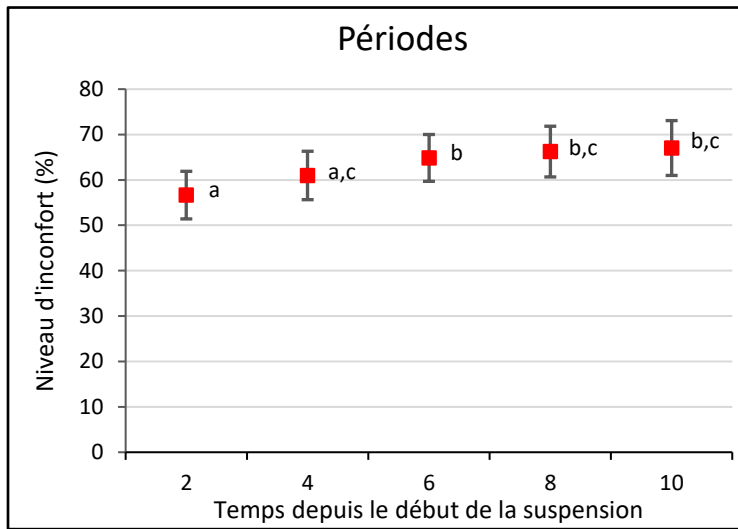
Les analyses statistiques (Tableau 3.12) montrent une différence significative pour la période de suspension. Il n'y a pas de différence significative au niveau des harnais, du somatotype et du sexe.

Tableau 3.3.12 Résultats des ANOVA pour l'appréciation psychophysique des régions pelviennes

Effet	Valeur F	Valeur P
Harnais	2,449	0,068
Périodes	7,520	<b>&lt;,001</b>
Harnais*Périodes	0,475	0,929
Harnais*Somatotypes	0,890	0,505
Harnais*Sexe	0,974	0,447

Les analyses post-hoc (Figure 3.13) montrent que la Période 1 ( $56,653 \pm 2,583$  %) est significativement différente de la Période 3 ( $64,850 \pm 2,543$  %), de la Période 4 ( $66,247 \pm 2,753$  %) et de la Période 5 ( $67,030 \pm 2,978$  %). La Période 1 et la Période 2 ( $60,982 \pm 2,627$  %) demeurent comparables. La Période 2 est comparable à la Période 4 et à la Période 5. La Période 3, la Période 4 et la Période 5 restent comparables.

Figure 3.13 Appréciations psychophysiques des régions pelviennes selon la période de suspension





## CHAPITRE 4

### DISCUSSION

Dans ce chapitre, les différents résultats sont discutés et mis en relation avec la littérature scientifique. Le déroulement de la discussion suit l'ordre des variables présentées dans le chapitre sur les résultats.

#### 4.1 Les pressions exercées par les sangles des harnais

Au niveau des pressions maximales, les prototypes performant aussi bien que le Harnais Y, qui était le plus performant dans la littérature (Galy et al., 2023). En effet, leurs pressions pelviennes sont comparables à ce harnais et sont plus basses que le Harnais H qui était le harnais le moins efficace en suspension dans l'étude de Galy et al. (2023). Le Proto HA-Y se distingue du Harnais H pour les épaules, mais demeure comparable au niveau du dos. L'effet inverse est observable pour le Proto H-Y puisqu'il est plus performant au niveau du dos, mais comparable pour la région des épaules. La performance du Harnais H dans la région pelvienne peut être expliquée par sa boucle coulissante qui produit un resserrement de la sangle autour de la cuisse. Ces résultats concordent avec les analyses de Baszczyński (2022) qui mentionnaient qu'il s'agissait d'une configuration à éviter pour éviter de produire un effet de garrot dans cette zone où se retrouvent les pressions les plus élevées.

Pour les pressions moyennes, les prototypes n'arrivent pas à se comparer au Harnais Y. Ils sont comparables au Harnais H pour les régions pelviennes. Leurs configurations semblent permettre d'éviter des points de pression plus importants, mais pas de réduire les pressions globales dans cette région. Cependant, les pressions moyennes des deux prototypes sont significativement plus basses que le Harnais H au niveau du dos. Le Harnais H possède une sangle supplémentaire qui limite le déplacement latéral des sangles lors de la mise en suspension. Cela entraîne un rapprochement des sangles vers le corps du sujet, ce qui augmente davantage les pressions. La configuration des prototypes est donc avantageuse et ressemble aux configurations étudiées par Baszczyński (2022). Il serait intéressant d'avoir des mesures d'appréciation psychophysique dans le dos pour voir si cette différence au niveau des pressions a un impact sur le confort en suspension.

Au niveau des surfaces de pression pelviennes de plus d'un psi, les prototypes et le Harnais Y répartissent leurs pressions sur une moins grande surface que le Harnais H. Encore une fois, le

Harnais H est le seul modèle où les sangles pelviennes font une boucle coulissante qui se ressert lors de la suspension. Bien que cet effet de serrage permet de répartir la pression sur une plus grande surface, il contribue aussi à causer l'équivalent d'un garrot autour de la cuisse qui limite la circulation sanguine aux membres inférieurs. Malgré des sangles pelviennes plus larges, le Harnais Y ne se démarque pas des prototypes. Baszczyński (2022) mentionnait que la suspension par une attache dorsale amène les sangles à la verticale et donc le contact de la sangle est sur son extrémité (son épaisseur) plutôt que sur sa surface complète. Cet élément pourrait expliquer pourquoi des sangles plus larges ne sont pas forcément bénéfiques lors de la suspension. Pour la région dorsale, le Harnais H a une plus grande surface de pression, et ce probablement à cause de sa sangle supplémentaire. Une plus grande proportion de la sangle est en contact, mais sans réduire les pressions maximales et moyennes dues à la grande tension pouvant être exercée.

Les prototypes présentent des résultats intéressants qui se rapprochent de ceux du Harnais Y. Ils étaient conçus pour offrir une plus grande mobilité de mouvement et cela semble se répercuter sur les pressions lors de la suspension. Leurs sangles pelviennes indépendantes permettent d'éviter le resserrement de la sangle lors de la suspension et leur configuration dorsale semble plus appropriée.

## 4.2 Les réponses physiologiques

### 4.2.1 La fréquence cardiaque

La suspension dans un harnais de sécurité intégrale cause une augmentation de la FC, et ce, peu importe la configuration du harnais. Ces résultats sont comparables avec ceux des études antérieures (Turner et al., 2008; Hsiao et al., 2012; Galy et al., 2023). L'augmentation de la FC progresse rapidement durant les six premières minutes de la suspension.

Les prototypes sont comparables au Harnais H pour la FC. L'élément clef du traumatisme de suspension est l'effet de garrot causé par les sangles pelviennes (Seddon, 2002; Pasquier et al., 2011; Weber et al., 2020; Petrone et al., 2021). Les prototypes réduisent les pressions maximales, mais pas les moyennes dans cette région. Puisque les pressions moyennes sont similaires, il est logique que leur performance sur la fréquence cardiaque ne dépasse pas le Harnais H. Ce fait renforce l'aspect qu'une réduction de la pression exercée dans la région pelvienne semble être l'élément clef puisque les pressions plus basses aux épaules et aux dos n'ont pas eu d'impact sur la fréquence cardiaque.

Le Harnais Y est celui qui se démarque du lot avec une augmentation de la FC plus faible que les autres configurations tout comme dans l'étude de Galy et al. (2023). Il est le seul harnais à avoir une ceinture abdominale qui prend une partie du poids du sujet. On peut valider ce fait notamment par les pressions moyennes des sangles pelviennes qui sont plus basses pour ce harnais. Cependant, ce harnais cause une inclination plus prononcée du torse vers l'avant lors de la suspension que les autres. Comme son attache dorsale est plus basse que les autres configurations, il semble qu'une partie plus importante du poids du corps se retrouve au-dessus du point d'attache, ce qui favorise la bascule du corps vers l'avant. L'angle du torse n'a pas été mesuré lors de cette étude, il est donc difficile d'identifier si la position de l'attache dorsale a eu un impact sur la suspension. Hsiao et al. (2012) avait déterminé que l'angle de suspension ne devait pas être supérieur à 35°. Dans le cas contraire, la tolérance à la suspension diminuait. Cependant, les auteurs n'identifient pas l'angle idéal lors de la suspension. Une étude plus approfondie devrait être réalisée pour documenter cette variable.

Tous les harnais ont une augmentation plus prononcée de la FC au début de la suspension. Par la suite, cette augmentation devient plus légère et presque stable à la fin de la suspension. Il y a seulement le Proto H-Y qui cause une légère diminution à la Période 4 (minute six à huit de la suspension). Les premières minutes de suspension semblent donc être cruciales puisque l'augmentation y est la plus marquée. Dans l'étude de Galy et al. (2023), l'augmentation était constante pour certains modèles. Les modèles avec une augmentation constante étaient également ceux qui performaient le moins durant les suspensions de 10 minutes.

Les prototypes sont comparables au Harnais H pour la FC. Encore une fois, l'élément clef du traumatisme de suspension semble davantage associé à l'effet de garrot causé par les sangles pelviennes. Puisque les prototypes ne réduisent pas les pressions maximales et moyennes pour cette région où l'on retrouve des gros vaisseaux sanguin permettant la vascularisation des membres inférieurs, il est logique que leur performance sur la fréquence cardiaque n'atteigne pas celle du Harnais Y.

#### 4.2.2 L'oxygénation de l'avant-bras

Tous les harnais ont une diminution plus prononcée dans les quatre premières minutes de suspension. Ces résultats sont similaires à ceux obtenus dans l'étude de Galy et al. (2023). Le Harnais H et le Proto H-Y ont une diminution plus importante que les deux autres harnais. En effet, les résultats permettent de séparer les harnais en deux groupes. Le Harnais H et le Proto H-Y

sont les harnais qui produisent des baisses d'oxygénation de l'avant-bras plus importantes. Leurs configurations en H entraînent un point de pression près de l'aisselle, ce qui vient comprimer l'artère axillaire. Malgré sa configuration frontale en H, le Proto HA-Y est différent de l'autre prototype puisque sa boucle centrale est non ajustable. Cela a pour effet de conserver les sangles du tronc au centre de la poitrine, ce qui permettrait de limiter la pression exercée près des aisselles. Ainsi, la pression de la sangle est davantage sur les pectoraux. La présence des anneaux semble accentuer ce fait. Un ajustement plus serré de la sangle à la poitrine du Proto H-Y pourrait potentiellement apporter des bénéfices similaires. Il serait donc intéressant de prévoir des sangles plus courtes pour relier les bretelles à l'avant de la poitrine lors du développement de nouveaux harnais de sécurité pour limiter l'ischémie du membre supérieur sans opter pour une configuration en X. Il est important de rappeler que Galy et al. (2023) ont démontré que cette configuration ne semble pas souhaitable puisqu'il s'agit de la seule en mesure d'exercer une grande pression sur des vaisseaux sanguins situés à la base du cou. Cette configuration réduisait significativement l'oxygénation cérébrale lors des suspensions.

Contrairement à l'étude de Galy et al. (2023), les résultats de la présente étude ne démontrent pas d'interaction significative entre les harnais et le sexe. Ces auteurs avaient observé que l'oxygénation de l'avant-bras avait de plus grandes variations entre les harnais pour les femmes.

#### 4.2.3 L'oxygénation du mollet

Contrairement à l'étude de Galy et al. (2023), il n'y a pas de différence entre les configurations du harnais pour l'oxygénation du mollet. Les deux harnais qui performaient globalement moins au niveau des variables physiologiques avaient une diminution de l'oxygénation du mollet significativement plus grande que les autres harnais. Dans la présente étude, les deux modèles qui sont similaires à leur étude (Harnais H et Harnais Y) ont des résultats similaires. Tous les harnais ont une diminution importante dans les deux premières périodes de suspension pour ensuite se stabiliser.

Cette variable visait à évaluer l'effet du garrot produit dans la région pelvienne en fonction des différents modèles. Pourtant, des différences sont observables au niveau des autres variables physiologiques. Il était difficile de contrôler les mouvements de la cheville des participants, ce qui avait un effet dû à la contraction du gastrocnémien. Chaque contraction musculaire apporte une plus grande quantité de sang oxygéné par la suite, ce qui peut avoir un impact sur cette variable.

#### 4.2.4 L'oxygénation cérébrale

L'étude de Galy et al. (2023), qui est la seule étude à avoir mesuré l'oxygénation cérébrale, n'avait repéré qu'une seule configuration de harnais problématique, soit celle en X. Les résultats de cette étude sont concluants avec le fait que les autres configurations ne sont pas problématiques pour cette variable à court terme. Il convient de rappeler que le temps de suspension de la présente étude est de 10 minutes. Des problèmes pourraient éventuellement survenir lors de suspensions plus longues. En effet, d'autres études (Seddon 2002; Pasquier et al., 2011; Weber et al., 2020; Petrone et al., 2021) mentionnent que la perturbation du flux sanguin causera une diminution de la perfusion cérébrale à plus long terme. Cependant, aucune étude ne semble pouvoir déterminer de temps précis. Dans la présente étude, une baisse significative de l'oxygénation cérébrale semble présente seulement lors des premières minutes de la suspension. Les valeurs augmentent légèrement par la suite pour se rapprocher des valeurs obtenues au repos. Ce fait n'est pas observable dans l'étude de Galy et al. (2023) qui avait un plus grand échantillon de participants (60 individus). De manière plus large, les revues de la littérature ne montrent pas d'éléments semblables puisque l'accumulation de sang dans les membres inférieurs cause une baisse de la perfusion cardiaque (Pasquier et al., 2011; Weber et al., 2020; Petrone et al., 2021). D'autres études seraient nécessaires pour vérifier que l'augmentation de l'oxygénation cérébrale obtenue après quelques minutes de suspension serait associée à l'augmentation de la fréquence cardiaque et/ou de la tension artérielle.

#### 4.3 La tension artérielle

Puisque la puissance statistique était trop faible pour repérer des effets moyens, la validité du résultat significatif est à remettre en cause. Néanmoins, il semble y avoir une tendance vers l'augmentation de la tension artérielle durant la suspension. Selon la littérature, l'effet observable devrait être une augmentation de la tension artérielle dans les premières minutes de suspension, suivi d'une baisse (Seddon 2002; Pasquier et al., 2011; Weber et al., 2020; Petrone et al., 2021). Dans l'étude de Turner et al. (2008), 14 des 37 suspensions avec une attache dorsale avaient été arrêtées à cause d'une baisse de la tension artérielle. Néanmoins, l'étude de Turner et al. (2008) avait un temps de suspension d'une heure.

#### 4.4 L'appréciation psychophysique

Pour toutes les régions analysées, on peut observer que l'inconfort des participants augmente au court des six premières minutes de suspension. Ces résultats sont similaires à ceux de l'étude de

Galy et al. (2023). Seules les régions des épaules et de la poitrine présentent des différences significatives entre les harnais. Dans l'étude de Galy et al. (2023), des différences significatives étaient observées entre le Harnais H et le Harnais Y au niveau des régions pelviennes.

#### 4.4.1 Les épaules

Le Harnais Y est le seul qui se démarque des autres harnais. La ceinture abdominale, qui prend une partie de la charge, pourrait être en cause. Pour les prototypes, le Harnais H-Y est celui qui présente des résultats comparables alors que leur configuration diffère. Le Harnais H semble comparable aux Proto H-Y et Proto HA-Y au niveau de l'inconfort ressenti par les participants. Ces résultats ne sont pas en lien avec les pressions obtenues dans cette région, où le harnais H démontrait des pressions maximales plus élevées que les deux prototypes. La moins bonne appréciation du Proto HA-Y pourrait être due à la pression de ses sangles à la base du cou. Certaines régions corporelles sont plus sensibles, ce qui pourrait se traduire par un inconfort perçu non proportionnel aux pressions. Puisque les sangles du Harnais Y sont plus larges, la pression est moins concentrée dans une région plus sensible. Les résultats obtenus sont concomitants avec ceux de Galy et al. (2023) où le Harnais Y était le seul modèle qui permettait d'améliorer le confort.

#### 4.4.2 La poitrine

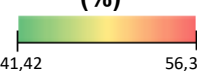





Le Harnais H comporte une différence significative entre les mésomorphes et les endomorphes. Il est difficile d'expliquer cette différence marquée. Les endomorphes sont principalement caractérisés par une masse grasse plus grande. Le Harnais H est celui qui est le plus contraignant puisque sa boucle coulissante aux cuisses cause aussi un serrage plus important des épaules puisque le tout est connecté. Les mésomorphes ont également une masse musculaire et des épaules généralement plus larges. Des muscles pectoraux plus développés pourraient offrir un appui moins près de leurs aisselles. Il aurait été particulièrement intéressant d'avoir des éléments qualitatifs de la part des participants pour vérifier si la localisation des sangles sur la poitrine affecte vraiment le confort ressenti par les participants.

#### 4.5 Synthèse des résultats

Le classement des harnais varie en fonction des différentes variables comme on peut observer dans le Tableau 4.1. Celui-ci présente les variables qui ont des différences significatives en les catégorisant avec un code de couleur. Le vert signifie la meilleure performance, le rouge signifie

la pire et le jaune, une performance intermédiaire. De manière générale, on peut observer que le Harnais H et le Harnais Y se démarquent comme étant les extrêmes. Le Harnais H a la moins bonne performance au niveau de l'appréciation psychophysique, des pressions maximales et moyennes (pour toutes les régions) ainsi que l'oxygénation musculaire de l'avant-bras. Le Harnais Y se démarque notamment par l'effet moindre sur les variables physiologiques comme l'oxygénation de l'avant-bras et la FC. Il performe également le mieux dans l'appréciation psychophysique.

Tableau 4.1 Performance des harnais en fonction des variables qui ont des différences significatives

Variables	Zone	Harnais H	Harnais Y	Proto H-Y	Proto HA-Y
<b>Appréciation psychophysique (%)</b> 	Épaules	56,36	41,42	49,43	56,23
<b>Pression maximale (psi)</b> 	Épaules	3,12	2,97	2,49	2,56
	Dos	3,81		2,88	3,12
	R. Pelv	6,51	5,15	5,32	5,11
<b>Pression moyenne (psi)</b> 	Dos	1,98		1,58	1,67
	R. Pelv	2,74	2,15	2,75	2,63
<b>Surface des pressions (cm2)</b> 	Épaules	88,56	71,93	55,42	63,44
	Dos	78,54		54,13	62,38
	R. Pelv	287,38	198,11	227,95	211,56
<b>Diminution de l'oxygénation musculaire (%)</b> 	Avant-bras	14,33	8,24	12,7	9,04
<b>Fréquence cardiaque (bpm)</b> 	N/A	13,45	10,16	13,77	15,21

Les prototypes ont une meilleure performance que le harnais conventionnel (Harnais H) sur plusieurs variables. Le Proto H-Y est notamment plus apprécié aux épaules alors que le Proto

HA-Y se démarque pour l'oxygénation de l'avant-bras qui est moins affectée. Les résultats du Tableau 4.1 permettent de confirmer l'hypothèse que les prototypes performant mieux que le harnais conventionnel, mais moins que le modèle plus dispendieux. De plus, le rembourrage sous les points d'ajustement a réduit les pressions maximales pouvant être observées sur le modèle conventionnel.

Les variables physiologiques semblent en partie avoir un lien avec les pressions des sangles. Cependant, l'évaluation de la pression exercée sur certaines régions ne semblent pas expliquer complètement cette relation puisqu'il n'y a pas de différences significatives au niveau de l'oxygénation du mollet alors que les pressions varient significativement entre les modèles pour la région pelvienne.

#### 4.6 Limitations de l'étude

L'étude comporte plusieurs limitations qui sont divisées en deux catégories principales : les limitations de mesures spécifiques et les limitations globales.

##### 4.6.1 Les limitations de mesures spécifiques

L'appréciation psychophysique a eu un impact sur l'oxygénation musculaire de l'avant-bras. En effet, les participants devaient remplir les échelles visuelles analogues pendant leur suspension. Cela entraînait des contractions du fléchisseur ulnaire du carpe. On pouvait donc observer une augmentation de l'oxygénation à toutes les appréciations (au 2 minutes). La diminution globale a tout de même pu être observée, mais elle serait probablement plus importante ou plus abrupte.

Les échelles visuelles analogues utilisées dans le cadre de l'étude pouvaient porter à confusion. La majorité des études évaluant l'appréciation par des échelles visuelles analogues utilisent soit des échelles de confort ou d'inconfort (Aota et al. 2007; Haque et al., 2010 ; Kermavnar et al., 2020). Dans le cas des harnais de sécurité, ils ne sont pas censés amener plus de confort que le fait de ne pas en porter. On peut néanmoins avoir des harnais qui sont plus inconfortables. Les échelles visuelles analogues devraient être des échelles d'inconfort de 0 à 100 où 0 est « pas d'inconfort » et 100 est « très inconfortable ». Puisque des explications supplémentaires étaient données à chaque participant, l'impact de cette erreur sur les résultats reste probablement minime. Il était mentionné aux participants que « très confortable » était similaire à ne pas porter de harnais. Cela amenait donc l'échelle visuelle analogue à être une échelle d'inconfort. Cependant, l'échelle



n'était pas autonome et aurait pu causer des problèmes si des consignes supplémentaires n'étaient pas données.

De façon générale, les mesures d'oxygénation musculaire étaient très dépendantes du comportement des participants. Chaque mouvement du poignet et de la cheville entraînait une variation de ces mesures. Il est difficile de contraindre davantage les sujets puisque les suspensions sont déjà difficiles. Cependant, il serait bénéfique d'expliquer l'importance de la mesure et l'impact de leurs mouvements afin de les limiter au maximum.

Pour la tension artérielle, les problèmes rencontrés au niveau de l'appareillage ont empêché l'analyse de celle-ci. Puisque l'effet de garrot produit par les sangles semble avoir un effet important sur la capacité de lecture de l'appareil, il serait pertinent d'envisager une alternative. Pour avoir une mesure avec un appareil, il faudrait choisir un modèle qui permet de prendre une mesure dans toutes les circonstances. Des appareils de mesure plus sophistiqués permettant de prendre la tension artérielle au doigt seraient une bonne alternative.

#### 4.6.2 Les limitations globales

La population utilisée dans le cadre de l'étude était des étudiants du département des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Montréal. En général, ces jeunes étudiants ont une condition physique au-dessus de la moyenne. Cela pourrait affecter la validité externe des résultats à la population des travailleurs de la construction.

Cette étude a été réalisée avec un ajustement standard des harnais, ce qui pourrait ne pas être le cas en réalité. Des observations sur les chantiers ont permis de voir que des travailleurs n'ajustent pas adéquatement leur harnais afin d'avoir plus d'aisance de mouvement. Il serait intéressant de voir l'impact d'un ajustement différent sur la suspension, voire même de la chute.

Pour des raisons évidentes d'éthique, les suspensions ont été effectuées sans chute préalable. Dans une situation réelle, les blessures potentielles de la chute pourraient accélérer et aggraver les impacts de la suspension.

La correction Bonferroni est une correction plus conservatrice. Cela a probablement à réduire le nombre de résultats significatifs présentés de cette étude.

## CONCLUSION

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les contraintes physiologiques et biomécaniques lors de la suspension dans un harnais de sécurité intégral. Elle était la seconde à mesurer les pressions des sangles sur des humains et à comparer les réponses physiologiques et psychophysiques entre différentes configurations de harnais.

Les résultats de l'étude confirment en partie l'hypothèse sur le classement global des harnais. De façon générale, le Harnais H est celui qui performe le moins alors que le Harnais en Y performe le mieux. Cependant, malgré le fait que le Harnais H est le harnais le moins performant au niveau des pressions, il ne se démarque pas toujours au niveau des variables physiologiques. Il serait donc intéressant de faire d'autres études afin de vérifier si les pressions mécaniques exercées et par les harnais sont directement corrélées avec les variables physiologiques qui prédisent la présence l'avènement du syndrome de suspension. Cela permettrait de prédire la performance d'un harnais avec quelques mesures simples.

Le facteur permettant de discriminer certaines configurations semble être le haut du corps. En effet, la performance des différents harnais est similaire au niveau pelvien alors qu'elle varie pour le membre supérieur. Une configuration en Y ou le prototype HA-Y éloigne les sangles du creux axillaire, ce qui améliore la circulation sanguine dans les membres supérieurs.

La configuration en Y semble être la plus performante. Cependant, il s'agit du seul harnais qui possède une ceinture abdominale. Il est donc difficile d'évaluer si c'est la configuration ou la ceinture qui entraîne ces bénéfices. Bien qu'intéressante durant la suspension, une ceinture abdominale pourrait causer des dommages aux organes internes et aux côtes flottantes lors de la chute (Galy et al., 2023).

De plus amples études sont nécessaires pour déterminer si une configuration de harnais est supérieure aux autres. Les accessoires à la suspension comme les courroies de sécurité (Trauma strap) devraient être évalués afin de valider leur efficacité en suspension. Finalement, puisque cette étude et celles présentées dans la revue de littérature ont été faites avec des sujets jeunes, il serait primordial de valider les résultats obtenus avec des travailleurs de la construction de différents groupes d'âge.

# ANNEXE A

## CERTIFICAT D'ÉTHIQUE



No du certificat : 2686\_e\_2018

### CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'UQAM, a examiné le protocole de recherche suivant et jugé qu'il est conforme aux pratiques habituelles et répond aux normes établies par la Politique no 54 sur l'éthique de la recherche avec des êtres humains (décembre 2015).

#### Protocole de recherche

**Chercheur principal :** Denis Marchand

**Unité de rattachement :** Département des sciences de l'activité physique

**Équipe de recherche :**

**Professeurs :** Jean Arteau (ETS); Yves Beauchamp (ETS)

**Collaborateurs :** André Lan (IRSST); Bertrand Galy (IRSST)

**Étudiant réalisant son projet de recherche dans le cadre de cette demande :** Igor Zovilé (UQAM)

**Titre du protocole de recherche :** *Amélioration de la convivialité des harnais de sécurité pour le secteur de la construction par l'évaluation des contraintes physiques et physiologiques*

**Sources de financement (le cas échéant) :** IRSST

**Durée du projet :** 4 ans

#### Modalités d'application

Le présent certificat est valide pour le projet tel qu'approuvé par le CIEREH. Les modifications importantes pouvant être apportées au protocole de recherche en cours de réalisation doivent être communiquées au comité<sup>1</sup>.

Tout événement ou renseignement pouvant affecter l'intégrité ou l'éthicité de la recherche doit être communiqué au comité. Toute suspension ou cessation du protocole (temporaire ou définitive) doit être communiquée au comité dans les meilleurs délais.

Le présent certificat d'éthique est valide jusqu'au **30 juin 2019**. Selon les normes de l'Université en vigueur, un suivi annuel est minimalement exigé pour maintenir la validité de la présente approbation éthique. Le rapport d'avancement de projet (renouvellement annuel ou fin de projet) est requis dans les trois mois qui précèdent la date d'échéance du certificat<sup>2</sup>.

Yanick Farmer, Ph.D.  
Professeur  
Président

23 juillet 2018

Date d'émission initiale du certificat

<sup>1</sup> <http://recherche.uqam.ca/ethique/humains/modifications-apportees-a-un-projet-en-cours.html>

<sup>2</sup> <http://recherche.uqam.ca/ethique/humains/rapport-annuel-ou-final-de-suivi.html>

**ANNEXE B**  
**FORMULAIRE DE CONSENTEMENT**



**FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT**

**Amélioration de la convivialité des harnais de sécurité pour le secteur de la construction par l'évaluation des contraintes physiques et physiologiques. Volet avec les étudiants au laboratoire d'ergonomie de l'UQAM.**

**PRÉAMBULE:**

Vous êtes invité(e) à participer à un projet de recherche qui vise à identifier les facteurs qui causent des inconforts lors du port d'un harnais de sécurité. Avant d'accepter de participer à ce projet, il est important de prendre le temps de lire et de bien comprendre les renseignements ci-dessous. S'il y a des mots ou des sections que vous ne comprenez pas, n'hésitez pas à poser des questions.

**IDENTIFICATION:**

Chercheur(e) responsable du projet (UQAM): Denis Marchand  
Tél : (514) 987-3000 poste 0217  
Département des sciences de l'activité physique  
Adresse postale : 141, Avenue du Président Kennedy  
Montréal, Québec, Canada, H2X 1Y4  
Adresse courriel : [marchand.denis@uqam.ca](mailto:marchand.denis@uqam.ca)

Chercheur(e) responsable du projet (IRSST): Bertrand Galy  
Tél : (514) 288-1551 poste 264  
Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail  
Adresse postale : 505, Boul. de Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec) H3C 1K3  
Adresse courriel : [Bertrand.galy@irsst.qc.ca](mailto:Bertrand.galy@irsst.qc.ca)

Membre(s) de l'équipe : André Lan (IRSST) Jean Arteau (ÉTS)  
Yves Beauchamp (UMGill)

**OBJECTIFS DU PROJET ET FINANCEMENT**

Le projet de recherche comporte deux objectifs : (i) évaluer la convivialité de diverses configurations de harnais dans des conditions de mouvements contrôlés et représentatifs de tâches et de suspension prolongée dans le harnais, et (ii) déterminer les caractéristiques des harnais qui améliorent la convivialité et les valider en situation de travail simulé. Cette étude est financée par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST)

## PROCÉDURE(S) OU TÂCHES DEMANDÉES AU PARTICIPANT

À la veille de votre participation à l'étude, vous devrez répondre au questionnaire recommandé par l'Institut National de Santé Publique du Québec (Annexe A). Il permettra de confirmer votre rencontre si vous répondez non à l'ensemble des questions. Vous devrez apporter votre propre bouteille d'eau, un masque personnel et votre carte étudiante pour accéder au pavillon de l'UQAM.

Votre participation à cette étude comporte la réalisation de mouvements contrôlés et représentatifs de ceux observés chez les travailleurs de la construction. Un test de suspension de 10 minutes sera aussi réalisé pour chacun des quatre harnais retenus pour l'étude. Ces tests permettront de quantifier les contraintes mécaniques exercées par les sangles des harnais sur certaines zones du corps. La durée maximale des différentes évaluations sera de huit heures.

Durant la réalisation des mouvements contrôlés, des électrodes de surface seront disposées sur vos muscles pour mesurer leur niveau d'activation. Pour normaliser ces valeurs, vous devrez effectuer des contractions musculaires maximales et volontaires.

Lors des tests de suspension, plusieurs mesures seront réalisées :

Mesure de la pression exercée par les sangles des harnais avec de bandes souples équipées de capteurs de pression qui seront disposées sous les sangles des harnais au niveau des épaules et des hanches.

Mesure de la saturation en oxygène cérébrale sera faite avec l'utilisation de capteurs médicaux infra-rouge positionnés sur l'angle frontal temporal au-dessus de vos yeux.

Mesure de la saturation en oxygène des muscles sera réalisée avec le système Moxy-3. Un capteur sera installé sur le muscle gastrocnémien interne et l'autre sera positionné sur le muscle cubital antérieur pour permettre une comparaison des mesures entre les deux régions corporelles.

Les mesures de la fréquence cardiaque seront mesurées avec une ceinture équipée de capteurs qui seront disposés à la base de la poitrine.

La pression artérielle sera prise avec un tensiomètre médical en position assise de repos 5 minutes avant le début de la période de suspension. Lors de la suspension, la pression artérielle sera reprise à chaque période de 2 minutes.

Durant la suspension, vous devrez aussi donner votre appréciation psychophysique de l'évolution de votre confort dans le harnais à des intervalles d'une minute.

Les essais de suspension se feront de la manière suivante :

- Vous serez debout sur un banc pour la position de départ;
- Une corde reliée à un mousqueton sera fixée à l'anneau dorsal du harnais
- Au signal de l'expérimentateur, vous devrez plier vos genoux pour permettre la prise en

- charge du poids du corps par le harnais ;
- Le banc sera retiré pour que les pieds se retrouvent dans le vide;
- Le temps de suspension sera de 10 minutes ou moins;

#### **AVANTAGES et RISQUES POTENTIELS :**

En tant qu'étudiant en kinésiologie de l'UQAM vous vivrez une expérience de recherche appliquée à la recherche en santé et sécurité au travail. Vous pourrez constater l'application des différentes notions de physiologie et de biomécaniques qui sont abordées dans votre programme de formation au baccalauréat.

Les mesures électromyographiques demandent quelques fois que votre peau soit rasée (seulement si nécessaire) avec un rasoir jetable (un nouveau rasoir est utilisé pour chaque sujet) à l'emplacement des électrodes, nettoyée avec une pâte abrasive et avec de l'alcool pour enlever les peaux mortes et pour permettre une meilleure adhérence des électrodes. Cette situation peut causer des rougeurs sur la peau aux endroits concernés. Les tests de force statique servant à la calibration des analyses électromyographiques peuvent entraîner une sensation d'inconfort. Vous devrez réaliser un effort statique progressif d'environ trois à cinq secondes appliqué contre une résistance. Vous recevrez la consigne de cesser immédiatement votre effort musculaire si une douleur est présente. Vous disposerez d'une période de repos pour récupérer entre les essais.

Les tests de suspension réalisés en laboratoire peuvent vous causer des inconforts. Le test de suspension sera arrêté si :

- Vous demandez l'arrêt du test;
- Votre saturation en oxygène cérébrale passe en dessous de 50% ou qu'une baisse supérieure à 20 % de la valeur initiale du sujet au repos;
- Vous présentez une diminution de votre pression sanguine systolique supérieure à 20 mmHg| par rapport à la pression mesurée avant le test;
- Vous présentez une diminution de votre pression sanguine diastolique supérieure à 10 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test;
- Vous présentez une pression sanguine diastolique supérieure à 100 mmHg;
- La fréquence cardiaque augmente de plus de 28 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos;
- La fréquence cardiaque diminue de plus de 10 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos.

#### **ANONYMAT ET CONFIDENTIALITÉ :**

Toutes les données recueillies sont confidentielles et uniquement des données moyennées serviront à la production d'un rapport de recherche. L'identification des personnes évaluées sera gardée confidentielle grâce à des transcriptions codées. Les données brutes seront conservées par les responsables des évaluations de l'UQAM. Seuls les personnes responsables du projet auront accès aux fichiers informatiques des participants et aux enregistrements vidéo. Les enregistrements vidéo

et vos données seront gardés sous clé dans un classeur. Toutes les données seront détruites après la publication du rapport. Dans le cas où les images publiées dans le rapport vous impliqueraient, une permission écrite vous sera demandée avant sa publication. Vous serez libre d'accepter et de refuser l'utilisation de votre photo.

#### **PARTICIPATION VOLONTAIRE et DROIT DE RETRAIT :**

Votre participation à ce projet est volontaire. Cela signifie que vous acceptez de participer au projet sans aucune contrainte ou pression extérieure, et que par ailleurs vous êtes libre de mettre fin à votre participation en tout temps au cours de cette recherche, sans préjudice de quelque nature que ce soit et sans avoir à vous justifier. Dans ce cas, et à moins d'une directive contraire de votre part, les documents vous concernant seront détruits.

Compte tenu du contexte particulier de la pandémie, vous pouvez mettre fin à votre participation si vous ressentez un sentiment d'insécurité à la suite de la lecture des consignes particulières qui seront suivies pour prévenir la transmission de la COVID-19 dans notre laboratoire.

Votre accord à participer implique également que vous acceptez que l'équipe de recherche puisse utiliser aux fins de la présente recherche (articles, mémoires et thèses des étudiants membres de l'équipe, conférences et communications scientifiques) les renseignements recueillis à la condition qu'aucune information permettant de vous identifier ne soit divulguée publiquement à moins d'un consentement explicite de votre part.

#### **COMPENSATION FINANCIÈRE**

Il est entendu que vous recevrez une somme pour les heures réalisées au laboratoire à titre de compensation pour les frais encourus par votre contribution au projet. Vous serez rémunérés à titre de sujet de recherche selon le taux en vigueur de la convention du SETUE à l'UQAM.

#### **CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :**

En acceptant de participer à ce projet, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

#### **PERSONNES-RESSOURCES :**

Vous pouvez contacter Denis Marchand au numéro (514) 987-3000 poste 0217 pour des questions additionnelles sur le projet. Vous pouvez discuter avec eux des conditions dans lesquelles se déroule votre participation.

Le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains (CIEREH) approuvé ce projet et en assure le suivi. Pour toute information vous pouvez communiquer avec la coordonnateur du Comité au numéro (514)987-3000 poste 7753 ou par courriel à l'adresse : [ciereh@uqam.ca](mailto:ciereh@uqam.ca).

Pour toute question concernant vos droits en tant que participant à ce projet de recherche ou si

vous avez des plaintes à formuler, vous pouvez communiquer avec le bureau de l'ombudsman de l'UQAM (Courriel: [ombudsman@uqam.ca](mailto:ombudsman@uqam.ca); Téléphone: (514) 987-3151).

## **REMERCIEMENTS :**

Votre collaboration est importante à la réalisation de notre projet et l'équipe de recherche tient à vous en remercier. Si vous souhaitez obtenir un résumé écrit des principaux résultats de cette recherche, veuillez ajouter vos coordonnées ci-dessous.

## **SIGNATURES :**

Par la présente :

- a) je reconnais avoir lu le présent formulaire d'information et de consentement;
- b) je consens volontairement à participer au projet de recherche;
- c) je comprends les objectifs du projet et ce que ma participation implique;
- d) je confirme avoir disposé de suffisamment de temps pour réfléchir à ma décision de participer;
- e) je reconnais aussi que le responsable du projet (ou son délégué) a répondu à mes questions de manière satisfaisante; et
- f) je comprends que ma participation à cette recherche est totalement volontaire et que je peux y mettre fin en tout temps, sans pénalité d'aucune forme, ni justification à donner.

**Signature du participant :**

Date :

Nom (lettres moulées) et coordonnées :

Je, soussigné, déclare :

- a) avoir expliqué le but, la nature, les avantages, les risques du projet et autres dispositions du formulaire d'information et de consentement;  
et
- b) avoir répondu au meilleur de ma connaissance aux questions posées.

**Signature du chercheur responsable du projet ou de son, sa délégué(e) :**

Nom (lettres moulées) et coordonnées :

Date :



## ANNEXE A – QUESTIONNAIRE DES SYMPTÔMES COVID-19

### Questionnaire des symptômes COVID-19

Un seul des symptômes suivants justifie un retrait immédiat du travail	
Avez-vous la sensation d'être fiévreux, d'avoir des frissons comme lors d'une grippe, ou une fièvre mesurée avec une température prise par la bouche égale ou supérieure à 38 °C (100,4 °F)?	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non
Avez-vous de la toux récente ou empirée depuis peu?	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non
<b>Avez-vous de la difficulté à respirer ou êtes-vous essoufflé?</b>	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non
<b>Avez-vous une perte soudaine de l'odorat ou du goût?</b>	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non

Une réponse « Oui » à au moins deux des trois questions suivantes (A-B-C) justifie un retrait immédiat du travail	
Avez-vous un ou plusieurs des symptômes généraux suivants? - Fatigue intense inhabituelle sans raison évidente - Douleurs musculaires ou courbatures inhabituelles sans raison évidente - Mal de tête inhabituel - Perte de l'appétit	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non
Avez-vous eu des nausées, des vomissements ou de la diarrhée dans les 12 dernières heures?	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non
Avez-vous un mal de gorge sans autre cause évidente?	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non



**INSPQ** INSTITUT NATIONAL  
DE SANTÉ PUBLIQUE  
DU QUÉBEC

Mesures de prévention de la COVID-19 en milieu  
de travail – Recommandations intérimaires

 Pour de plus de détails consultez  
le Réseau de santé publique  
en santé au travail

## BIBLIOGRAPHIE

Aota Y, Iizuka H, Ishige Y, Mochida T, Yoshihisa T, Uesugi M, and Saito T. Effectiveness of a lumbar support continuous passive motion device in the prevention of low back pain during prolonged sitting. *Spine (Phila Pa 1976)* 32: E674-677, 2007.

Association des commissions des accidents du travail du Canada. Statistiques nationales des accidents, maladies et décès professionnels 2018-2020, 2020.

Bassez S., Flaud P., Ouchène A. Hémodynamique de la circulation veineuse. In : Gardon-Mollard C., Ramelet A.-A. La compression médicale. 2<sup>e</sup> Ed. Paris : Masson, 2008.

Baszczyński K. Effect of safety harness design on the pressures exerted on the user's body in the state of its suspension. *Int J Occup Saf Ergon* 28: 1894-1903, 2022.

Brinkley, J. W. Experimental studies of fall protection equipment. International Fall Protection Symposium – Orlando, 1998 - Papers. Toronto: International Society for Fall Protection, 1988.

CAN/CSA-Z259.10. Harnais de sécurité. Association Canadienne de Normalisation, 2012.

CAN/CSA-Z259.17. Selection and use of active fall-protection equipment and systems. Association Canadienne de Normalisation, 2016.

Commission des normes de l'équité de la santé et de la sécurité au travail (CNESST). Statistiques annuelles 2018, 2019.

Carter, J. E. L. The Heath-Carter anthropometric somatotype - Instruction Manual. San Diego: San Diego State University, 2002.

Galy B, Archambault A, Landry-Duval M-A, Montpetit G, Marchand D, Gauvin C, Arteau J, Beauchamp Y. Dorsal suspension in full-body harnesses: Comparison of perceived discomfort, pressure and physiological response. *Safety Science* 164, 2023.

Hampson NB, and Piantadosi CA. Near infrared monitoring of human skeletal muscle oxygenation during forearm ischemia. *J Appl Physiol (1985)* 64: 2449-2457, 1988.

Haque S, and Khan AA. Ergonomic design and evaluation of pliers. *Work* 37: 135-143, 2010.

Hsiao H, Friess M, Bradtmiller B, and James Rohlf F. Development of sizing structure for fall arrest harness design. *Ergonomics* 52: 1128-1143, 2009.

Hsiao H, Turner N, Whisler R, and Zwiener J. Impact of harness fit on suspension tolerance. *Hum Factors* 54: 346-357, 2012.

Hsiao H, Whitestone J, and Kau TY. Evaluation of fall arrest harness sizing schemes. *Hum Factors* 49: 447-464, 2007.

Infrastructure Health & Safety Association (IHSA). Fall from Heights Fatalities Analysis: Prepared for the Chief Prevention Officer, 2018.

Kermavnar T, O'Sullivan KJ, de Eyto A, and O'Sullivan LW. Discomfort/Pain and Tissue Oxygenation at the Lower Limb During Circumferential Compression: Application to Soft Exoskeleton Design. *Hum Factors* 62: 475-488, 2020.

Kreeger RN, Ramamoorthy C, Nicolson SC, Ames WA, Hirsch R, Peng LF, Glatz AC, Hill KD, Hoffman J, Tomasson J, and Kurth CD. Evaluation of pediatric near-infrared cerebral oximeter for cardiac disease. *Ann Thorac Surg* 94: 1527-1533, 2012.

Lebeau, M., Duguay, P., et Boucher, A. Les coûts des lésions professionnelles au Québec, 2005-2007 (Rapport R-769), 2013.

Lecavalier, P., Gosselin, L., Lessard L., Jalbert, R., Locas, G., Les liaisons antichute. ASP construction, 2014.

Matrix Labour Leasing. Fall-Protection Statistics for Construction Safety. Canada Occupational Health & Safety, 2016.

Madsen P, Svendsen LB, Jørgensen LG, Matzen S, Jansen E, and Secher NH. Tolerance to head-up tilt and suspension with elevated legs. *Aviat Space Environ Med* 69: 781-784, 1998.

McGill, S. (2002) *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention & Rehabilitation*. Human kinetics

Nelson, B. A. Climbing harnesses. *Off Belay*, 46 10-12, 1979.

Pasquier M, Yersin B, Vallotton L, and Carron PN. Clinical update: suspension trauma. *Wilderness Environ Med* 22: 167-171, 2011.

Petrone P, Espinoza-Villalobos S, Baltazar GA, Søreide K, Stright A, Brathwaite CEM, and Joseph DK. Fatal and non-fatal injuries due to suspension trauma syndrome: A systematic review of definition, pathophysiology, and management controversies. *World J Emerg Med* 12: 253-260, 2021.

“Safety and Health Regulations for Construction, Subpart M – Fall Protection,” Code of Federal Regulations Title 29, Part 1926. pp. 317–320, 1999.

Seddon P: Harness suspension: review and evaluation of existing information . Health and Safety Executive Research Report 451. UK Health and Safety Executive, London; 2002.

Thompson, T. Workers Not Always Using Their Fall Protection Equipment? Here's how companies can improve workers' safety harness compliance *Occupational Health and Safety*, April 2016, 11-13, 2016.

Turner NL, Wassell JT, Whisler R, and Zwiener J. Suspension tolerance in a full-body safety harness, and a prototype harness accessory. *J Occup Environ Hyg* 5: 227-231, 2008.

Weber SA, McGahan MM, Kaufmann C, and Biswas S. Suspension Trauma: A Clinical Review. *Cureus* 12: e8514, 2020.