

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

ÉVALUATION DES CONTRAINTES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES
EXERCÉES LORS DE LA SUSPENSION POUR QUATRE HARNAIS DE
SÉCURITÉ UTILISÉS DANS LE SECTEUR DE LA CONSTRUCTION

MÉMOIRE
PRÉSENTÉ
COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR
ANTOINE ARCHAMBAULT

MARS 2022

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

Tout d'abord, je veux remercier mon directeur de recherche, M. Denis Marchand Ph.D pour sa précieuse aide à chacune des étapes de ce grand projet, mais surtout pour sa passion de l'ergonomie qu'il a su me transmettre de brillante façon. Merci beaucoup de m'avoir permis de participer à tes nombreux projets et mandats en ergonomie, ceux-ci m'ont permis d'acquérir de l'expérience professionnelle qui me sera fort utile tout au long de ma carrière.

Merci à Marie-Anne Landry-Duval pour ta précieuse aide lors de la collecte de données en laboratoire, sans toi je serais probablement encore en train d'effectuer des tests de suspensions.

Merci à Carole Roy pour son temps, son aide lors des problèmes techniques et pour m'avoir montré le fonctionnement des différents appareils et instruments de mesure.

Un grand merci à Jill Vandermeerschen, statisticienne à l'UQAM, pour m'avoir épaulé au niveau des tests statistiques, ton aide apporté à ce projet fut indéniable.

Merci aux évaluateurs internes et externes, messieurs Marc Bélanger et Jean Arteau pour leurs rigueurs et leurs conseils forts appréciés.

Merci à tous les participants qui ont participé à ce projet, sans vous ce projet n'aurait pas pu se concrétiser.

Finalement, merci à l'IRSST et en particulier à Monsieur Bertrand Galy pour sa grande aide et d'avoir mis sur pied ce grand projet.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	vi
LISTE DES TABLEAUX.....	ix
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES	x
RÉSUMÉ.....	xii
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I RECENSEMENT DES ÉCRITS	4
1.1 Les chutes de hauteur	4
1.2 Les phases de la chute de hauteur.....	5
1.3 Protection contre les chutes à l'aide de systèmes individuels d'arrêt de chute	6
CHAPITRE II ORIGINE DU PROJET	11
2.1 Des harnais non portés ou mal portés.....	11
2.1.1 Les critères d'efficacité des harnais.....	12
2.2 Confort et sécurité en suspension	14
CHAPITRE III LES MESURES DE L'INCONFORT EN SUSPENSION	20
3.1 Les mesures psychophysiques de la perception du confort.....	20
3.2 Les mesures des pressions exercées par les sangles des harnais	21
3.3 Les mesures de la saturation en oxygène cérébrale (ScO ₂).....	22
3.4 Les mesures de la saturation en oxygène des muscles périphériques	23
3.5 Les mesures de la fréquence cardiaque	25
3.6 Les mesures de la pression artérielle	26
CHAPITRE IV MÉTHODOLOGIE	29

4.1	Participants et recrutement	29
4.2	Harnais évalués (variable dépendante).....	31
4.3	Procédures	36
4.3.1	Préparation aux tests.....	36
4.3.2	Protocole pour l'ajustement des harnais.....	37
4.3.3	Installation des instruments de mesure.....	39
4.3.4	Test de suspension.....	40
4.3.5	Paramètres de sécurité	42
4.4	Paramètres de sécurité spécifique à la situation concernant le coronavirus (Covid-19).....	44
4.5	Les variables mesurées (variables dépendantes)	48
4.5.1	Les pressions des sangles sur le corps.....	49
4.5.2	L'oxymétrie cérébrale.....	50
4.5.3	L'oxygénation musculaire	52
4.5.4	La fréquence cardiaque.....	53
4.5.5	Mesure de la pression artérielle	54
4.5.6	Quantification et analyse statistique	55
4.5.7	Limites de l'étude	58
CHAPITRE V Résultats.....		59
5.1	Le confort du harnais.....	59
5.1.1	Confort du harnais au niveau de l'épaule droite.....	59
5.1.2	Confort à l'épaule gauche.....	62
5.1.3	Confort à la poitrine.....	64
5.1.4	Confort à la région pelvienne droite	65
5.1.5	Confort à la région pelvienne gauche	68
5.2	Pression exercée par les sangles des harnais	70
5.2.1	Pression exercée au niveau de l'épaule droite	70
5.2.2	Pression exercée au niveau de l'épaule gauche	73
5.2.3	Pression mesurée au niveau de la région pelvienne droite	76
5.2.4	Pression mesurée au niveau de la région pelvienne gauche	79
5.3	Fréquence cardiaque.....	82
5.4	Oxymétrie cérébrale	85
5.5	Oxygénation musculaire.....	86
5.5.1	Oxygénation musculaire de l'avant-bras	87

5.5.2	Oxygénation musculaire du mollet.....	89
5.6	Pression artérielle	90
CHAPITRE VI DISCUSSION		91
6.1	Le temps de suspension	91
6.2	Les harnais.....	94
6.2.1	Le confort du harnais	94
6.2.2	La pression exercée par les sangles des harnais	95
6.2.3	La fréquence cardiaque.....	102
6.2.4	L'oxygénation de l'avant-bras.....	103
6.2.5	L'oxygénation musculaire du mollet.....	104
6.2.6	L'oxymétrie cérébrale.....	105
6.3	Les somatotypes	105
6.3.1	Le confort du harnais	106
6.3.2	La pression exercée par les sangles des harnais	107
6.3.3	Les variables physiologiques.....	108
6.4	L'interaction entre le harnais et la période	110
6.4.1	Le confort	110
6.4.2	La pression exercée par les sangles des harnais	111
6.4.3	La fréquence cardiaque.....	111
6.4.4	L'oxygénation musculaire	112
CONCLUSION.....		114
ANNEXE A		117
ANNEXE B.....		128
ANNEXE C.....		130
RÉFÉRENCES.....		130

LISTE DES FIGURES

Figure 1. 1. Harnais sous-pelvien (EN361, 1992).....	Error! Bookmark not defined.
Figure 1. 2. Système individuel de protection contre les chutes (Lan et Galy, 2014)	Error! Bookmark not defined.
Figure 2. 1. Schéma présentant les mécanismes impliqués dans le développement du syndrome du harnais (Querellou, 2008).....	17
Figure 2. 2. Suspension avec une double sangle (Madsen <i>et al.</i> , 1998).....	19
Figure 4. 1. Harnais A (modèle en X).....	34
Figure 4. 2. Harnais B (modèle en H).....	34
Figure 4. 3. Harnais C (modèle en Y).....	35
Figure 4. 4. Harnais D (modèle en H).....	35
Figure 4. 5. Emplacement de l’anneau dorsal.....	37
Figure 4. 6. Ajustement du harnais au niveau de la cuisse. La main ouverte peut s’introduire entre la sangle et la cuisse (à gauche), mais le poing fermé (à droite) ne peut pas sortir.	38
Figure 4. 7. Ajustement des sangles verticales, la sangle devrait être en mesure de bouger, mais ne devrait pas pouvoir s’enlever.....	39
Figure 4. 8. Exemple de participant lors des tests de suspension avec les quatre harnais	41

Figure 4. 9. Exemple d'échelle visuelle analogue.....	49
Figure 4. 10. Tapis de pression disposé au niveau de l'aîne d'un participant.....	50
Figure 4. 11. Exemple de capteur Nonin qui était placé au niveau du lobe frontal gauche des participants.....	51
Figure 4. 12. Exemple de Moxy placé au niveau du mollet gauche	53
Figure 4. 13. Exemple de Bioharness qui était placé au niveau du torse des participants	54
Figure 4. 14. Exemple de tensiomètre qui était utilisé au bras gauche des participants.	55
Figure 5. 1. Confort à l'épaule droite selon le temps de suspension (A), le harnais (B) et l'interaction période*somatotype (C) avec tous les harnais.....	61
Figure 5. 2. Confort à l'épaule gauche selon le temps de suspension (A) et du harnais (B).	63
Figure 5. 3. Confort à la poitrine selon le temps de suspension (A).....	65
Figure 5. 4. Confort à la région pelvienne droite selon le temps de suspension (A) et le harnais (B).....	67
Figure 5. 5. Confort à la région pelvienne gauche selon le temps de suspension (A), le harnais (B) et l'interaction harnais*période (C).....	69
Figure 5. 6. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à l'épaule droite pour les différents harnais et la surface utilisée pour les trois somatotypes (D).	72
Figure 5. 7. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à l'épaule gauche pour les différents harnais.....	75

Figure 5. 8. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à la région pelvienne droite pour les différents harnais et la surface utilisée pour les trois somatotypes (D).	78
Figure 5. 9. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à la région pelvienne gauche pour les différents harnais.	81
Figure 5. 10. Augmentation de la fréquence cardiaque selon le temps de suspension (A), du harnais (B), de l'interaction harnais*periode(C) et de l'interaction harnais*somatotype (D).	84
Figure 5. 11. Variation de l'oxymétrie cérébrale selon le harnais.	86
Figure 5. 12. Variation de l'oxygénation musculaire de l'avant-bras selon la période (A), le harnais (B) et l'interaction harnais*periode (C).	88
Figure 5. 13. Variation de l'oxygénation musculaire du mollet selon la période.	89

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. 1. Classes de harnais et pictogrammes (CSA Z259.10)	9
Tableau 2. 1. Exigences de portée générale applicable à tous les ÉPI (Norme NF EN 13921-2007).	13
Tableau 4. 1. Caractéristiques des participants	30
Tableau 4. 2. Harnais utilisés	33
Tableau 4. 3 Mesure sanitaire des participants et évaluateurs avant l'arrivée sur les lieux.....	44
Tableau 4. 4 Consignes à l'arrivée au local d'expérimentation	45
Tableau 4. 5 Consignes pour l'instrumentation des participants	46
Tableau 4. 6. Procédures pour l'hygiène, nettoyage et tenue des lieux	46
Tableau 4. 7. Désinfection des instruments de mesure	47
Tableau 4. 8. Fréquence d'échantillonnage et nombre de données moyennées pour chaque période des variables mesurées.....	56

LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

ANOVA :	Analysis of Variance
ATT :	Analyse de l'épaisseur du tissu adipeux
Bpm :	Battement par minute
CCQ :	Commission de la Construction du Québec
CFMA :	Centre de Formation des Métiers de l'Acier
CMV :	Contractions Maximales Volontaires
CNESST :	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
CSA :	Canadian Standards Association
CSTC :	Code de Sécurité pour les Travaux de Construction
DEA :	Défibrillateur externe automatisé
EMG :	Électromyographie
EN :	Norme européenne
ÉPI :	Équipement de protection individuel
FACE :	Fatality Assessment and Control Evaluation
FC:	Fréquence cardiaque
IMC :	Indice de Masse Corporelle
IRSST :	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail
LSST :	Loi sur la santé et la sécurité du travail

mm :	Millimètre
mmHg :	Millimètre de Mercure
NF :	Norme française
NIOSH :	National Institute of Occupational Safety and Health
NIRS :	Near Infrared Spectroscopy
nm :	Nanomètre
O ₂ :	Oxygène
OSHA :	Occupationnal Safety and Health Administration
POTS :	Postural Orthostatic Tachycardia Syndrome
p.p. :	Points de pourcentage
PSI :	Livre-force par pouce carré (Pound per square inch)
RSST :	Règlement sur la santé et la sécurité du travail
ScO ₂ :	Saturation en oxygène cérébral
SIAC :	Systèmes Individuels d'Arrêt de Chute
SmO ₂ :	Saturation en oxygène musculaire
SPIR :	Spectroscopie dans le proche infrarouge
TSI :	Indice de saturation en oxygène des tissus
UQAM :	Université du Québec à Montréal
USA :	États-Unis

RÉSUMÉ

Les harnais de sécurité permettant l'arrêt d'une chute de hauteur ont été problématiques dans le passé. Bien qu'ils soient efficaces pour arrêter les chutes, les harnais causent des contraintes physiques et physiologiques pouvant altérer la santé des travailleurs en suspension. Cette étude visait à évaluer les contraintes physiques et physiologiques exercées lors de la suspension de quatre harnais de sécurité utilisés dans le secteur de la construction.

Les harnais de sécurité sont des équipements de protection individuelle (ÉPI) qui permettent d'arrêter la chute d'un travailleur lorsque celui-ci tombe. Plusieurs types de harnais possédant des designs différents ont été testés afin de déterminer les caractéristiques qui les rendent conviviales et confortables. Un bon harnais de sécurité devrait moins influencer les valeurs physiologiques et physiques d'un travailleur étant tombé, lui permettant de rester de manière sécuritaire en suspension pour une période de temps prolongée.

Trente femmes et hommes ont participé à cette étude. Des suspensions d'une durée de 10 minutes étaient réalisées pour chacun des harnais. Plusieurs variables telles que, la fréquence cardiaque, l'oxymétrie musculaire et cérébrale, la pression exercée par les sangles des harnais et le confort du harnais en suspension pour évaluer les harnais. Les participants avaient pour instruction de ne pas bouger lors des tests de suspension jusqu'à la fin du test ou jusqu'à l'atteinte d'un des critères d'arrêt définis dans la méthodologie du projet de recherche.

Des analyses statistiques ont permis d'observer que le harnais ayant la configuration en Y semblait être le plus performant en suspension selon la majorité des variables évaluées dans cette étude. Malgré un nombre limité de harnais testés dans cette étude, les composantes du harnais ayant une configuration en Y offrent un meilleur confort en suspension que les harnais en X et en H.

Mots clés : harnais de sécurité, chute, santé et sécurité, suspension, équipement de protection individuelle

INTRODUCTION

Les accidents de travail sont de plus en plus fréquents. En effet, en 2019, le nombre de dossiers ouverts et acceptés pour les accidents de travail a augmenté de 3,2% par rapport à l'année précédente pour s'élever à 94 679 (CNESST, 2020). Un dossier ouvert est pour une année donnée si un accident de travail ou une maladie professionnelle a été inscrit entre le 1er janvier et le 31 décembre de cette année. Un dossier est considéré comme étant « accepté » lorsque la dernière décision enregistrée au 1er mars de l'année suivant la lésion est inscrite comme étant une demande d'indemnisation acceptée (CNESST, 2020). Pour le secteur de la construction, ce sont 8130 cas d'accidents de travail et 104 cas de maladie professionnelle qui ont été répertoriés en 2019, une hausse de 11,5% des accidents de travail et une diminution de 32,9% des maladies professionnelles par rapport à 2018 (CNESST, 2020). Les coûts monétaires qui y sont reliés sont très préoccupants, car ceux-ci ne font que grimper. En effet, entre 2018 et 2019 on note une augmentation des frais liés aux lésions professionnelles pour plusieurs catégories de prestations : 3,8% pour les frais d'assistance médicale (526 725 k\$ vs 546 604 k\$), 11,3% pour les indemnités de remplacement du revenu (724 860 k\$ vs 807 117 k\$) et 9,5% pour les indemnités de préjudice corporel (163 188 k\$ vs 178 749 k\$). Au total, c'est plus de 2,3 milliards de dollars (M\$) qui ont été dépensés en frais de toute sorte (frais d'assistance médicale, frais de réadaptation, indemnité de remplacement de revenu et autres) en 2019 pour le programme de réparation de la CNESST (CNESST, 2020).

Les accidents de travail dans le domaine de la construction sont nombreux. Les travailleurs sont exposés à plusieurs sources de risques qui peuvent leur causer des

blessures graves. Le secteur de la construction est d'ailleurs un des secteurs les plus représentés au niveau des statistiques en ce qui concerne les accidents de travail et les maladies professionnelles (Rossignol et Pineault, 1993). C'est un des secteurs de l'industrie où les décès sont les plus fréquents (Rossignol et Pineault, 1993). Les types de risques sont nombreux, et vont varier en fonction de l'environnement, de la saison, de l'activité de travail et de bien d'autres facteurs. Un des principaux risques auxquels ils doivent faire face sont les chutes en hauteur et les chutes d'un niveau inférieur. En effet, il est fréquent que les travailleurs doivent effectuer leurs activités de travail à des hauteurs considérables, surtout en environnement urbain où des bâtiments très hauts s'y construisent. (Rossignol et Pineault, 1993).

Les normes de la CNESST sont très claires quant à la protection que l'employeur doit fournir à ses employés pour les protéger des chutes de hauteur. Plusieurs articles et règles sont mentionnés: si un travailleur doit effectuer ses activités de travail à une hauteur de plus de trois mètres, l'employeur doit installer un dispositif de protection collective tel que des garde-corps ou une mesure de protection équivalente pour empêcher les chutes (CSTC, Art. 2.9.1 et 2.9.2, (2016) ; LSST, Art. 51(3), (2006)). Sinon, un équipement de protection individuelle (ÉPI) comme un harnais de sécurité relié à un point d'ancrage fixe doit être fourni et disponible à chacun des travailleurs (CNESST, 2019).

Lors d'une chute, les problèmes physiques et physiologiques reliés à une suspension prolongée dans un harnais de sécurité sont nombreux et peuvent être très graves (Querellou, 2008). Plusieurs symptômes sont possibles tels que: étourdissements, nausée, haussement du rythme cardiaque (syndrome de tachycardie orthostatique posturale (STOP) ou postural orthostatic tachycardia syndrome (POTS)), augmentation de la pression artérielle, ischémie au niveau des membres inférieurs, douleurs dans les

zones où les sangles du harnais sont en contact avec la peau, diminution potentielle du niveau d'oxygène cérébral, diminution du niveau d'oxygène musculaire et certains cas peuvent conduire au décès des travailleurs (Merchant, 2006; Querellou, 2008; Beverly et al. 2009). En effet, une personne peut en mourir si la durée de la suspension est trop longue (Merchant, 2006).

L'objectif de la présente étude est d'évaluer les contraintes physiques et physiologiques induites par le phénomène de la suspension prolongée, et ce, pour quatre harnais de sécurité utilisés dans le secteur de la construction. Ces contraintes permettront de déterminer les caractéristiques de la conception des harnais de sécurité qui permettent de diminuer les risques physiques et physiologiques reliés à une suspension prolongée dans un harnais. En diminuant ces effets néfastes, cela permet d'assurer une plus longue durée de suspension et ainsi diminuer les risques de décès des travailleurs lorsque ceux-ci se retrouvent en suspension.

Comme il s'agit d'une étude de nature exploratoire, il est possible de penser que certains harnais soient plus performants, si ceux-ci possèdent des courroies plus larges et plus rembourrées leur permettant de répartir la pression sur une plus grande surface de contact. Ces harnais permettront de réduire les contraintes physiques de la suspension prolongée et auront des répercussions positives sur la santé des travailleurs.

CHAPITRE I

RECENSEMENT DES ÉCRITS

Dans ce chapitre, il sera question de faire l'état des lieux des connaissances scientifiques sur les chutes de hauteur. La littérature suivante devrait permettre aux lecteurs de posséder un minimum de connaissance lui permettant de bien comprendre les enjeux liés à la problématique de santé et sécurité que le présent projet veut améliorer.

1.1 Les chutes de hauteur

En 2019, 12 travailleurs sont morts des suites d'une chute de hauteur, ce qui représente 21,1% des décès au travail et en fait la troisième cause de décès au travail de cette année-là (CNESST, 2020). Les chutes de hauteur à un niveau inférieur sont considérées comme étant une chute où le point de contact est plus bas que la surface où se trouvait la personne initialement. Le nombre de dossiers ouverts et acceptés pour les chutes à un niveau inférieur s'élève à 5095, une hausse de 7,26% par rapport à 2018 (CNESST, 2020). Pour la période 2007-2016, les chutes à un niveau inférieur représentent 25,1% des jours d'absence du secteur de la construction, ce qui constitue le principal risque de lésions pour le secteur de la construction résidentielle et de bâtiment à usage commercial et institutionnel. D'ailleurs, la moyenne des jours d'absence pour une chute à un niveau inférieur est de 329 jours (CNESST, 2020). Elles sont également la deuxième cause d'accidents en termes de coûts par année (388 M\$) juste derrière les

chutes de même niveau (417 M\$) (Lebeau, Duguay, et Boucher, 2013). Le coût moyen par accident de chute à un niveau inférieur (65 270\$) est environ deux fois plus élevé que le coût moyen par accident en général (Lebeau et al., 2013). Parmi les professions les plus touchées par les chutes de hauteur, on compte les travailleurs de la construction. La profession de monteur de charpentes est par ailleurs celle qui présente le plus haut taux de prévalence pour les lésions indemnisées: 76,1 cas pour 1000 travailleurs (Duguay, Hébert, et Massicotte, 2003). Par ailleurs, entre 2009 et 2011, 70 % des arrêts de travail et 58 % des constats d'infraction dans le milieu de la construction sont liés à des problématiques de hauteur (Sabourin, 2011).

1.2 Les phases de la chute de hauteur

La chute de hauteur est composée de trois phases : la chute, l'arrêt de la chute et la suspension. La chute constitue la période de temps où le travailleur tombe en chute libre jusqu'au moment où une décélération est induite grâce à l'absorbeur d'énergie. Cette période de temps implique une accélération très importante du travailleur vers le bas, car celui-ci est en chute libre momentanément (Weber et al. 2020). Il est donc très important que le temps de chute soit le plus court possible afin de réduire la vitesse du corps et particulièrement, les forces qui sont transmises à l'absorbeur d'énergie et au harnais de sécurité. L'arrêt de la chute constitue le moment où l'absorbeur d'énergie commence à faire effet; c'est-à-dire lorsque celui-ci commence à se déchirer et à ralentir la chute, jusqu'à l'arrêt total de la chute par le harnais de sécurité. La suspension constitue le moment où le travailleur est dans son harnais suite à l'arrêt de la chute jusqu'à ce que celui-ci soit hors de son harnais suite à son sauvetage (Weber et al. 2020). La suspension peut sembler être la période la moins dangereuse des trois puisqu'elle implique une position statique. Cependant, la suspension est très dangereuse lorsque celle-ci est prolongée dans le temps. La littérature suivante fait

l'état des lieux quant aux différents symptômes et problèmes que peut engendrer la suspension prolongée.

1.3 Protection contre les chutes à l'aide de systèmes individuels d'arrêt de chute

La stratégie de protection contre les chutes de hauteur consiste dans un premier temps à éliminer le risque à la source : dans la mesure du possible il faut éviter les travaux en hauteur. Si cela n'est pas possible, il faut empêcher la chute avec un garde-corps ou l'arrêter par une autre protection collective comme les filets. Enfin, en dernier recours, des systèmes individuels d'arrêt de chute (SIAC) sont fournis aux travailleurs (CAN/CSA-Z259.17, 2016). Le SIAC est constitué essentiellement d'un harnais pour la tenue du corps [Figure 1.1], d'un système de liaison et d'un ancrage, compatibles et conformes aux normes et règlements en vigueur [Figure 1.2]. Bien que les harnais puissent être utilisés dans divers milieux professionnels et pour des tâches extrêmement variées, ils sont le plus fréquemment utilisés dans le milieu de la construction.

Il existe différentes classes de harnais, définies dans la norme CSA Z259.10, et leurs principales utilisations sont présentées au Tableau 1.1. La classe A est obligatoire pour obtenir une certification CSA Z259.10 et définit le harnais de base pour l'arrêt de chute; les autres classes, D, E, L et P, sont optionnelles et s'ajoutent aux exigences de la classe A (CAN/CSA-Z259.10, 2012). Ainsi, les harnais disponibles sont des harnais de classe A, AD, ADP, etc. Plusieurs essais de résistance sont prescrits par la norme. Outre les bretelles d'épaules, la sangle pectorale (sangle secondaire dans la norme EN361) et les sangles cuissardes (cuissard dans la norme EN361), il est mentionné que les harnais de classe A « doivent être équipés d'une sangle sous-pelvienne (sous-fessière dans la norme EN361) ». Ceci ne constitue cependant pas une exigence de la norme (CAN/CSA-Z259.10, 2018). Les normes européennes EN361:1992 et EN361:2002

font de la sangle sous-pelvienne (sous-fessière) une caractéristique obligatoire.
L'alinéa EN361 a.4.2: stipule :

Un harnais antichute doit comprendre des sangles ou des éléments semblables placés dans la région pelvienne et sur les épaules, par exemple comme indiquées à la Figure 1.1. Le harnais antichute doit être adapté au travailleur qui le porte. Des moyens de réglage peuvent être prévus à cet effet. Les sangles ne doivent pas quitter la position prévue et ne doivent pas se détendre. (EN361, 1992)

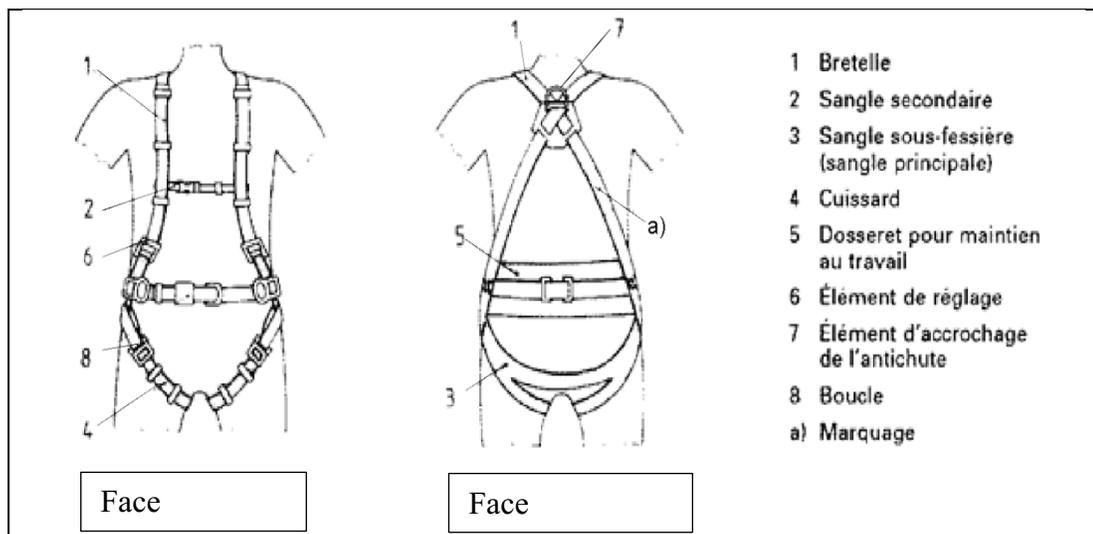


Figure 1. 1. Harnais sous-pelvien (EN361, 1992)

Les sangles principales, qui subissent les forces d'impact sont la sangle sous-pelvienne, les sangles dorsales et thoraciques. La sangle sous-pelvienne distribue les forces d'arrêt de chute sur les fesses et les hanches, deux parties du corps capable de recevoir les

impacts et assure une position assise en suspension prolongée (EN361, 1992). La Figure 1.1, tirée de la norme EN361:2002 (EN361, 1992), identifie la sangle sous-fessière comme étant une sangle principale. Il n'y a pas de figure équivalente définissant les sangles dans la norme CSA Z259.10.

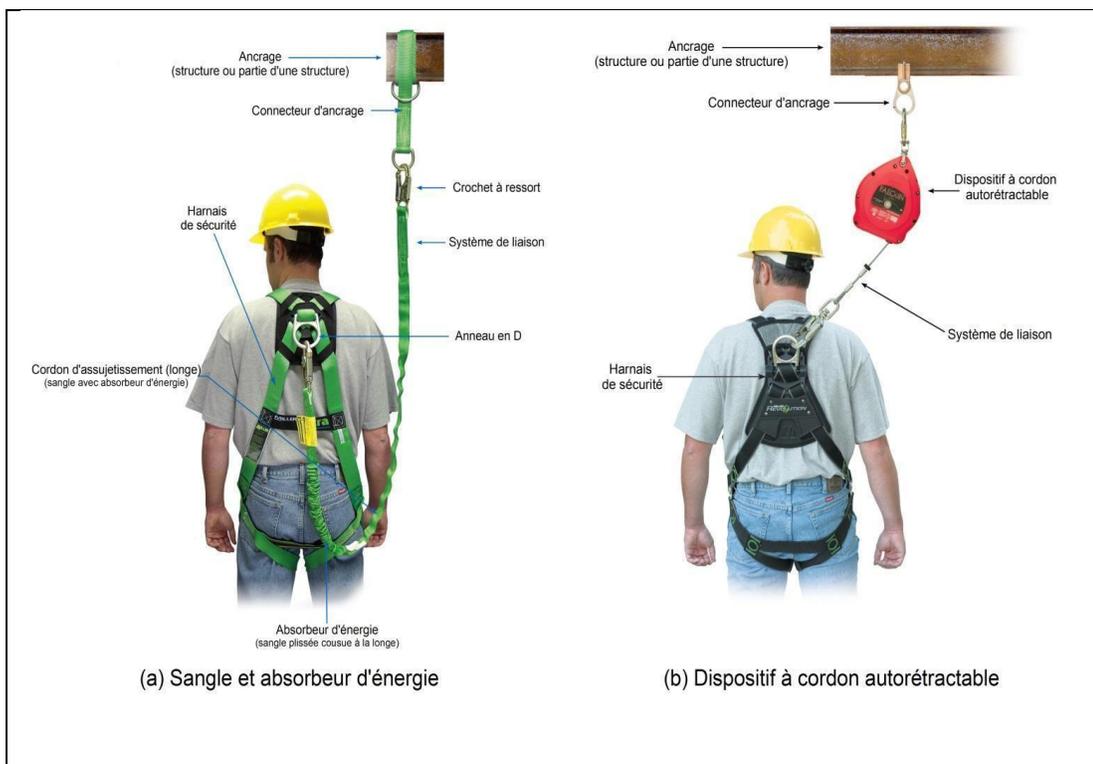


Figure 1. 2. Système individuel de protection contre les chutes (Lan et Galy, 2014)

Tableau 1. 1. Classes de harnais et pictogrammes (CSA Z259.10)

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

La norme CSA Z259.10 définit les exigences en termes de matériaux et de résistance pour la fabrication des harnais, mais ne prescrit rien concernant le positionnement des sangles. Cette partie est laissée à la discrétion du fabricant. Ainsi, si la norme se concentre surtout sur l'efficacité et la fiabilité des harnais, les notions de convivialité

et de confort sont presque absentes. La nouvelle version de la norme Z259.11 qui a été revue en 2017 a permis d'ajouter deux notions qui étaient absentes soit ; la force maximale de décélération et un facteur de décélération moyen pour les absorbeurs d'énergie (CSA Z259, 2018). Ces notions peuvent donc être considérées, jusqu'à un certain point comme étant des éléments de sécurité avec l'indicateur d'arrêt de chute en indiquant de manière simple au travailleur que le harnais a arrêté une chute et ne doit plus être utilisée.

CHAPITRE II

ORIGINE DU PROJET

Dans ce chapitre les différentes raisons qui ont amené à l'exécution de ce projet seront expliquées. Plus spécifiquement, les mauvais ajustements, le confort et la sécurité des harnais en suspension seront évoqués.

2.1 Des harnais non portés ou mal portés

Depuis 1998, 39 rapports d'enquête d'accident contenant le mot clé « harnais » sont publiés par la CNESST. Quatre de ces rapports sont écartés, car ils ne sont pas en lien avec ce projet, trois autres sont écartés, car l'enquête révèle qu'il n'y avait aucune protection antichute. L'analyse des 32 rapports restants montre que dans 21 cas (66%) la chute survient, car le harnais est non porté, et dans 11 cas (34%), car le point d'ancrage est inaccessible ou inefficace bien que les harnais aient été portés. Sur ces 32 accidents, 26 entraînent le décès du travailleur. La situation est similaire aux États-Unis. En effet, la base de données FACE (Fatality Assessment and Control Evaluation) recense des informations sur les chutes aux États-Unis (USA). Depuis 1982, il y a eu 768 morts dans le domaine de la construction pour la période 1982-2015 aux USA dont 325 (42%) à cause des chutes de hauteur (Dong et al., 2017).

Le harnais n'est pas disponible par les travailleurs (et donc non porté) dans 54% des cas de décès dû aux chutes de hauteur. Les travailleurs résidentiels sont particulièrement dépourvus de harnais de sécurité; dans 70% des cas de décès, le harnais n'était pas disponible (Moore et Wagner, 2014). Le travail sur les toitures résidentielles est trois fois plus mortel que les autres secteurs de la construction selon le rapport de Moore publié en 2014 (Moore et Wagner, 2014). Une autre étude souligne que la proportion des décès survenus lors des chutes de hauteur entre 6 et 15 pieds (1,83m et 4,57m) est passée de 13,9% des décès lors de la période 1982-1992 à 48,7% des décès pour la période 2004-2014 (Dong et al., 2017). La situation s'est toutefois améliorée sur un point pour cette période : le pourcentage d'ÉPI disponible, mais non porté passe de 22% à 15% (Dong et al., 2017). Dans la majorité des cas, la chute cause des blessures ou la mort du travailleur, car le harnais qui est pourtant disponible n'est pas porté.

2.1.1 Les critères d'efficacité des harnais

Les critères d'efficacité sont confirmés par la Directive européenne 89/686/CEE (EEC, 1989) (revoir tableau 2.1) et par la norme NF EN 13921-2007 Équipements de protection individuelle - Principes ergonomiques (voir deuxième encadré). Les principes d'évaluation d'équipement de protection qui sont proposés par des chercheurs québécois (Arteau et Giguère, 1985 ; Arteau et Giguère, 1991) sont confirmés par la directive européenne et par la norme européenne. Ils ont inspiré le présent protocole. Un extrait de la directive européenne 89/686/CEE est donné dans l'encadré ci-dessous (EEC, 1989).

Tableau 2. 1. Exigences de portée générale applicable à tous les ÉPI (Norme NF EN 13921-2007).

<p>Les ÉPI doivent assurer une protection adéquate contre les risques encourus.</p> <p>A. Ergonomie</p> <p>Les ÉPI doivent être conçus et fabriqués de façon telle que, dans les conditions d'emploi prévisibles auxquelles ils sont destinés, l'utilisateur puisse déployer normalement l'activité l'exposant à des risques, tout en disposant d'une protection de type approprié et d'un niveau aussi élevé que possible.</p> <p>B. Niveaux de protection aussi élevés que possible</p> <p>Le niveau de protection optimal à prendre en compte lors de la conception est celui au-delà duquel les contraintes résultant du port de l'ÉPI s'opposeraient à son utilisation effective pendant la durée d'exposition au risque, ou au déploiement normal de l'activité.</p> <p>C. Absence de risques et autres facteurs de nuisance « autogènes »</p> <p>Les ÉPI doivent être conçus et fabriqués de façon à ne pas engendrer de risques et autres facteurs de nuisance, dans les conditions prévisibles d'emploi.</p> <p>L'ÉPI doit être porté par une personne pour la protection contre un ou plusieurs phénomènes dangereux pour la santé et la sécurité. Cette protection est la finalité prévue de l'ÉPI, mais le port de l'ÉPI peut également engendrer des nuisances imprévues qui peuvent gêner les performances normales de l'utilisateur dans les activités exposées à des risques.</p> <p>« Les meilleurs compromis entre la protection, le caractère pratique et l'impact potentiellement néfaste du port des ÉPI doivent être trouvés. »</p>

Par ailleurs, les femmes prennent une place de plus en plus grande dans le milieu de la construction: leur part est passée de 0,29% en 1997 à 1,48% en 2015 (CCQ, 2018). Leur part est amenée à augmenter avec le « Programme pour la formation des femmes en entreprise » de la Commission de la Construction du Québec (CCQ, 2018). On remarque notamment que la part des entrées en fonction des femmes est de 4,5% en 2015, contre seulement 1,1% en 1997 (CCQ, 2016). Or, les harnais ont principalement été conçus pour les hommes (Seddon, 2002).

2.2 Confort et sécurité en suspension

Outre la convivialité du harnais pour l'exécution de tâches courantes, son confort et sa sécurité doivent être évalués pour la suspension survenant après la chute. En effet, plusieurs études montrent que le temps de suspension est relativement court (Amphoux, 1998a, 1998c; Bariod et Théry, 1994; Orzech, Goodwin, Brinkley, Falerno, et Seaworth, 1987; Seddon, 2002). Notamment une recherche menée au National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) a montré que le temps de secours doit être inférieur à 9 minutes pour éviter que plus de 5% des travailleurs ne souffrent d'un traumatisme de suspension (Hsiao, Turner, Whisler, et Zwiener, 2012). La suspension prolongée est une problématique bien réelle pour la santé des travailleurs. En effet, selon le « *US Occupational Safety and Health Administration* » (OSHA), une diminution de la circulation sanguine et des dommages tissulaires associés peuvent conduire à des problèmes graves (mentionnés précédemment) ou même la mort peut survenir dans les 30 minutes suivant une suspension (Reese et Eidson, 2006). L'angle de suspension, le point de suspension (dorsal ou ventral), le somatotype de la personne ont tous une influence sur le temps de suspension sans symptômes de traumatisme de suspension (Reese et Eidson, 2006 ; 2018; Hsiao et al., 2012; Querellou, 2008). Une étude a d'ailleurs démontré que les harnais avec un point d'attache frontal présentent une augmentation moins importante de la fréquence cardiaque (une donnée

physiologique vitale) que des harnais avec un point d'attache dorsal (Beverly et al. 2019). Ce type de point d'attache doit donc être considéré, voir même prioriser, selon l'activité des travailleurs (Beverly et al. 2019).

La question de la performance des harnais lors d'une suspension semble cruciale pour les travailleurs. En effet, la mort peut survenir en une dizaine de minutes après une chute, même pour une personne en bonne forme physique (Merchant, 2006). Le traumatisme de suspension ou syndrome du harnais (Querellou, 2008) est un mécanisme connu depuis maintenant 28 ans (Bariod et Théry, 1994).

La position verticale maintenue après l'arrêt de chute, combinée à la pression des sangles du harnais sur l'artère fémorale limite l'afflux sanguin dans les jambes ce qui génère des symptômes similaires aux POTS, un dérèglement dans les fonctions de base du système nerveux autonome. Le POTS survient généralement lorsqu'une personne change de position trop rapidement, de couché à debout par exemple, changeant rapidement et drastiquement la répartition du fluide sanguin dans le corps (Astudillo et al., 2018). Le cœur se met donc à battre anormalement plus rapidement pour acheminer de l'oxygène au cerveau et le sang dans les jambes s'appauvrit en oxygène. La pression exercée par les sangles du harnais à l'intérieur des cuisses cause une ischémie au niveau des membres inférieurs. Ce blocage de la circulation sanguine aux membres inférieurs perturberait la vascularisation de l'ensemble du corps. Dans certains cas, la perte de connaissance (syncope) peut survenir par manque d'oxygène au cerveau et le risque de décès augmente très rapidement (Figure 2.1). Lors d'un malaise vagal pour une personne en position debout, la perte de connaissance amène généralement le corps à l'horizontale et l'afflux sanguin reprend plus facilement un débit normal vers le cerveau. Dans le cas d'un harnais, il maintient le travailleur en position verticale, ce qui entraîne la mort dans les minutes suivantes (Querellou, 2008).

Un autre aspect du syndrome de suspension est associé au fait que la victime est complètement immobile dans les airs lors de la suspension. Chez un individu sain, éveillé et alerte, la contraction de la musculature du membre inférieur comprime les veines. Cette compression produit en effet de pompe constant pour utiliser les valves unidirectionnelles de ces vaisseaux, permettant au sang de lutter contre la gravité et de circuler vers les membres supérieurs (Pasquier et al., 2011). La contraction musculaire est nécessaire pour ramener le sang désoxygéné contre la gravité vers la veine cave et éventuellement vers le côté droit du cœur. Cette pompe musculaire est si efficace que si les muscles des membres inférieurs sont actifs pendant la marche, la pression veineuse dans le pied qui est normalement d'environ 25 mmHg en restant parfaitement immobile peut dépasser 90 mmHg (Seddon, 2002). Lorsque la pompe est interrompue en raison de l'immobilisation de la victime, le sang ne peut pas retourner au cœur et s'accumule dans les membres inférieurs. Cela entraîne une diminution de la perfusion cérébrale et un épisode syncopal probable. Des études rapportent que plus de 20% du volume sanguin circulant peut être confiné aux membres inférieurs, entraînant une diminution égale du débit cardiaque en raison d'un déficit vasculaire [Chmieliauskas et al., 2018]. Par conséquent, une victime qui reste accrochée à son harnais et incapable de fournir des contractions musculaires est beaucoup plus sensible aux effets de la mise en commun veineuse que celle qui est capable de bouger spontanément. Les observations réalisées par Bariod et Théry (1994) avec des spéléologues avaient démontré des résultats similaires.

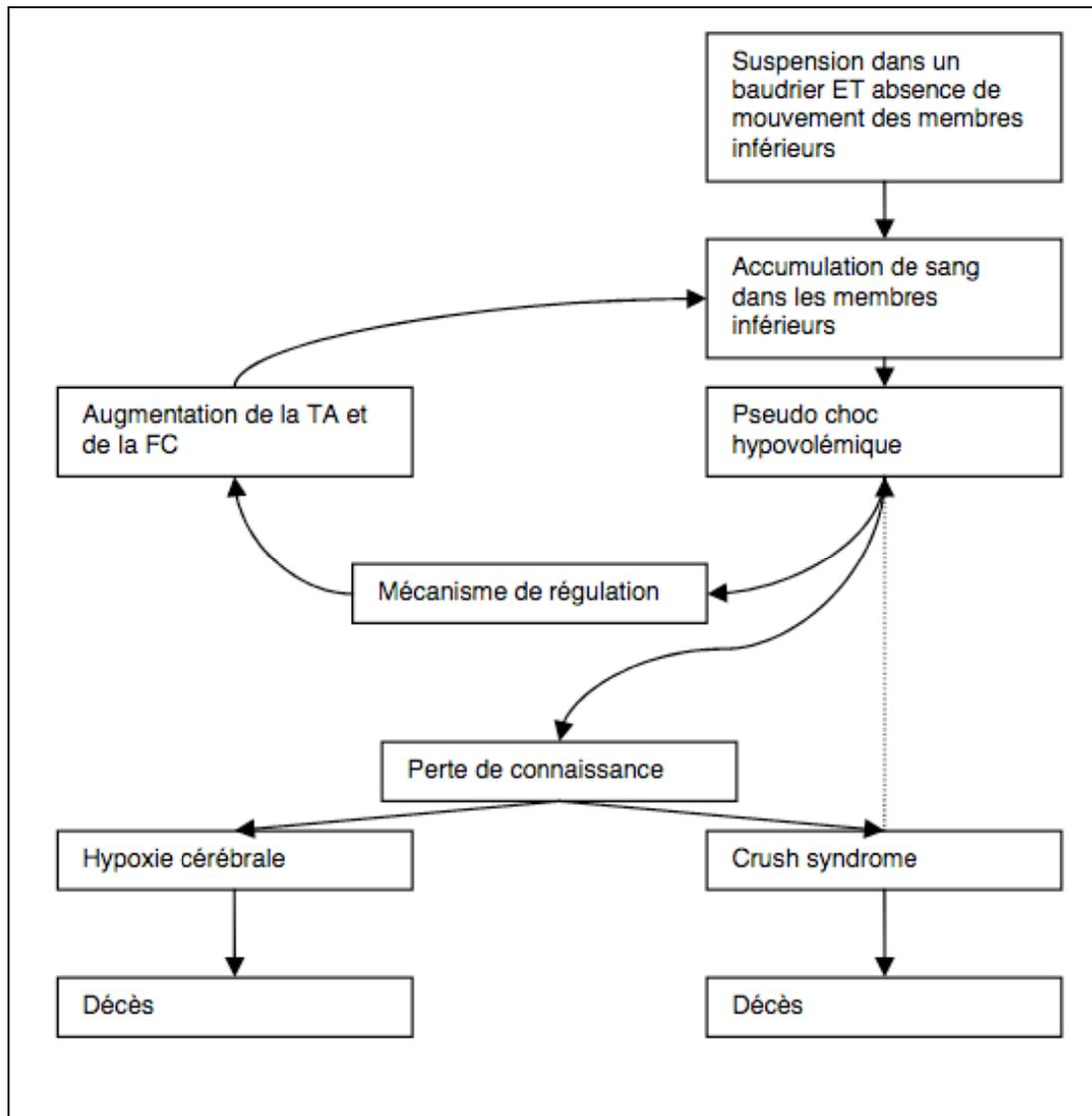


Figure 2. 1. Schéma présentant les mécanismes impliqués dans le développement du syndrome du harnais (Querellou, 2008)

Un autre risque parfois méconnu est présent lors du secours d'une personne participante à un traumatisme de suspension. La question est de savoir comment procéder après que la victime soit sauvée en toute sécurité d'une suspension prolongée et remise au sol. Le phénomène connu sous le nom de « mort de sauvetage » a été présenté lors de la conférence sur la médecine de montagne et est un sujet très débattu au cours des

dernières décennies (Hughes, 1982). La théorie est qu'il peut y avoir un risque accru de décès si les victimes sont remises en position couchée trop rapidement après une suspension prolongée dans un harnais [Maslen et Mitchell, 2006]. Lorsque la personne est dans la position verticale depuis de longues minutes, le sang dans les jambes ne contient plus d'oxygène et est chargé en dioxyde de carbone et autres toxines. Dans ce cas de figure, mettre la personne secourue à l'horizontale très rapidement peut être très dangereux : le sang vicié prisonnier des jambes va circuler dans le corps très rapidement et peut causer des dommages aux organes vitaux, notamment au cœur et aux reins (Merchant, 2006). Cette grande quantité de sang désoxygéné peut revenir soudainement au cœur en transportant des métabolites de dégradation toxiques et provoquer une ischémie cardiaque. De plus, on a émis l'hypothèse que le retour rapide du sang peut entraîner une surcharge volumique du ventricule droit, entraînant un arrêt cardiaque.

Le développement d'un harnais optimal pour le travail et la suspension semble complexe. Avoir les jambes élevées lors de la suspension [Figure 2.2], soit être assis dans le harnais, peut permettre de limiter le risque de trauma de suspension et d'augmenter très significativement le temps de suspension (Madsen *et al.*, 1998; Merchant, 2006). Mais cette configuration pose deux problèmes. Premièrement, on ne peut pas travailler avec cette double sangle. Deuxièmement, une large zone, des aisselles au genou, n'offre aucun support et la sortie du harnais au moment de la chute demeure probable et a été observée (Arteau et Giguère, 1985; Arteau et Giguère, 1991).



Figure 2. 2. Suspension avec une double sangle (Madsen *et al.*, 1998)

CHAPITRE III

LES MESURES DE L'INCONFORT EN SUSPENSION

Dans ce chapitre, les différentes mesures physiologiques, mécaniques et psychophysiques qui sont importantes de vérifier lors d'une suspension prolongée dans un harnais de sécurité seront présentées.

3.1 Les mesures psychophysiques de la perception du confort

Dans la réalité des travailleurs de la construction, le harnais le plus sûr est celui qui est suffisamment confortable pour qu'ils décident de le porter. Lorsque le travail en hauteur est difficile et que les journées sont longues, la satisfaction des travailleurs dépend en grande partie de leur confort ressenti pendant le travail. Les mesures psychophysiques associées au confort des harnais permettent de recueillir des données qualitatives qui sont générées par la sensation physique des participants. Dans le cas d'une pression exercée sur la peau, ce sont les mécanorécepteurs qui fournissent l'information au système nerveux central. Les disques de Merkel et les corpuscules de Ruffini sont des récepteurs à adaptation lente, qui codent l'intensité de la stimulation (indentation cutanée) par la fréquence de leurs potentiels d'action. Ils sont actifs dès le début de la pression exercée sur le revêtement cutané et ne cessent de l'être qu'à la fin de celle-ci. Ils codent donc l'intensité et la durée de la pression. Grâce à leur structure (ancrage mécanique dans le derme), les corpuscules de Ruffini répondent également à des étirements de la peau. Cette sensibilité à l'étirement est directionnelle, ce qui permet

à ces récepteurs d'informer le système nerveux central sur les forces et les directions des cisaillements cutanés accompagnant un mouvement articulaire (Kandel et al., 2000).

Les mesures psychophysiques fournissent des données sur le confort ressenti lors du port du harnais. Ces appréciations peuvent être corrélées avec les mesures directes de la pression exercée par le harnais à différents points de contact. Les échelles visuelles analogues sont des méthodes de mesures régulièrement utilisées dans le domaine des sciences et de la recherche scientifique. Plusieurs recherches les ont validées comme étant un outil de mesure fiable (Oliveira et al., 2018 ; Mazzo et al., 2015).

3.2 Les mesures des pressions exercées par les sangles des harnais

On peut remarquer dans la littérature que la contrainte de suspension du harnais (Harness suspension stress) est divisée en deux catégories : le stress physique et le stress psychologique. Le stress physique fait référence au stress biomécanique (force et pression) qui est imposée par les sangles du harnais. En effet, les sangles du harnais imposent une grande pression sur la peau, notamment au niveau des aines et de l'artère fémorales, ce qui peut bloquer le retour sanguin vers le coeur, le cerveau et d'autres organes importants qui maintiennent l'homéostasie du corps (Turner et al., 2008). À notre connaissance, il n'y a pas d'étude ayant tenté d'évaluer la pression des sangles d'un harnais sur le corps lors d'une suspension. Les harnais qui possèdent un point d'attache dorsal ne permettent pas une suspension aussi longue que les harnais ayant un point d'attache ventral (Beverly et al. 2019). Étant donné que les travailleurs de la construction utilisent tous des harnais à point d'attache dorsal, il semble pertinent d'évaluer la pression des sangles sur le corps lors de la suspension afin d'avoir des données quantitatives à ce sujet. Les données de pression recueillies lors de la

suspension permettent de mesurer la pression des sangles du harnais lorsque tout le poids est retenu par le harnais.

3.3 Les mesures de la saturation en oxygène cérébrale (ScO₂)

Pris au piège en position verticale, le sang commence à s'accumuler dans le bas des jambes, le débit cardiaque diminue, la perfusion cérébrale diminue et la victime commence à avoir des symptômes présyncopaux tels que des étourdissements, une diaphorèse, un engourdissement des extrémités, des changements de vision ou des nausées. Dans une étude de Hughes en 1982, de nombreux participants ont subi une perte de conscience lors d'une suspension d'une durée aussi courte que sept minutes.

L'apport et l'utilisation d'O₂ au niveau cérébral sont d'une importance capitale. Au repos, le cerveau peut consommer 20% de l'O₂ de l'organisme malgré le fait que sa masse ne représente qu'environ 2% de la masse corporelle totale (Bruder, Velly, et Cantais, 2011). Les valeurs normales d'oxygène cérébral à l'état d'éveil oscillent généralement entre 60 et 80% chez les nouveau-nés, les enfants, les adultes et les animaux (modèle porcin). Il est connu chez les jeunes porcs que certaines fonctions neurophysiologiques commencent à se détériorer lorsque le niveau de ScO₂ atteint 45% (Kurt et al., 2002). De plus, les risques de lésions cérébrales augmentent de manière drastique lorsque la ScO₂ cérébrale est inférieure à 40% (Kurt et al., 2009). On peut donc remarquer qu'il existe une zone tampon de 15 à 20% de la valeur de ScO₂ cérébrale entre une valeur normale (60%) et une valeur seuil qui représente une hypoxie cérébrale (autour de 45%). La valeur exacte du seuil où des complications qui sont générées ne sont pas connues et varient très certainement d'un individu à l'autre selon leur état de santé. Toutefois, si une zone tampon et un seuil existent comme dans le cas des modèles animaux, il est jugé qu'un appareil mesurant la ScO₂ cérébrale doit avoir une précision de 5% afin d'être en mesure de respecter les intervalles de confiance de

15 à 20% qui sont mentionnés. Bien que l'évolution du chiffre soit plus intéressante en recherche expérimentale que la valeur absolue mesurée, une ScO_2 inférieure à 50% ou une diminution supérieure de 15% du niveau initial d'oxygène cérébral au repos constituent les critères d'arrêt d'un test de suspension.

3.4 Les mesures de la saturation en oxygène des muscles périphériques

Les mesures de la saturation en oxygène des muscles sont réalisées lors des tests de suspension. Une étude récente a démontré que l'utilisation du système Moxy permet d'obtenir des mesures fiables pour l'évaluation de l'ischémie musculaire. L'étude de McManus et al. (2018) a comparé l'oxygénation musculaire telle que mesurée par deux appareils portables de spectroscopie proche infrarouge sans fil (NIRS) dans des conditions de repos et dynamiques. Un dispositif NIRS (MOXY) à faible coût récemment développé est comparé à un système PortaMon qui utilise l'algorithme de spectroscopie à résolution spatiale. L'influence de l'augmentation de la pression externe sur l'indice de saturation en oxygène des tissus (TSI) a indiqué que les deux dispositifs sont stables entre 2 et 20 mmHg. Cependant, au-dessus de cette pression, MOXY signale des valeurs TSI en baisse. L'analyse de l'épaisseur du tissu adipeux (ATT) et du TSI montre une différence non linéaire significative entre les dispositifs au repos. Les appareils rapportent des valeurs TSI (%) similaires à un ATT faible (<7 mm) (la différence PortaMon moins MOXY est de $+ 1,1 \pm 2,8\%$), le changement ultérieur majeur entre les appareils se situant entre 7 et 10 mm; à des valeurs $ATT > 10$ mm, la différence reste constante ($-14,7 \pm 2,8\%$). L'explication la plus probable de cette différence est la petite séparation sous ce détecteur (2,5 cm) dans le MOXY, entraînant une pénétration tissulaire plus faible dans le muscle chez les participants avec un ATT plus élevé. La fiabilité interjour test-retest du TSI au repos a été évaluée à cinq reprises, le PortaMon rapportant un coefficient de variation plus faible (1,8% à 2,5% contre 5,7% à 6,2%). Dans les études sur des participants masculins avec un ATT faible

(Feldmann et al., 2019; Crum et al., 2017), les diminutions du TSI sont fortement corrélées au cours de l'exercice isométrique, de l'occlusion artérielle et de l'exercice progressif de la manivelle du bras (ergocycle pour les membres supérieurs). Cependant, le MOXY rapporte une plus grande plage dynamique, en particulier lors d'une ischémie induite par contraction ou occlusion isométrique ($\Delta 74,3\%$ versus $\Delta 43,7\%$; hyperémie MAX-occlusion MIN). Cette étude montre que dans ce groupe de participants, MOXY et PortaMon produisent des mesures de TSI physiologiquement crédibles pendant le repos et l'exercice. Cependant, les valeurs absolues obtenues à l'effort ne sont généralement pas comparables entre les appareils à moins d'être corrigées par un étalonnage physiologique suite à une occlusion artérielle. Le capteur Moxy qui est utilisé pour ce projet de recherche a été validé à plusieurs reprises (Feldmann et al., 2019; Crum et al., 2017).

Une étude de Hampson et Piantadosi (1988) a démontré des modifications significatives de l'oxygénation tissulaire des muscles de l'avant-bras durant le port d'un garrot chez dix adultes. Ils ont observé une diminution progressive de l'oxyhémoglobine tissulaire et de l'oxyhémoglobine sur une période de quatre à cinq minutes. Lors d'une suspension, les harnais de sécurité que les travailleurs portent ont le même effet qu'un garrot au niveau des jambes, causant une diminution progressive de la concentration en oxygène au niveau des membres inférieurs au bout de quelques minutes.

L'étude de Schoeber et Schwarte (2019) a permis d'utiliser le capteur Moxy dans une situation d'occlusion artérielle pour l'avant-bras et la jambe. L'occlusion artérielle est effectuée grâce à l'utilisation d'un garrot, connu sous le nom de : « *Combat Application Tourniquet* » (Schoeber et al., 2019) et fréquemment utilisé par les services d'urgences afin de freiner une hémorragie. Dans cette étude, le capteur Moxy a été utilisé afin de mesurer le niveau d'oxygénation musculaire suite à la pause du garrot. Les résultats

ont démontré que l'oxygénation musculaire a diminué drastiquement, passant de 55% à environ 5%. Lorsque le garrot fut enlevé, l'oxygénation musculaire a augmenté pour dépasser les 80% (Schoeber et al., 2020).

3.5 Les mesures de la fréquence cardiaque

La fonction principale de la fréquence cardiaque est d'augmenter le débit cardiaque afin de fournir l'oxygène nécessaire aux muscles et aux organes vitaux. Lors d'une suspension verticale, la gravité conserve le sang dans les membres inférieurs et les sangles du harnais de sécurité exercent une compression sur les veines et artères fémorales des membres inférieurs ce qui réduit le flux sanguin vers les organes vitaux du corps comme le cœur. La baisse de volume de sang disponible pour l'oreillette et le ventricule droit force l'augmentation du rythme cardiaque (tachycardie orthostatique posturale) pour maintenir un débit sanguin suffisant au cerveau. Si l'approvisionnement sanguin vers le cœur est trop restreint, la tachycardie présente demeure inefficace, et le travailleur peut tomber inconscient. Turner et al. (2008) ont évalué le temps de tolérance à la suspension pour 22 hommes et 18 femmes qui travaillent dans le domaine de la construction. Ils ont été suspendus avec un anneau en D situé à la poitrine et un autre entre les omoplates avec des harnais antichute complète. Pour tous les participants, une augmentation de la fréquence cardiaque de 15,1 et 21,6 bpm a été observée pour les conditions avec l'attache à la poitrine et entre les omoplates, respectivement. Lors d'une suspension avec un harnais conçu avec un anneau dorsal, le corps a tendance à être incliné vers l'avant. Cette inclinaison vers l'avant crée une compression de la cage thoracique, car la partie antérieure du corps est en appui sur les sangles du harnais. Ceci rend donc la respiration plus difficile. Les muscles responsables de la respiration comme le diaphragme et les muscles abdominaux doivent donc fournir un plus grand effort pour permettre à un même volume d'air de circuler dans les poumons. Cette position est donc un stress supplémentaire qui est non

négligeable. De plus, il a été démontré à plusieurs reprises qu'il existe une relation linéaire entre la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque (Bot et Hollander, 2000 ; Bernard et al., 1997). Règle générale, lorsque l'on effectue une tâche de plus en plus intense, la consommation d'oxygène risque d'augmenter pour permettre au corps d'atteindre l'intensité requise pour effectuer la tâche.

L'étude effectuée par Beverly et al., (2019) a permis d'évaluer la variation de la fréquence cardiaque en suspension lors de l'utilisation de harnais ayant des points d'attache ventral et dorsal. Dans cette étude, les participants étaient suspendus pour une durée maximale de 30 minutes. L'utilisation du harnais avec point d'attache ventral n'a démontré aucune augmentation de la fréquence cardiaque tout au long de la suspension. Il n'est cependant pas spécifié quels modèles de harnais ont été utilisés lors des tests. Il est donc probable que le type de harnais utilisé permet de s'y asseoir lors d'une suspension, réduisant considérablement les contraintes imposées par une suspension prolongée. La fréquence cardiaque a augmenté de manière significative lors des tests de suspension avec l'attache dorsale allant jusqu'à 15 bpm de plus qu'au repos (Beverly et al., 2019).

3.6 Les mesures de la pression artérielle

La mesure de cette variable physiologique est particulièrement importante pour assurer la sécurité des participants lors des suspensions. Les personnes qui ont subi une suspension prolongée peuvent perdre conscience. Pendant une suspension prolongée, les veines fémorales sont comprimées par les sangles du harnais à l'aîne et aggraver l'accumulation de sang veineux dans les membres inférieurs (Lee et Porter, 2007). À mesure que la pression hydrostatique augmente dans les vaisseaux, le liquide est forcé dans l'espace interstitiel qui sépare la peau des autres organes et un œdème supplémentaire peut s'accumuler au niveau des membres inférieurs. En réponse à la

diminution apparente du volume sanguin, le tonus artériel et veineux est augmenté par réflexe pour augmenter la résistance vasculaire systémique et maintenir une tension artérielle adéquate. Ce mécanisme de compensation entraîne une pression encore plus grande contre les sangles du harnais, contribuant en outre à l'œdème des membres inférieurs et à une diminution de la perfusion cérébrale (Seddon, 2002). L'évaluation de la tension artérielle est importante, car on sait que les variations de tension artérielle soudaine ne sont pas bonnes pour la santé par exemple ; les chutes de pression peuvent être associées à une perte de connaissance (Morelli et De Backer, 2017). Une diminution de la pression sanguine systolique supérieure à 20 mmHg, une diminution de la pression sanguine diastolique supérieure à 10 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test ou une pression sanguine diastolique supérieure à 100mmHg constituaient les critères d'arrêt systématique du test de suspension (Hsiao et al. (2012).

L'étude conduite par Turner et al. (2008) ont mesuré les variations de la pression artérielle systolique et diastolique lors de suspension prolongée. Le temps de suspension était de 60 minutes à moins d'atteindre certaines valeurs physiologiques qui constituent des critères d'arrêts : diminution de plus de 20 mmHg de la pression artérielle systolique, diminution de plus de 10 mmHg de la pression artérielle diastolique ou une pression artérielle atteignant 100 mmHg. Sur 37 tests de suspension, 14 tests ont été arrêtés prématurément, car la pression artérielle systolique ou diastolique a trop diminué et 3 tests ont pris fin à cause que la pression artérielle diastolique était trop haute (Turner et al., 2008).

L'étude de Beverly et al. (2019) mentionnée précédemment à aussi évaluer l'effet de la suspension sur la pression artérielle systolique et diastolique. La pression sanguine systolique et diastolique a significativement augmenté pour la suspension avec le point d'attache ventral. Cependant, seulement une augmentation de la pression diastolique a été observée pour la suspension avec le point d'attache dorsal pour atteindre 83mmHg

alors que la valeur de repos était de 77mmHg. Ces résultats sont surprenants, car les contraintes imposées par une suspension avec un harnais possédant un point d'attache dorsal semblent plus importantes que celles imposées par un point d'attache ventral.

Toutes les mesures physiologiques et psychophysiques recueillies lors des tests de suspensions sont importantes afin de documenter toutes les contraintes associées aux différents harnais évalués dans la présente étude. Les mesures aident à déterminer l'origine de certaines contraintes (au niveau de la conception d'un harnais de sécurité par exemple) et ainsi améliorer les harnais de sécurité afin de diminuer les risques associés à leurs utilisations.

CHAPITRE IV

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre présente une description exhaustive des différentes variables physiologiques et biomécaniques mesurées lors des tests de suspensions. Une bonne compréhension des différentes valeurs est nécessaire pour faire des analyses de manière critique.

4.1 Participants et recrutement

Les participants étaient recrutés sur une base volontaire parmi les étudiantes et étudiants inscrits au programme du baccalauréat des sciences de l'activité physique (profil kinésiologie et profil éducation physique et à la santé) de l'UQAM. Les participants étaient des étudiants plutôt que des travailleurs pour différentes raisons :

- A. La comparaison des différents modèles retenus avec les différents équipements physiologiques devait être réalisée dans un environnement sécuritaire et contrôlé ;
- B. Les étudiants n'avaient pas d'expérience de travail avec le port des harnais et cette situation avait l'avantage d'assurer un jugement plus neutre lors de la comparaison des différents modèles retenus pour l'étude;
- C. Capacité de verbalisation des impressions biomécaniques et physiologiques.

Le recrutement était ouvert aux hommes et aux femmes. Les 60 participants étaient

répartis en groupes expérimentaux équivalents pour les deux genres et les trois somatotypes (voir le tableau 4.1). Ils étaient rémunérés selon le taux horaire en vigueur pour les étudiants employés de l'UQAM. Ce projet a obtenu une approbation du Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains (CIEREH) de l'UQAM (voir l'annexe C), afin d'assurer notamment la sécurité des expérimentations et la confidentialité des données. Les participants devaient signer le formulaire de consentement avant leur participation à l'étude. Ils portaient des vêtements en lycra (nettoyés entre chaque usage) qui étaient fournis par les expérimentateurs.

Tableau 4. 1. Caractéristiques des participants

Somatotype	Moyennes (écarts-types) pour les hommes					Moyennes (écarts-types) pour les femmes				
	Ecto	Méso	Endo	Poids (kg)	Taille (cm)	Ecto	Méso	Endo	Poids (kg)	Taille (cm)
Ectomorphe	4,0 (0,82)	2,9 (1,0)	2,6 (0,63)	67,4 (7,8)	180,7 (5,5)	3,96 (0,66)	1,93 (0,78)	3,24 (0,43)	54,33 (4,9)	167,8 (5,6)
Mésomorphe	2,0 (0,93)	5,0 (1,23)	3,3 (0,94)	75,44 (6,7)	176,2 (3,4)	1,55 (0,81)	4,63 (0,98)	3,58 (0,90)	66,44 (8,8)	167,1 (5,7)
Endomorphe	1,8 (0,84)	4,8 (0,79)	5,0 (0,97)	80 (13,0)	176,7 (5,7)	1,77 (0,68)	3,81 (1,1)	5,42 (0,62)	64 (8,5)	165,4 (4,9)

4.2 Harnais évalués (variable dépendante)

Les quatre harnais qui ont été utilisés pour cette étude sont présentés dans les Figures 4.1 à 4.4.

Les modèles de harnais ayant des boucles à ardillon ont été écartés pour ne pas avoir de problème d'ajustement (cas où l'ajustement idéal pour un participant tomberait entre deux œillets).

Les harnais qui ont été utilisés pour la phase 1 de laboratoire sont les suivants, et certaines de leurs caractéristiques sont présentées au tableau 4.2. :

- Harnais A (DBI 1110700C) : modèle en X, espacement fixe au niveau sous-pelvien pour la jonction avec les deux cuissardes (plus large que le harnais B), 3 boucles à baïonnette et 1 molette d'ajustement ;
- Harnais B (Dynamic Safety 2501D) : modèle en H, légère mobilité au croisement des sangles. Un espacement constant a été identifié à la couture des sangles de cuisse sur la sous-fessière, et ce peu importe la taille du modèle. L'espacement est restreint (environ 6 po). C'est un modèle peu couteux, l'anneau en D n'est pas en acier forgé, mais en acier estampé ;
- Harnais C (Securité Landry Baobab Ascent) : modèle en Y, pas de sous-pelvienne, harnais conçu pour travail en suspension (élagueur), présence d'une ceinture abdominale, plus chère, mais intéressante pour vérifier le confort en suspension avec la configuration en Y ;
- Harnais D (Jelco 740 D) : modèle de base en H, mobilité plus large au niveau du croisement des sangles que le harnais B. Sangle sous-pelvienne cousue au centre (en seul point) avec les deux cuissardes. Taille universelle.

Les harnais furent sélectionnés pour prendre en compte des critères d'intérêt scientifiques (différentes formes des harnais) et les réalités du milieu de la construction (forte représentation des harnais en H, simples et peu chers, qui présentent également une certaine facilité d'enfilement). Certains des modèles considérés étaient de classe AL ou ALP, mais seule la suspension par l'anneau dorsal en D fut retenue pour les différents modèles.

Les différentes configurations de harnais (design) étaient un élément important à comparer lors de la suspension, car l'endroit où les sangles passent sur le corps influence l'endroit des points de pressions lors de la suspension. L'endroit des points de pressions peut affecter négativement la circulation sanguine en bloquant certains vaisseaux sanguins importants, accélérant l'arrivée des symptômes liés à la suspension prolongée. Le harnais est avant tout utilisé pour effectuer un arrêt de chute et même s'il est rare qu'un travailleur chute, il doit absolument le porter lorsqu'il effectue des travaux en hauteur. Le design des harnais semble conçu pour le confort des travailleurs lors de l'exécution de leurs tâches de travail et non pour le confort et la sécurité en suspension. Notamment, on peut s'attendre à ce que les harnais en forme de X (harnais A) et en Y (harnais C) soient plus performants (moins gênant) lors de l'exécution des mouvements de rotations et d'inclinaisons asymétrique du tronc par exemple. Il était donc important de comparer la performance des différents designs de harnais lors d'une suspension.

Tableau 4. 2. Harnais utilisés

Harnais	Forme	Boucles	Sous-pelvienn	Tailles	Remarques
Harnais A (Figure 4.1)	X	3 baïonnettes	Oui largeur fixe (environ 25,4- 30,48 cm)	XS, S, Reg, XL	Molette d'ajustement, Mobilité restreinte au croisement à la hanche
Harnais B (Figure 4.2)	H	Entrelacées	Oui largeur fixe (environ 15,24 cm)	S, M, L, XL, 2XL, 3XL	Mobilité restreinte au croisement à la hanche
Harnais C (Figure 4.3)	Y	2 baïonnettes	Non	S, M, L	Pour élagueur, ceinture de maintien
Harnais D (Figure 4.4)	H	Entrelacées	Oui, cuissardes cousues au centre	Universel	Mobilité plus large au croisement à la hanche



Figure 4. 1. Harnais A (modèle en X)



Figure 4. 2. Harnais B (modèle en H)



Figure 4. 3. Harnais C (modèle en Y)



Figure 4. 4. Harnais D (modèle en H)

4.3 Procédures

Les tests de suspension en laboratoire étaient effectués sur une seule journée et comportaient plusieurs étapes telles que la préparation aux tests, le protocole d'ajustement des harnais, l'installation des instruments de mesure, les tests de suspension et les paramètres de sécurité .

4.3.1 Préparation aux tests

Une journée en laboratoire se déroule de la façon suivante :

À son arrivée au laboratoire, le participant déposait ses effets personnels à l'endroit prévu à cet effet. Par la suite, une lecture exhaustive du formulaire de consentement lui était faite et durait environ 10 minutes. Le formulaire de consentement donnait toutes les informations à savoir sur les buts de l'étude, l'utilisation des données, les différents instruments de mesure, les risques expérimentaux, la rémunération du participant, etc. Toutes les questions du participant étaient répondues. Une fois le formulaire signé, les vêtements pour l'expérimentation lui étaient fournis et le participant pouvait aller se changer. Ensuite, les différentes mesures requises pour déterminer le somatotype d'un individu selon la méthode de Heath et Carter (1967) étaient prises. Ces mesures impliquaient la prise du poids et de la taille de l'individu, de certains plis cutanés et de quelques circonférences de membres. Cela prenait de 15 à 20 minutes. Une fois ceux-ci effectués, le choix des tailles des harnais devait être fait. Les quatre harnais testés étaient les mêmes modèles pour chacun des participants, cependant trois harnais possédaient différentes tailles et un harnais était de type universel. Chacun des harnais était ajusté sous la supervision de l'expérimentateur en suivant un protocole préétabli. Cette étape était cruciale pour assurer une constante entre les harnais. Un bon harnais mal ajusté pouvait très bien générer des résultats similaires à un harnais de mauvaise

qualité. Une période de 5 à 10 minutes par harnais était requise pour effectuer les ajustements adéquats.

4.3.2 Protocole pour l'ajustement des harnais

Avant de commencer les tests de mouvements contrôlés et de suspension, les participants aidés de l'équipe de recherche procédaient à l'ajustement des harnais en respectant les consignes suivantes :

Enfiler les bretelles en s'assurant que l'anneau dorsal est bien situé entre les omoplates. L'anneau peut être légèrement plus haut que les omoplates (voir figure 4.5).;

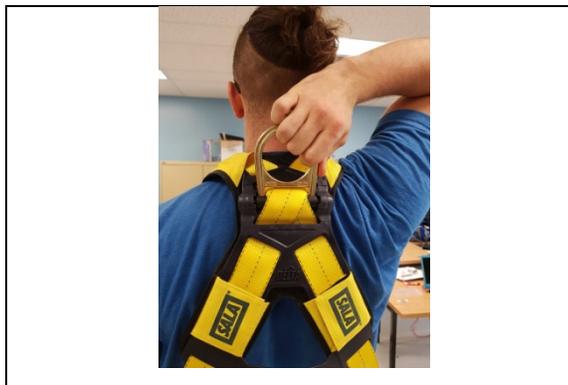


Figure 4. 5. Emplacement de l'anneau dorsal

Passer les sangles cuissardes sous les fesses et les boucler autour des cuisses. Une fois les sangles serrées, la personne portant le harnais doit être en mesure de glisser sa main entre la sangle du harnais et de sa cuisse, mais ne doit pas être en mesure de retirer son poing (voir figure 4.6) ;



Figure 4. 6. Ajustement du harnais au niveau de la cuisse. La main ouverte peut s'introduire entre la sangle et la cuisse (à gauche), mais le poing fermé (à droite) ne peut pas sortir.

- A. Boucler la sangle au niveau de la poitrine sans entraver la respiration. Ressentir une légère pression sur la poitrine seulement lors d'une inspiration forcée qui provoque l'expansion maximale de la cage thoracique;
- B. Ajuster les sangles verticales pour qu'elles soient de la même longueur et qu'elles fassent ressentir une légère pression à l'intérieur des cuisses lors d'une inspiration forcée avec le ventre rentré (contraction des abdominaux). Les sangles au niveau des épaules doivent être en mesure de bouger, mais on ne doit pas être en mesure de les enlever complètement de l'épaule (voir figure 4.7).

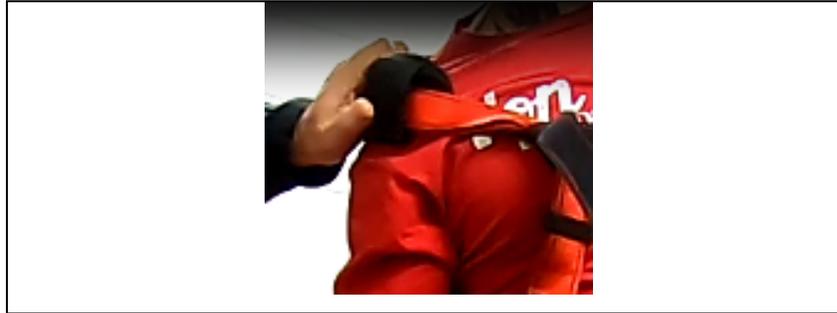


Figure 4. 7. Ajustement des sangles verticales, la sangle devrait être en mesure de bouger, mais ne devrait pas pouvoir s'enlever.

Les participants de l'étude n'avaient pas de formation préalable pour l'ajustement du harnais. L'absence de formation préalable n'influçait pas les résultats en termes de confort puisque l'ajustement était vérifié de manière similaire pour tous les modèles de harnais. L'ajustement était vérifié en utilisant les critères habituellement enseignés dans les formations sur le port des harnais de sécurité (également enseignés par les formateurs du CFMA).

4.3.3 Installation des instruments de mesure

L'installation des différents instruments de mesure débutait avec les deux capteurs d'oxygénation musculaire, le capteur d'oxymétrie cérébrale le cardiofréquencemètre et le bracelet pour la pression artérielle. La procédure d'installation des instruments prenait environ une trentaine de minutes.

4.3.4 Test de suspension

Les tests de suspension étaient effectués selon le protocole suivant :

-Période de repos de 5 minutes en position assise avant la suspension.

-Période d'une minute de transition.

-Période de 10 minutes de suspension

-Période d'une minute de transition.

-Période de 5 à 10 minutes de récupération en position assise.

-Période de repos de 30 minutes entre les tests de suspension.

La période de repos avant la suspension servait à déterminer les valeurs de repos (fréquence cardiaque, tension artérielle, etc.) du participant afin de s'assurer que ces valeurs ne dépassaient pas les limites de sécurité lors de la suspension.

Les deux périodes d'une minute de transition servaient à assurer un passage sécuritaire entre la position assise et la suspension (première période de transition) ou de la suspension à la position assise (deuxième période de transition). Cette minute permettait de s'assurer que tous les appareils de mesures étaient toujours en place et que le participant se sentait prêt à effectuer la suspension.

La période de suspension était d'une durée de maximum 10 minutes et prenait fin si les mesures physiologiques dépassaient les seuils de sécurité fixés et mentionnés dans la prochaine section du document.

La période de repos variait entre 5 et 10 minutes. L'objectif de cette période de repos était de permettre au participant de revenir à un état de repos suite à la suspension. C'est-à-dire que ses mesures physiologiques devaient retourner à des valeurs égales ou inférieures à ce qui était mesuré lors de la période de repos présuspension. Si après 5 minutes le participant était de retour à ses valeurs de repos, la période s'arrête, sinon elle pouvait se poursuivre jusqu'à atteindre 10 minutes afin de redescendre au niveau des valeurs de repos avant la suspension. La durée du test de suspension durait donc entre 22 et 27 minutes au maximum.

La figure 4.8 présente un exemple de la posture des participants lors d'un test de suspension avec les quatre harnais utilisés lors de l'étude.

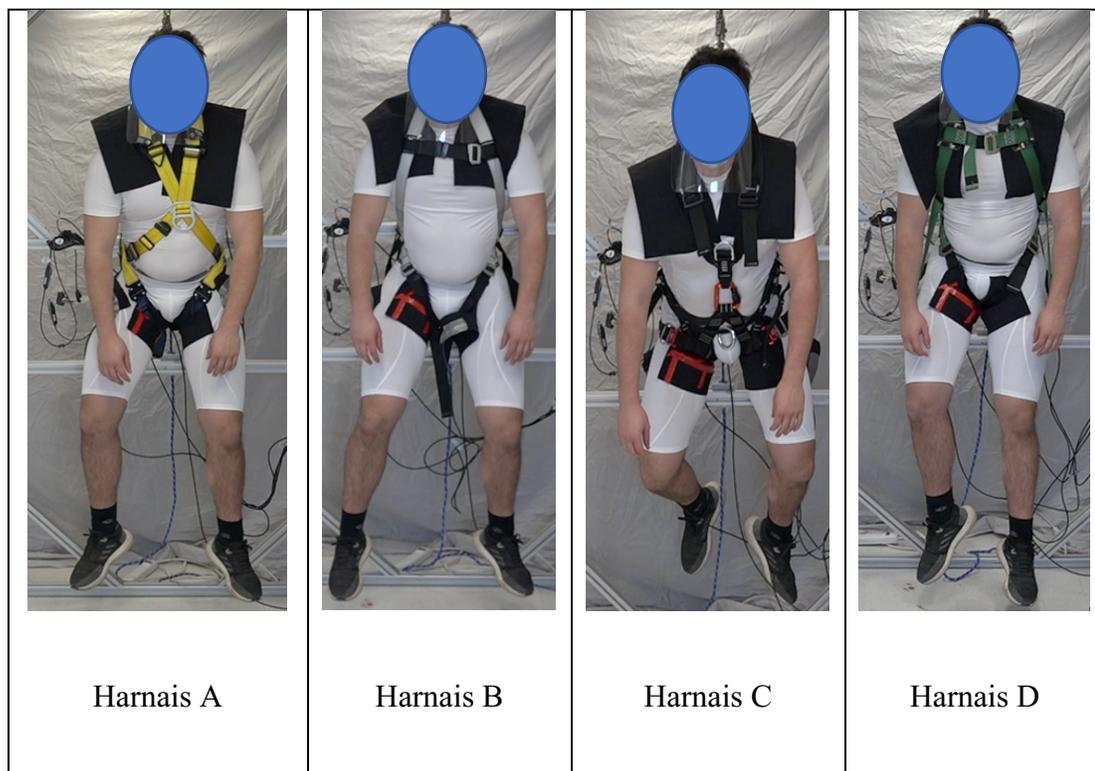


Figure 4. 8. Exemple de participant lors des tests de suspension avec les quatre harnais

4.3.5 Paramètres de sécurité

Les différents paramètres de sécurité étaient déterminés afin d'assurer la sécurité des participants. Voici une liste complète des paramètres de sécurité:

La suspension était interrompue prématurément si :

- A. Le participant en faisait la demande ;
- B. Le participant présentait des symptômes avant-coureurs de trouble orthostatique.

Au niveau des variables physiologiques mesurées en temps réels, la suspension était arrêtée si :

- A. La saturation en oxygène cérébrale passait en dessous de 50% ou qu'une baisse supérieure à 20 % de la valeur initiale du participant au repos (Kurt et al., 2009) ;
- B. Une diminution de la pression sanguine systolique supérieure à 20 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test (Hsiao et al., 2012);
- C. Une diminution de la pression sanguine diastolique supérieure à 10 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test (Hsiao et al., 2012) ;
- D. Une pression sanguine diastolique supérieure à 100 mmHg (Hsiao et al., 2012) ;
- E. La fréquence cardiaque augmentait de plus de 28 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos (Hsiao et al., 2012) ;
- F. La fréquence cardiaque diminuait de plus de 10 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos (Hsiao et al., 2012) .

Un défibrillateur externe automatisé (DEA) ainsi que du personnel qualifié pour l'utiliser étaient sur place pour limiter les risques de complications en cas d'accidents graves. Comme mentionné plus haut, plusieurs critères d'arrêts basés sur les valeurs physiologiques observées en temps réel lors des expérimentations étaient présents, assurant la sécurité des participants.

Il est à noter que la participation à l'étude était complètement volontaire et que le participant pouvait se retirer à tout moment s'il le désirait, que cela soit pendant une suspension ou à tout autre moment des tests et qu'il n'avait pas à se justifier.

4.4 Paramètres de sécurité spécifique à la situation concernant le coronavirus (Covid-19)

Suite au développement de la situation liée à la Covid-19, certaines mesures sanitaires ont été implantées afin de s'assurer la sécurité des expérimentateurs et celle des participants de l'étude. Les tableaux suivants présentent l'ensemble du protocole approuvé par le CIEREH de l'UQAM .

Tableau 4. 3 Mesure sanitaire des participants et évaluateurs avant l'arrivée sur les lieux

Pour éviter un déplacement inutile des participants, un questionnaire était envoyé par courriel pour confirmer qu'ils n'avaient aucun des symptômes 24h avant le rendez-vous. La réponse au questionnaire recommandé par l'Institut National de Santé Publique du Québec (voir document à l'annexe (B)) permettait de confirmer la rencontre s'il répondait « non » à l'ensemble des questions. Le participant devait répondre au questionnaire la veille afin de confirmer ou infirmer sa présence.

- Avant l'envoi du questionnaire aux participants, les auxiliaires de recherche devaient avoir préalablement répondu au questionnaire.
- Les participants avaient pour consigne d'apporter leur propre bouteille d'eau, un masque personnel et leur carte étudiante pour accéder au pavillon de l'UQAM.

Tableau 4. 4 Consignes à l'arrivée au local d'expérimentation

L'horaire était prévu de sorte que les consignes de prévention suivies par l'expérimentateur étaient réalisées bien avant l'arrivée des participants

L'expérimentateur

- Après s'être désinfecté les mains, l'expérimentateur devait répondre au questionnaire sur les symptômes du COVID-19 à son arrivée. Cette étape permettait de confirmer qu'ils n'avaient pas de symptômes qui étaient apparus depuis la veille.
- Si c'est le cas, l'expérimentateur devait se laver les mains pour au moins 20 secondes avec de l'eau et du savon dans le sanitaire du SB-4545 prévu à cet effet.
- Ce dernier devait ensuite installer son équipement de protection individuelle (ÉPI) constituée d'un masque de procédure (*ASTM, Level 2*), d'une visière complète et d'une jaquette d'isolation jaune qu'il devait porter durant l'intégralité des tests. Des gants jetables étaient à la disposition des expérimentateurs. Ils étaient portés lorsqu'un contact avec le participant était nécessaire et étaient jetés si besoin d'être retirés. L'expérimentateur devait désinfecter ses mains avant et après le port et le retrait de chaque élément de son ÉPI.

Le participant

- Avant même de signer le formulaire de consentement pour participer à l'étude, le participant devait se laver les mains avec de l'eau et du savon au lavabo du SB-4545 pour au moins 20 secondes. Un masque de procédure (*ASTM, Level 2*) lui était donné pour remplacer le masque personnel qu'ils avaient à son arrivée à l'UQAM. Les participants devaient désinfecter leurs mains avant et après avoir touché leur masque pour le mettre et pour le retirer.

Tableau 4. 5 Consignes pour l'instrumentation des participants

<p>Le contact entre l'expérimentateur et le participant était diminué le plus possible. Seuls des instruments de mesure spécifiques étaient installés par l'expérimentateur, et ce, suite au port de nouveaux gants de protection.</p> <p>Les instruments de mesure</p> <ul style="list-style-type: none"> • Les instruments de mesure manipulés et installés par l'expérimentateur avaient tous été désinfectés au préalable avant leur installation sur le participant. Une fois les instruments de mesure retirés à la fin des tests, ceux-ci étaient désinfectés sur le champ. • La durée de contact à moins de deux mètres entre l'expérimentateur et le participant est réduite au maximum. L'instrumentation des participants prenait environ quinze minutes. <p>L'équipement ou le vêtement de protection personnel mis en évaluation</p> <ul style="list-style-type: none"> • Les harnais de sécurité étaient manipulés et ajustés uniquement par les participants pour éviter un contact prolongé entre l'expérimentateur et le participant.

Tableau 4. 6. Procédures pour l'hygiène, nettoyage et tenue des lieux

Désinfection des surfaces de travail et outils pour la récolte des données
<p>De l'alcool éthylique à 70% en vaporisateur ainsi que du Spectrol était utilisé pour désinfecter les surfaces de travail, soit les tables et les chaises, ainsi que les outils pour la récolte des données, tels que les planches à pinces et les crayons.</p>

Tableau 4. 7. Désinfection des instruments de mesure

Tous les instruments de mesure qui étaient utilisés lors de l'expérimentation qui n'avait pas un usage unique sont désinfectés par un produit ou une solution de nettoyage appropriée. Voici une liste des instruments de mesure qui ont été utilisés et les méthodes de désinfections utilisées pour chacun des instruments.	
Instrument de mesure	Produit ou solution de nettoyage
Oxymétrie cérébrale	Instrument jetable, pas de désinfection à faire
Pression artérielle	Brassard : alcool éthylique à 70% Touches du panneau de contrôle : Spectrol
Cardiofréquencemètre – Zéphyr et courroie de test pour force max	Eau et savon à linge
Oxygénation musculaire - MOXY	MOXY : Alcool éthylique à 70% Ceinture du MOXY : Eau et savon à linge
Tapis de pression, Sensmart (SPO ₂) et électrodes (EMG)	Alcool éthylique à 70%
Rotatiomètre	Tige du rotationmètre : Spectrol Dossier du rotatiomètre : Alcool éthylique à 70%
Flexiomètre et trépied	Spectrol

4.5 Les variables mesurées (variables dépendantes)

Cette section présente les différents instruments de mesure utilisés lors de l'étude.

Les participants devaient réaliser des évaluations psychophysiques du confort du harnais lors de la suspension à intervalle de deux minutes. La perception psychophysique des participants était mesurée à l'aide d'une échelle visuelle analogue. L'échelle visuelle analogue permet d'éviter certains biais associés à l'âge (Voutilainen et al., 2015). L'échelle visuelle analogue permet de mesurer à quel point le participant est en accord ou non avec la question qui lui est posée (Price et al., 1983). La figure 4.9 qui est présentée ci-dessous est un exemple d'échelle visuelle analogue qui était utilisé pour mesurer le niveau d'inconfort du harnais (au niveau de l'épaule droite). Dans le cas présent, la question à laquelle le participant devait répondre est si le harnais était confortable ou non. Si le harnais était jugé confortable, le participant plaçait un X sur la ligne à gauche du trait central alors que si le harnais était jugé inconfortable le X était à droite du trait central. L'ordre dans lequel les harnais étaient testés était aléatoire d'un participant à l'autre. Ces mesures avaient déjà été utilisées dans d'autres projets de recherche (Beauchamp et al., 1997, 1999) pour discriminer l'aisance de mouvement lors du port d'équipement de sécurité (Marchand, Tremblay, et Tellier, 2006). Il est à noter que cinq régions étaient évaluées : la région de l'épaule droite, la région de l'épaule gauche, la région de la poitrine, la région pelvienne droite et la région pelvienne gauche.

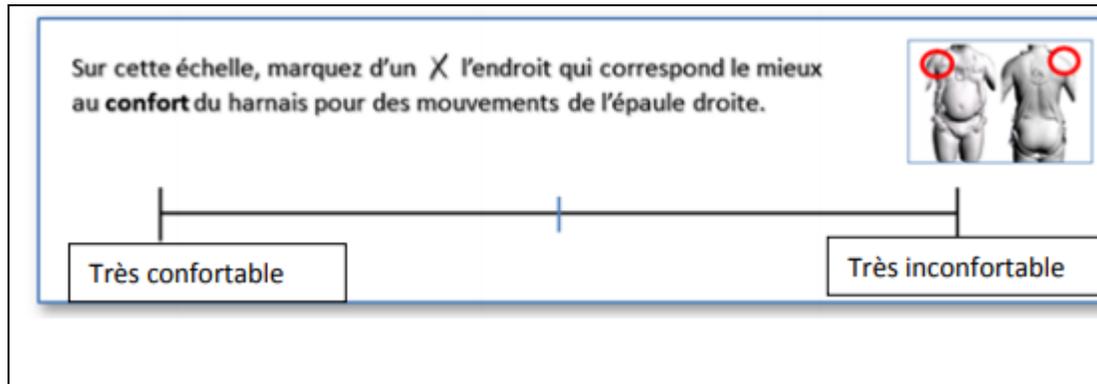


Figure 4. 9. Exemple d'échelle visuelle analogue

4.5.1 Les pressions des sangles sur le corps

Des bandes souples (système Vista Medical) de 10,16 cm de largeur et 50,8 cm de longueur étaient disposées sous les sangles des harnais au niveau des épaules et des hanches (voir la figure 4.10). Chaque bande est munie de 72 capteurs de force qui permettaient d'évaluer la répartition de la pression exercée par les sangles des harnais. Aux épaules, les bandes couvraient les régions de l'omoplate, du trapèze supérieur et de la poitrine. Aux hanches, les bandes couvraient le pli-fessier, l'intérieur de la cuisse et de l'aîne jusqu'à la crête iliaque. Des bandes avec des capacités de 8 à 12 PSI étaient utilisées au niveau des membres supérieurs et d'autres de 12 à 24 PSI pour les membres inférieurs.



Figure 4. 10. Tapis de pression disposé au niveau de l'aine d'un participant.

4.5.2 L'oxymétrie cérébrale

La spectroscopie dans le proche infrarouge (SPIR ou NIRS) était utilisée pour mesurer le niveau de saturation en oxygène cérébrale transcrânienne. Cette technique non invasive permet de surveiller les changements dans la saturation en oxygène régionale. Plus spécifiquement, elle permet la mesure locale de la saturation de l'hémoglobine cérébrale en oxygène (ScO_2) (SenSmart™ Modèle X-100, Nonin), par l'utilisation de trois capteurs positionnés sur l'angle frontal temporal au-dessus des yeux et de chaque côté du crâne. La longueur d'onde laser émise (770 – 910 nm) pénètre la boîte crânienne et se trouve dispersée par la substance cérébrale où une partie spécifique du spectre est absorbée par l'hémoglobine oxygénée (HbO_2) et une autre par l'hémoglobine réduite. La quantité de lumière réfléchie et le spectre d'absorption

permettent de calculer la teneur en oxygène de la zone cérébrale explorée (lobe frontal gauche).

Le modèle utilisé pour déterminer la saturation en oxygène cérébrale était le SenSmart™ Modèle X-100 de Nonin. L'étude de Kreeger *et al.* (2012) a permis de valider la précision du modèle X-100 en comparant ses données de saturation en oxygène avec une mesure invasive. La qualité des mesures de ScO₂ était assurée par l'utilisation des capteurs Equanox (Nonin). Ces capteurs utilisent un double émetteur/détecteur pour créer des paires de chemins lumineux à travers les tissus superficiels et le cortex cérébral. Jumelée avec un algorithme, l'utilisation de deux trajets lumineux (surface : 20mm, et profond : 40 mm) permet de réduire les interférences causées par la lumière extérieure ainsi que les composantes en superficie.

Cet appareil de mesure était utilisé lors de chacune des suspensions, incluant les périodes de repos avant et après la suspension.

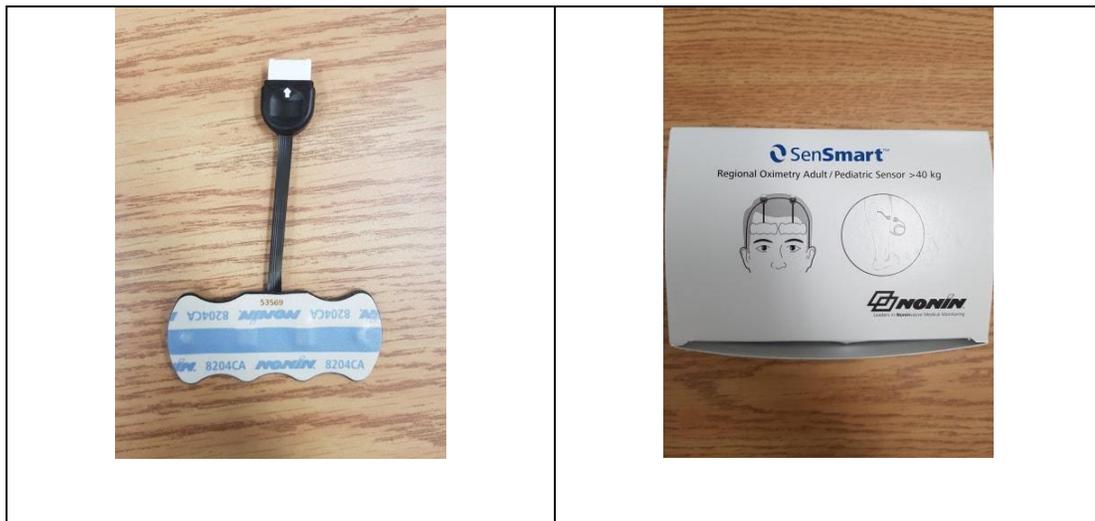


Figure 4. 11. Exemple de capteur Nonin qui était placé au niveau du lobe frontal gauche des participants.

4.5.3 L'oxygénation musculaire

L'oxymétrie musculaire (Moxy-3) est un petit capteur portable qui utilise la lumière infrarouge pour surveiller en permanence les niveaux de la saturation en oxygène (SmO_2) dans les muscles. Ce système de mesure de l'oxygénation musculaire est validé sur toute son étendue de mesure (0% à 100% d'oxygénation musculaire) (Feldmann et al., 2019). C'est un système non invasif qui doit être placé sur la peau, au-dessus de la zone que l'on veut évaluer et qui est conçue pour mesurer en temps réel, le rapport en pourcentage de la concentration d'oxyhémoglobine sur la concentration totale d'hémoglobine dans le muscle qui représente la saturation en oxygène musculaire (SmO_2). C'est le pourcentage d'hémoglobine qui transporte de l'oxygène dans le tissu musculaire. L'hémoglobine est la molécule dans les globules rouges qui transporte l'oxygène des poumons vers les différents tissus et organes. La mesure de SmO_2 a lieu dans les capillaires du muscle où l'oxygène est échangé. Elle peut aussi être considérée comme une mesure de l'équilibre entre l'offre et la demande d'oxygène dans le muscle. Ces mesures donnent une indication du changement de l'état d'oxygénation du tissu musculaire localisé sous la sonde de mesure et permettent une évaluation en temps réel (Thiel, Vogt, Himmelreich, Hubscher, et Banzer 2011). Pour réaliser une analyse comparative, un capteur était installé sur le muscle gastrocnémien interne pour évaluer le blocage de la circulation sanguine (effet de garrot) pouvant être causé par la sangle exerçant une pression sur l'artère fémorale et la veine fémorale. L'autre capteur était positionné sur le muscle cubital antérieur pour permettre une comparaison des mesures entre les deux régions corporelles.



Figure 4. 12. Exemple de Moxy placé au niveau du mollet gauche

4.5.4 La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque moyenne (FC) était mesurée tout au long de la période de suspension, incluant les périodes de repos avant et après la suspension, et ce à chaque seconde à l'aide d'un cardiofréquencemètre (Zephyr Bioharness 3) qui était placé autour de la taille. Cet outil de mesure est fréquemment utilisé en recherche avec les athlètes de hautes performances (Harry et Boysen, 2020) et est validé (Nazari et Macdermid, 2020).

La prise de donnée de la fréquence cardiaque permet aussi d'assurer la sécurité des participants puisque la fréquence cardiaque est une donnée physiologique vitale. Une augmentation de la fréquence cardiaque de plus de 28 battements par minute ou si elle diminue de 10 battements par minute par rapport à celle évaluée au repos met fin au test de suspension (Hsiao *et al.*, 2012).

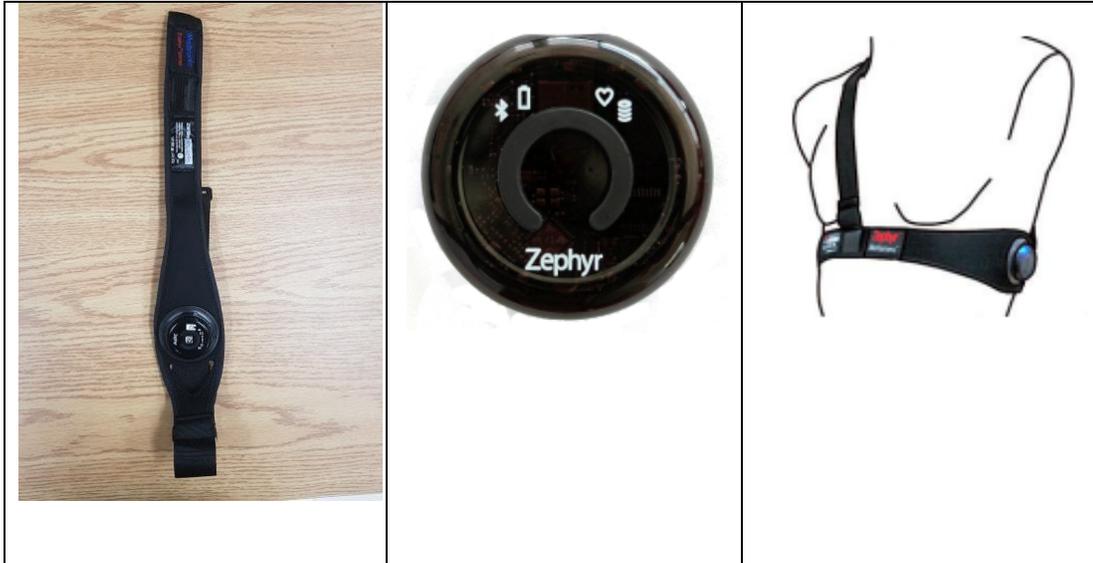


Figure 4. 13. Exemple de Bioharness qui était placé au niveau du torse des participants

4.5.5 Mesure de la pression artérielle

La pression artérielle était prise avec un tensiomètre Welch Allyn Spot Vital Signs en position assise de repos 5 minutes avant le début de la période de suspension. Lors de la suspension, la pression artérielle était reprise à chaque période de 2 minutes. Compte tenu du délai pour la prise de mesure, celle-ci était mesurée durant les 30 secondes précédant la fin de chaque période.



Figure 4. 14. Exemple de tensiomètre qui était utilisé au bras gauche des participants.

4.5.6 Quantification et analyse statistique

Les tests en laboratoire ont permis de recueillir de nombreux résultats, pour les quatre harnais, notamment :

- Des mesures de pression aux zones de contact participant-harnais lors de la suspension ;
- Des mesures physiologiques, permettant d’apprécier la réponse du participant lors des essais de suspension ;
- Des estimations du confort lors de la suspension maximale via des grilles psychophysiques.

Sur la base de ces résultats, il a été possible de faire des liens :

- Entre les mesures de pression et le score de confort indiqué par les participants lors de la suspension ;
- Entre la réponse physiologique du participant et le score de confort ou de gêne indiqué par les participants lors de la suspension.

Tableau 4. 8. Fréquence d'échantillonnage et nombre de données moyennées pour chaque période des variables mesurées.

Variables mesurées	Fréquence d'échantillonnage	Nombre de données moyennées pour chaque période
Fréquences cardiaques	1 par seconde	120
Oxygénation musculaire	1 par seconde	120
Oxygénation cérébrale	15 par minute	30
Pression artérielle	1 par période	1
Pression mécanique	1 par mouvement	1
Inconfort (psychophysique)	1 par période	1

Puisque les participants sont comparés à eux-mêmes et que les variations intra-individuelles peuvent avoir un grand impact sur les différents paramètres physiologiques, les résultats ont été convertis afin d'illustrer une progression de

l'augmentation ou de la diminution des valeurs entre les périodes de suspension en considérant la valeur de repos comme étant la valeur zéro. Lûtôt que d'analyser la fréquence cardiaque à la première période de suspension, l'analyse porte sur l'augmentation de la fréquence cardiaque pour les cinq périodes de suspension. La même façon de faire était effectuée avec les autres variables comme l'oxygénation musculaire et l'oxygénation cérébrale. Ce traitement n'était pas appliqué aux données de la pression mécanique et à celles servant à identifier les niveaux d'inconfort (grille psychophysique). Afin de pouvoir effectuer une analyse de variance avec un seuil de confiance de 5 % ($p < 0,05$), la position des appréciations marquées sur les échelles visuelles analogues a été mesurée afin de les coder pour les analyses. Les analyses ont été faites sur les différentes variables dépendantes telles que le confort des hanches et des épaules, et l'appréciation globale du harnais lors de la suspension.

Les données ont été analysées à l'aide du logiciel SPSS 27. Des analyses de variance à un facteur (one way Anova) et deux facteurs (two-way Anova) à mesures répétées ont été réalisées sur les variables dépendantes suivantes pour l'étude : les fréquences cardiaques, la saturation de l'hémoglobine cérébrale en oxygène (SCO_2), l'oxygénation musculaire, la pression artérielle, la pression mécanique et l'inconfort ressenti (mesure psychophysique). Dans les cas où l'analyse de la variance était significative, la correction de Bonferonni était appliquée avant d'effectuer le test de comparaisons des effets principaux afin de discriminer objectivement les écarts significatifs entre les harnais (test post-hoc). Les différents facteurs indépendants sont les quatre harnais, les cinq périodes de suspension, le genre et les trois somatotypes. Un test de sphéricité de Mauchly a permis de déterminer si on applique une correction ou non aux données. Si le test était significatif avec un résultat est de 0,75 ou moins, la correction appliquée était celle de Greenhouse-Geisser. Pour un résultat supérieur à 0,75, la correction appliquée était celle proposée par Huynh-Feldt.

Les effets d'interaction ont été analysés via les analyses de la variance à deux facteurs. Une première analyse fut réalisée avec les facteurs harnais et les périodes de suspension. Une deuxième analyse a été réalisée avec les facteurs harnais et somatotypes pour les périodes de suspension qui ont démontré des différences significatives entre les harnais lors de la première analyse. D'autres analyses de variances ont été effectuées pour évaluer l'interaction entre la période et le somatotype pour préciser l'impact des harnais.

4.5.7 Limites de l'étude

Cette étude présente les limitations suivantes :

- Un nombre relativement limité de harnais de sécurité était considéré (4), afin de ne pas trop allonger l'étude ;
- Le nombre de participants humains des deux genres pour les essais de laboratoire était suffisamment élevé pour obtenir une puissance statistique acceptable, sans toutefois atteindre les 108 participants de chaque genre comme dans l'étude du NIOSH ;
- L'étude visant principalement le milieu de la construction, seuls les harnais de classe A étaient considérés. Ce type de harnais était le plus courant et le moins cher, car visant seulement à arrêter la chute. Les harnais plus haut de gamme, répondant aux critères des classes D, E, L et P n'étaient pas considérés;
- Cette étude portait sur un des deux volets d'un projet de recherche. Le présent volet évaluait les impacts de la suspension prolongée alors que le second volet a évalué la convivialité du harnais lors de l'exécution de mouvements semblables à ceux des tâches courantes des travailleurs de la construction.

CHAPITRE V

RÉSULTATS

Cette section présente les résultats des 60 participants recueillis durant les tests de suspension. À noter que les résultats analysés portent uniquement sur les données récoltées lors de la suspension, les périodes de repos ne sont pas analysées.

5.1 Le confort du harnais

Les résultats du confort sont présentés pour démontrer l'impact des quatre harnais et des cinq périodes de suspension. Les résultats d'inconfort indiqués sur les graphiques pour les périodes de suspension représentent les moyennes de chacune des périodes de suspension (2^e minutes à la 10^e minute de suspension). Les résultats présentés pour les harnais représentent les moyennes de cinq périodes de suspension confondues. Un score de 0 % dénote un harnais extrêmement confortable alors qu'une valeur de 100% représente un harnais extrêmement inconfortable.

5.1.1 Confort du harnais au niveau de l'épaule droite

Au niveau du confort du harnais au niveau de l'épaule droite, chacune des périodes est significativement différente suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Toutes les périodes sont significativement différentes ($p < 0,01$). Selon la figure 5.1 (A), l'inconfort au niveau de l'épaule droite est passé de 60,2 % à la 2^e minute de suspension pour atteindre 70,7 % à la fin de la suspension (10^e minute de suspension). Sur la figure

5.1 (B), l'utilisation des lettres a et b permettent de signaler les harnais qui présentent ou non des différences significatives entre eux. Les harnais A, B et D sont identifiés avec la lettre b parce ce qu'ils sont statistiquement identiques, tandis que le harnais C est identifié avec une lettre a pour indiquer qu'il est statistiquement différent des trois autres harnais. Des différences significatives entre les harnais B et C ($p = 0,032$) et les harnais C et D ($p = 0,034$) ont pu être démontrée grâce à l'analyse de variance à mesures répétée comparant les harnais A ($67,5 \pm 5,2 \%$), le harnais B ($67,2 \pm 4,3\%$), le harnais C ($59,8 \pm 3,8 \%$) et le harnais D ($65,9 \pm 4,0 \%$). Le harnais C serait perçu comme le plus confortable pour cette région anatomique. Aucune différence significative au niveau de l'interaction harnais*periode n'a pu être démontré suite à l'analyse de variance à mesures répétées ($p = 0,623$). Plusieurs différences significatives ont pu être démontrées au niveau de l'interaction periode*somatotype suite à l'analyse de variance à mesure répétée ($p = 0,027$). Ces différences peuvent être observées à la figure 5.1 (C). Les mésomorphes percevraient une augmentation de l'inconfort moins importante avec la prolongation du temps de suspension pour cette région anatomique. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,276$) et de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,623$) ne sont pas significatives.

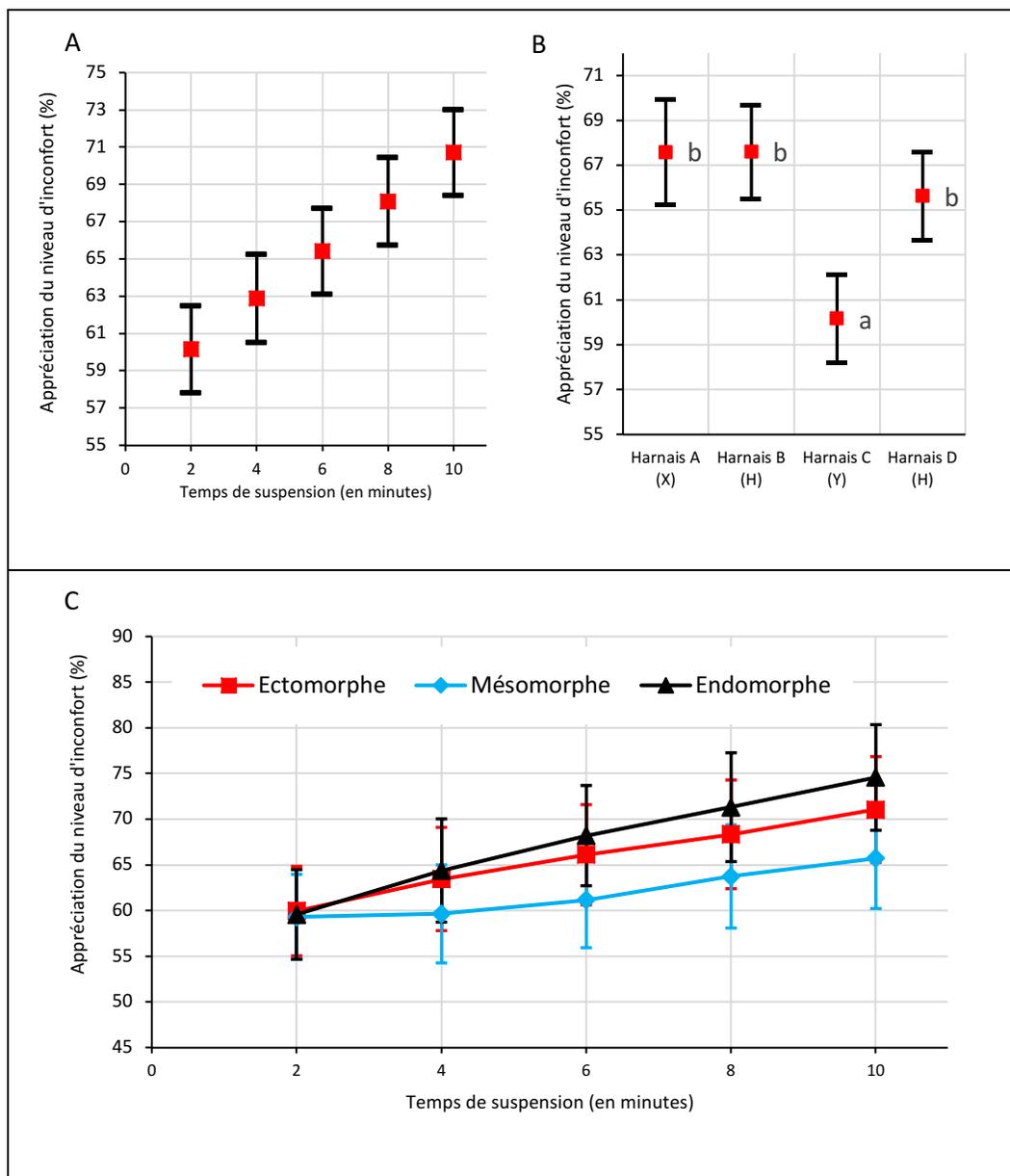


Figure 5. 1. Confort à l'épaule droite selon le temps de suspension (A), le harnais (B) et l'interaction période*somatotype (C) avec tous les harnais.

5.1.2 Confort à l'épaule gauche

Au niveau de l'épaule gauche, des différences significatives entre chacune des périodes ont pu être décelées suite l'analyse de variance à mesures répétées. Toutes les périodes sont significativement différentes ($p < 0,01$). Selon la figure 5.2 (A), l'inconfort au niveau de l'épaule gauche est passé de 60,6 % à la 2e minute de suspension pour atteindre 70,9 % à la fin de la suspension (10e minute de suspension). L'analyse de variance à mesures répétées pour le harnais A ($67,4 \pm 2,4$ %), le harnais B ($67,6 \pm 2,1$ %), le harnais C ($61,1 \pm 2,0$ %) et le harnais D ($65,2 \pm 1,9$ %) a permis de déceler une différence significative entre le harnais C et les tous les autres harnais ($p < 0,01$). Selon la figure 5.2 (B), le harnais C présente un résultat d'inconfort de 61,1 alors que les trois autres harnais présentent des scores de plus de 65,1. L'interaction harnais*periode n'a pas permis de déceler de différence significative ($p = 0,626$) suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,313$), de l'interaction periode*somatotype ($p = 0,264$) et de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,228$) ne sont pas significatives.

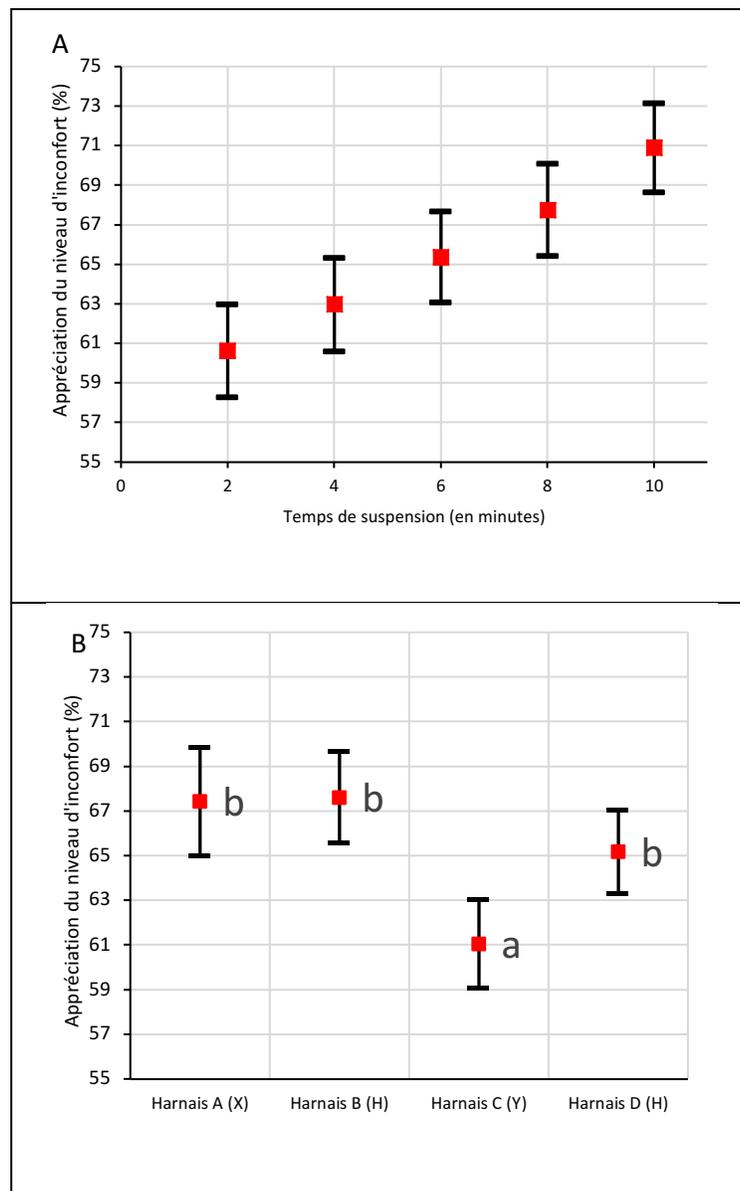


Figure 5. 2. Confort à l'épaule gauche selon le temps de suspension (A) et du harnais (B).

5.1.3 Confort à la poitrine

Au niveau de la poitrine, des différences significatives entre chacune des périodes ont pu être décelées suite l'analyse de variance à mesures répétées. . Toutes les périodes sont significativement différentes ($p < 0,01$) à l'exception de la période 3 et 4 qui n'est pas significativement différente ($p = 0,563$). Selon la figure 5.3 (A), l'inconfort au niveau de la poitrine est passé de 53,4 % à la 2e minute de suspension pour atteindre 70,0 % à la fin de la suspension (10e minute de suspension). Aucune différence significative entre le harnais A ($57,3 \pm 2,4$ %), le harnais B ($58,3 \pm 2,3$ %), le harnais C ($55,6 \pm 2,1$ %) et le harnais D ($58,1 \pm 1,9$ %) n'a pu être décelée suite à l'analyse de variance à mesures répétées ($p = 0,665$). Aucune différence au niveau de l'interaction harnais*periode n'a pu être décelé suite à l'analyse de variance à mesures répétées ($p = 0,407$). Aucune différence significative n'a pu être décelée pour le somatotype ($p = 0,969$), l'interaction periode*somatotype ($p = 0,529$) et l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,373$) suite aux analyses de variance à mesures répétées . Il y a seulement la période (temps de suspension) qui affecte le confort du harnais de cette région anatomique.

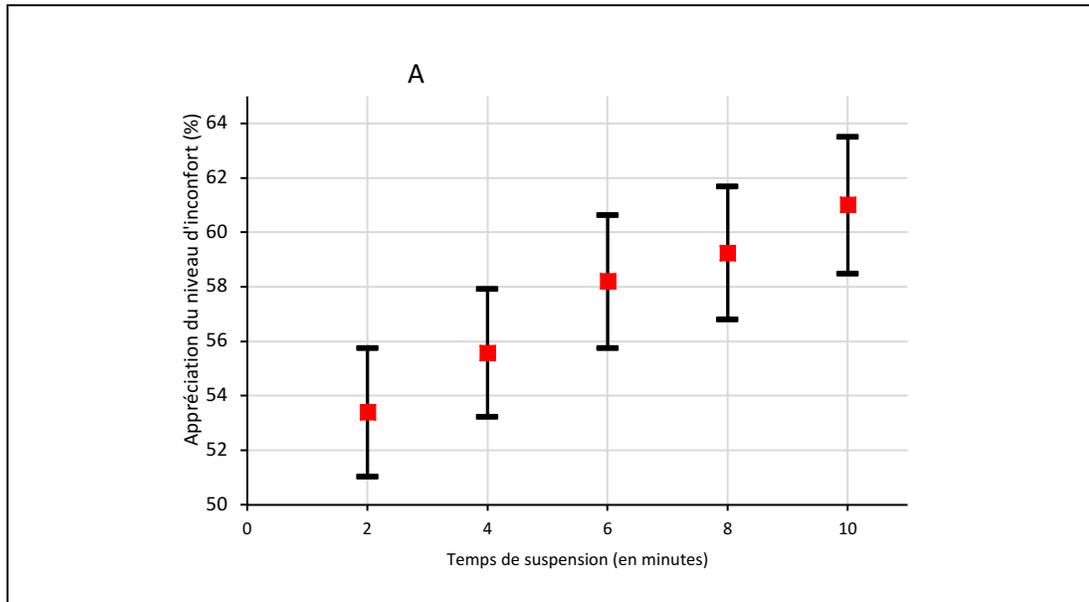


Figure 5. 3. Confort à la poitrine selon le temps de suspension (A).

5.1.4 Confort à la région pelvienne droite

Au niveau du confort du harnais de la région pelvienne droite, des différences significatives entre chacune des périodes ont pu être décelées suite à l'analyse de variances à mesures répétées. Toutes les périodes sont significativement différentes ($p < 0,01$). La figure 5.4 (A) démontre que l'inconfort au niveau de la région pelvienne droite est passé de 69,3 % à la 2e minute de suspension pour atteindre 81,9 % à la fin de la suspension (10e minute de suspension). À l'exception des harnais B et D qui n'est pas significativement différents ($p = 1,00$), des différences significatives entre tous les autres harnais ont pu être décelées ($p < 0,01$) suite à l'analyse de variance à mesure répétée pour le harnais A ($74,6 \pm 2,0$ %), le harnais B ($79,0 \pm 1,8$ %), le harnais C ($70,9 \pm 1,8$ %) et le harnais D ($77,9 \pm 1,9$ %). Le harnais C est plus confortable que les trois autres harnais pour cette région anatomique. Les résultats de chacun des harnais peuvent être observés à la figure 5.4 (B). L'interaction harnais*periode ne présente aucune différence significative suite à l'analyse de variance à mesures répétées ($p = 0,156$). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,309$), de

l'interaction période*somatotype ($p = 0,875$) et de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,187$) ne sont pas significatives.

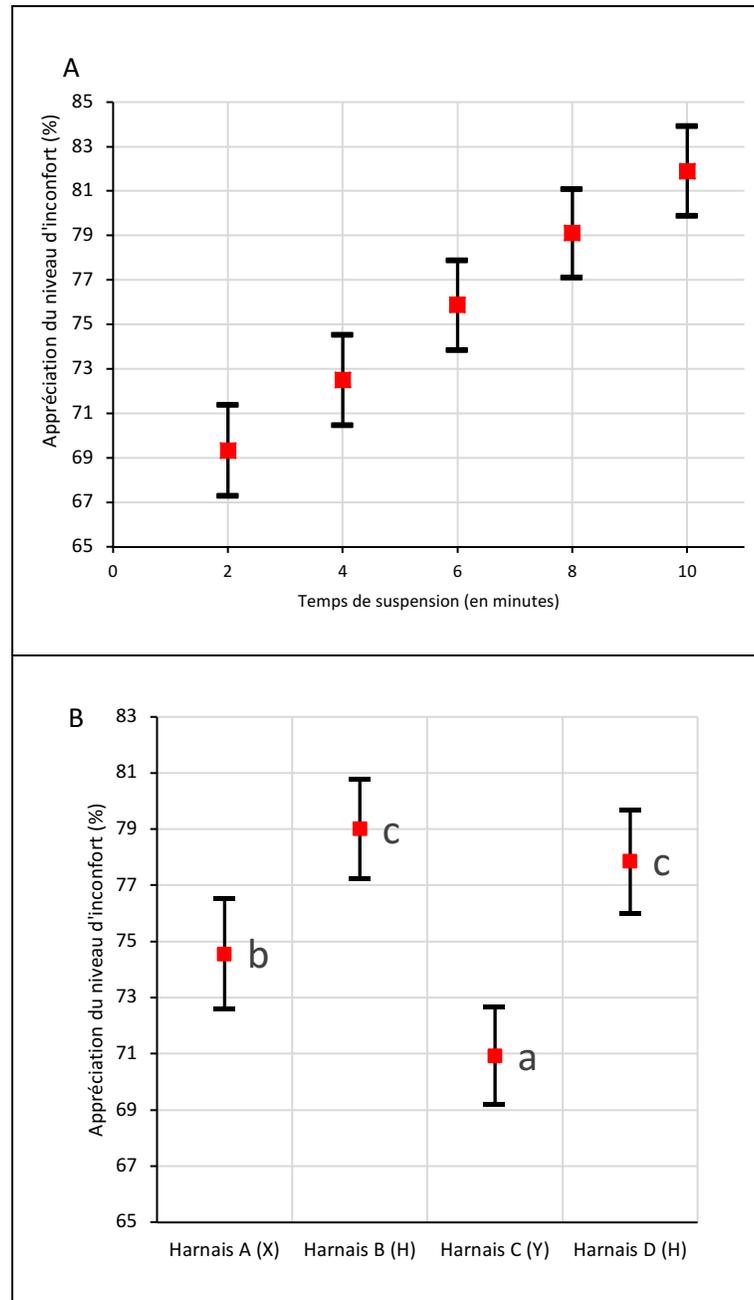


Figure 5. 4. Confort à la région pelvienne droite selon le temps de suspension (A) et le harnais (B).

5.1.5 Confort à la région pelvienne gauche

Au niveau du confort du harnais de la région pelvienne gauche, des différences significatives entre chacune des périodes ont pu être décelées suite à l'analyse de variances à mesures répétées ($p < 0,01$). Selon la figure 5.5 (A), l'inconfort au niveau de la région pelvienne gauche est passé de 68,7 % à la 2^e minute de suspension pour atteindre 82,0 % à la fin de la suspension (10^e minute de suspension). Des différences significatives entre tous les harnais ($p < 0,01$) ont pu être décelées à l'exception des harnais B et D qui n'est pas significativement différents entre eux ($p = 1,00$). Ces résultats peuvent être observés à la figure 5.5 (B) et ont pu être déterminés suite à l'analyse de variance à mesures répétées pour le harnais A ($74,4 \pm 1,9$ %), le harnais B ($78,61 \pm 1,8$ %), le harnais C ($70,6 \pm 1,8$ %) et le harnais D ($77,9 \pm 1,9$ %). Selon la figure 5.5 (C), l'interaction harnais*periode est significativement différente suite à l'analyse de variance à mesures répétées ($p = 0,031$). Pour la première période de suspension, aucune différence n'est significative ($p > 0,711$). Pour la deuxième période de suspension, le harnais B est différent du harnais C ($p < 0,01$) et le harnais C est différent du harnais D ($p = 0,032$). Pour la troisième période de suspension, le harnais B est différent du harnais C ($p < 0,01$) et le harnais C est différent du harnais D ($p = 0,011$). Pour la quatrième période de suspension, le harnais B est différent du harnais C ($p < 0,01$) et le harnais C est différent du harnais D ($p < 0,01$). Pour la cinquième période de suspension, le harnais B est différent du harnais C ($p < 0,01$) et le harnais C est différent du harnais D ($p < 0,01$). Le port du harnais C ne cause pas d'augmentation de l'inconfort jusqu'à la quatrième minute et demeure plus bas avec la prolongation du temps de suspension pour cette région anatomique. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,248$), de l'interaction periode*somatotype ($p = 0,843$) et de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,091$) ne sont pas significatives.

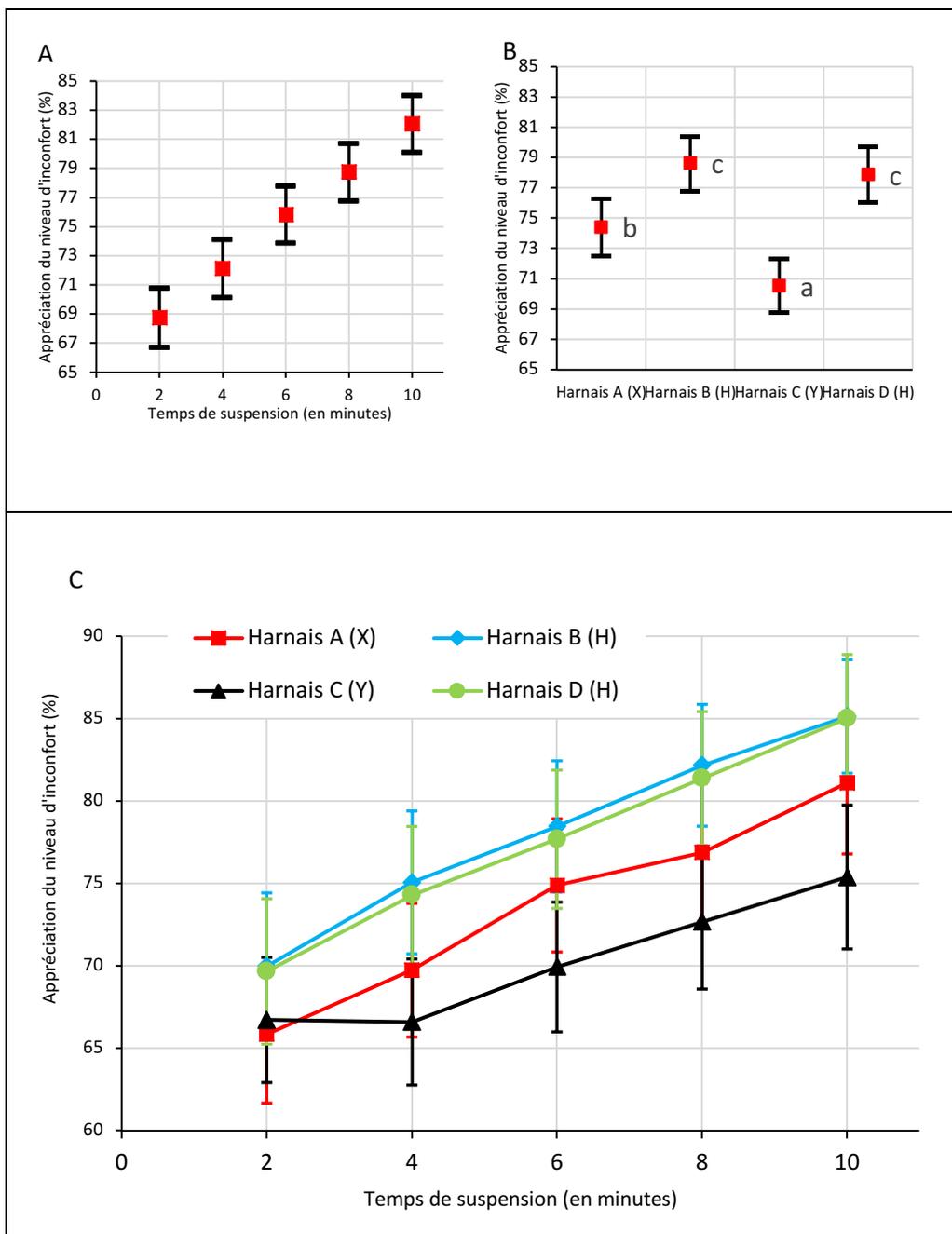


Figure 5. 5. Confort à la région pelvienne gauche selon le temps de suspension (A), le harnais (B) et l'interaction harnais*période (C).

5.2 Pression exercée par les sangles des harnais

Puisque le poids et la position des participants durant la suspension ne changent pas, une seule prise de mesure était prise lors de la suspension. Il y a seulement les variables harnais et somatotype qui sont présentées puisque l'effet du temps ne peut pas être pris en compte. Les données générées par les tapis mesurant la pression des sangles des harnais sont divisées en trois valeurs de données différentes : la pression maximale, la pression moyenne et la surface (aire) sur laquelle la pression est répartie.

5.2.1 Pression exercée au niveau de l'épaule droite

Au niveau de la pression maximale mesurée à l'épaule droite, des différences significatives ont pu être décelées entre tous les harnais suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.6 (A), des différences significatives entre tous les harnais ($p < 0,037$) ont pu être décelées, à l'exception des harnais B et D ($p = 1,00$) qui ne sont significativement pas différentes. Le harnais A ($1,25 \pm 0,23$ PSI) obtient la plus basse valeur, suivi du harnais C ($2,02 \pm 0,33$ PSI), du harnais D ($2,6 \pm 0,35$ PSI) et du harnais B ($2,71 \pm 0,36$ PSI). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,513$) et de l'interaction harnais*somatotype ne sont pas significatives ($p = 0,574$). Il n'y a pas de différence au niveau de la pression maximale mesurée, peu importe le somatotype pour cette région anatomique.

Des différences significatives ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées entre les harnais au niveau de la pression moyenne mesurée. Selon la figure 5.6 (B), tous les harnais sont significativement différents ($p < 0,01$), à l'exception des harnais A et C ($p = 0,059$) et les harnais B et D ($p = 1,00$) suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenu pour le harnais A ($0,9 \pm 0,21$ PSI), suivi du harnais C ($1,26 \pm 0,19$ PSI), du harnais D ($1,64 \pm 0,15$ PSI) et du

harnais B ($1,72 \pm 0,14$ PSI). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,403$) et de l'interaction harnais*somatotype ne sont pas significatives ($p = 0,970$).

Des différences significatives entre les harnais au niveau de l'étendue de la pression mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.6 (C), le harnais A est significativement différent des trois autres harnais ($p < 0,01$), suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais A ($11,21 \pm 4,50$ cm²) suivi du harnais C ($41,17 \pm 10,20$ cm²), du harnais D ($47,74 \pm 9,55$ cm²) et du harnais B ($48,38 \pm 8,52$ cm²). Selon la figure 5.6 (D), une différence significative entre les ectomorphes et les endomorphes ($p = 0,041$) a pu être décelée, mais les comparaisons entre les ectomorphes et mésomorphes ($p = 0,155$) et mésomorphes et endomorphes ($p = 1,00$) ne sont pas significatives suite à l'analyse de variance à mesures répétées pour le somatotype. La pression exercée sur le groupe ectomorphe par les sangles est répartie sur une plus petite surface pour cette région anatomique que pour les endomorphes, mais similaires au mésomorphe. Aucune différence est observée entre les mésomorphes et endomorphes. L'analyse de variance à mesure répétée de l'interaction harnais*somatotype n'est pas significative ($p = 0,277$).

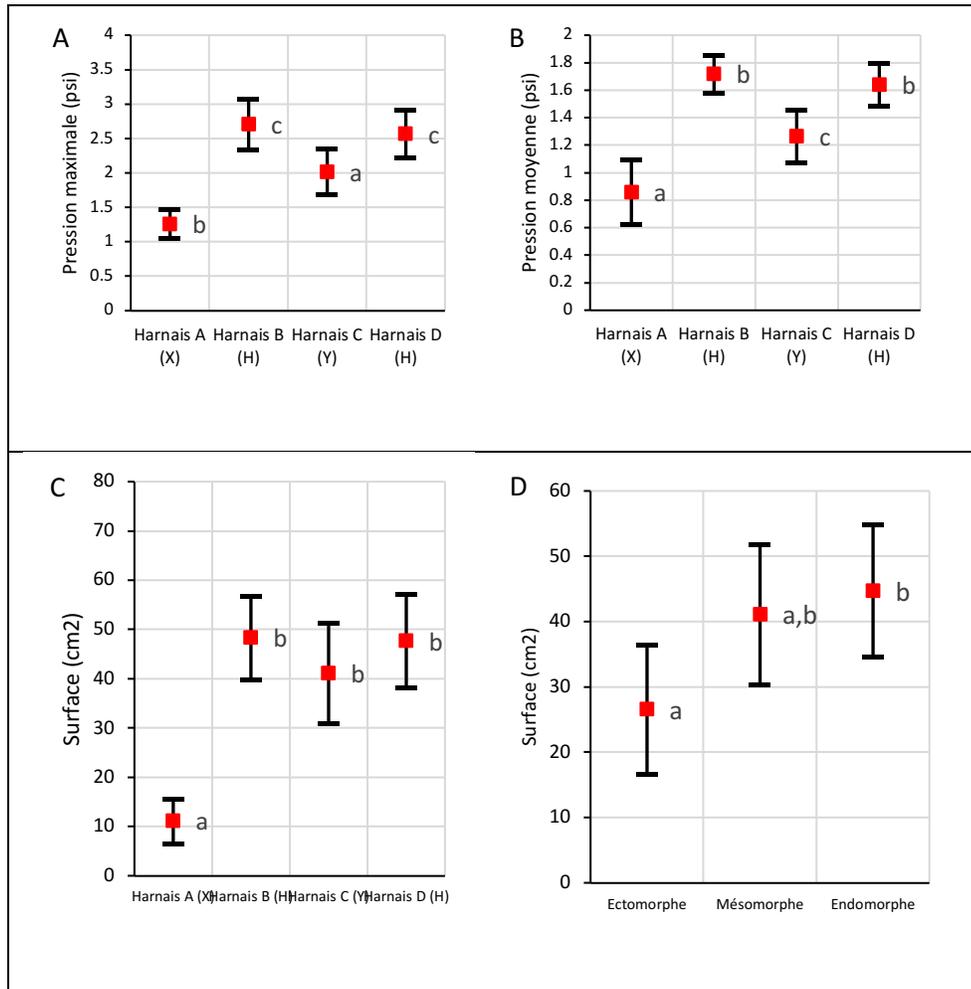


Figure 5. 6. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à l'épaule droite pour les différents harnais et la surface utilisée pour les trois somatotypes (D).

5.2.2 Pression exercée au niveau de l'épaule gauche

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la pression maximale mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.7 (A), des différences significatives entre le harnais A et les trois autres harnais ($p < 0,01$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais A ($1,13 \pm 0,15$ PSI), suivi du harnais B ($1,66 \pm 0,28$ PSI), du harnais D ($1,7 \pm 0,33$ PSI) et du harnais C ($1,94 \pm 0,27$ PSI). Les analyses entre les harnais B et C ($p = 0,738$), les harnais B et D ($p = 1,00$) et les harnais C et D ($p = 1,00$) ne sont pas significatives. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,094$) et de l'interaction harnais*somatotype ne sont pas significatives ($p = 0,123$).

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la pression moyenne mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.7 (B), l'analyse de variance à mesures répétée pour le harnais A ($0,73 \pm 0,21$ PSI), le harnais B ($1,03 \pm 0,19$ PSI), le harnais C ($1,37 \pm 0,16$ PSI) et le harnais D ($1,00 \pm 0,21$ PSI) a permis de déceler des différences significatives entre le harnais C et les trois autres harnais ($p < 0,01$). Le harnais C présente les plus hautes pressions moyennes mesurées sur cette région anatomique. Les comparaisons entre les harnais A et B ($p = 0,082$), les harnais A et D ($p = 0,271$) et les harnais B et D ($p = 1,00$) ne sont pas significatifs. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,058$) et de l'interaction harnais*somatotype ne sont pas significatives ($p = 0,902$).

Des différences significatives entre les harnais au niveau de l'étendue de la pression mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.7 (C), des différences significatives entre le harnais A et les trois autres harnais

($p < 0,01$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus valeur est obtenue pour le harnais A ($8,49 \pm 3,73 \text{ cm}^2$), suivi du harnais D ($29,32 \pm 9,27 \text{ cm}^2$), du harnais B ($29,96 \pm 10,07 \text{ cm}^2$) et du harnais C ($39,89 \pm 11,02 \text{ cm}^2$). Les comparaisons entre les harnais B et C ($p = 0,288$), les harnais B et D ($p = 1,00$) et les harnais C et D ($p = 0,230$) ne sont pas significatifs. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,131$) et de l'interaction harnais*somatotype n'a pas permis de déceler de différences significatives ($p = 0,226$). Il n'y a pas de différence au niveau de la surface mesurée, peu importe le somatotype pour cette région anatomique.

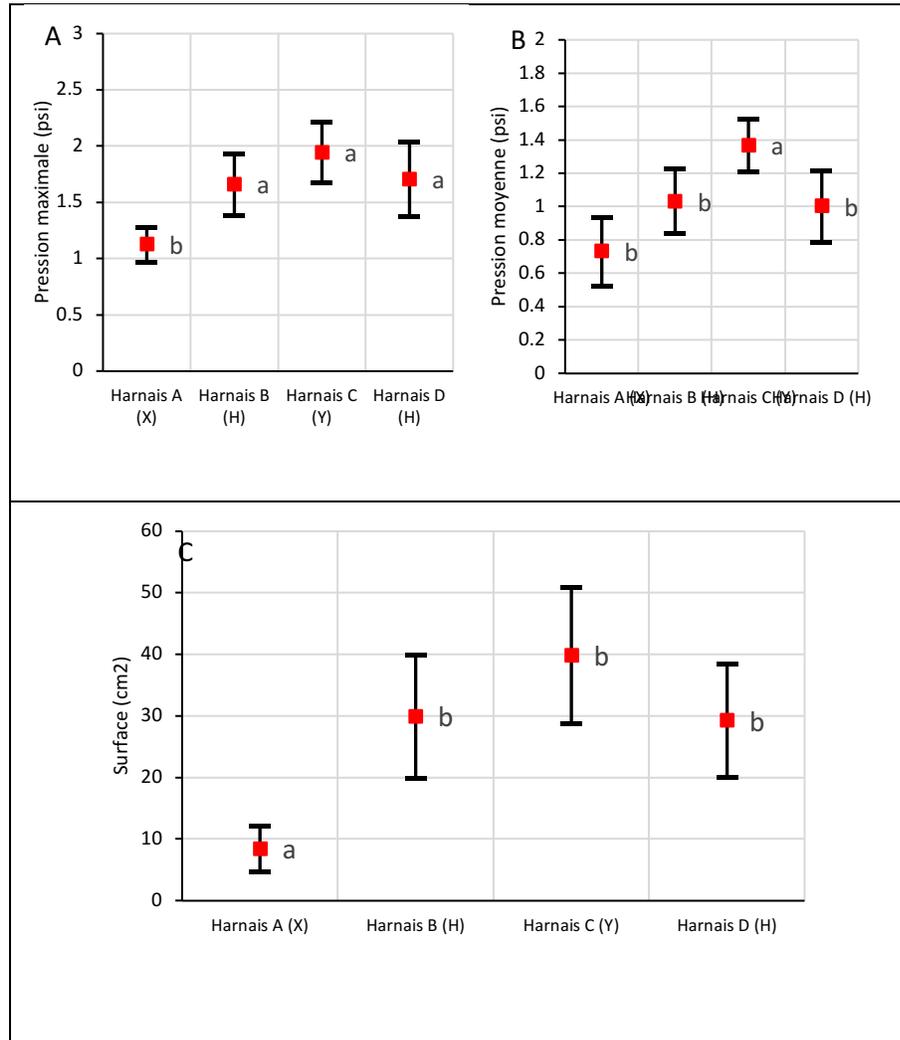


Figure 5. 7. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à l'épaule gauche pour les différents harnais.

5.2.3 Pression mesurée au niveau de la région pelvienne droite

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la pression maximale mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.8 (A), des différences significatives entre le harnais C et les trois autres harnais ($p < 0,01$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais C ($2,87 \pm 0,38$ PSI) suivi du harnais B ($5,38 \pm 0,45$ PSI), du harnais A ($5,46 \pm 0,60$ PSI) et du harnais D ($6,12 \pm 0,54$ PSI). Les analyses entre les harnais A et B ($p = 1,00$), les harnais A et D ($p = 0,434$) et les harnais B et D ($p = 0,081$) ne sont pas significatives. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,286$) et de l'interaction harnais*somatotype n'a pas permis de déceler de différences significatives ($p = 0,207$). Il n'y a pas de différence au niveau de la pression maximale mesurée, peu importe le somatotype pour cette région anatomique.

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la pression moyenne mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.8 (B), des différences significatives entre les harnais ($p < 0,01$) à l'exception de la comparaison entre le harnais A et B ($p = 1,00$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais C ($1,66 \pm 0,13$ PSI) suivi du harnais A ($2,26 \pm 0,14$ PSI), du harnais B ($2,32 \pm 0,14$ PSI), et du harnais D ($2,60 \pm 0,15$ PSI). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,167$) et de l'interaction harnais*somatotype ne sont pas significatives ($p = 0,369$).

Des différences significatives entre les harnais au niveau de l'étendue de la pression mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.8 (C), le harnais C est significativement différent des trois autres harnais ($p < 0,01$) suite à l'analyse de variance à mesures répétée. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais C ($144,18 \pm 26,06 \text{ cm}^2$) suivi du harnais D ($281,15 \pm 19,22 \text{ cm}^2$), du harnais B ($298,45 \pm 26,75 \text{ cm}^2$) et du harnais A ($308,22 \pm 27,43 \text{ cm}^2$). Les comparaisons entre les harnais B et C ($p = 0,288$), les harnais B et D ($p = 1,00$) et les harnais C et D ($p = 0,230$) ne sont pas significatives. Selon la figure 5.8 (D), une différence significative entre les ectomorphes et les mésomorphes ($p = 0,04$) a pu être décelée, mais les comparaisons entre les ectomorphes et endomorphes ($p = 0,084$) et mésomorphes et endomorphes ($p = 0,729$) ne sont pas significatives suite à l'analyse de variance à mesures répétée pour le somatotype. L'analyse de variance à mesure répétée de l'interaction harnais*somatotype n'est pas significative ($p = 0,584$).

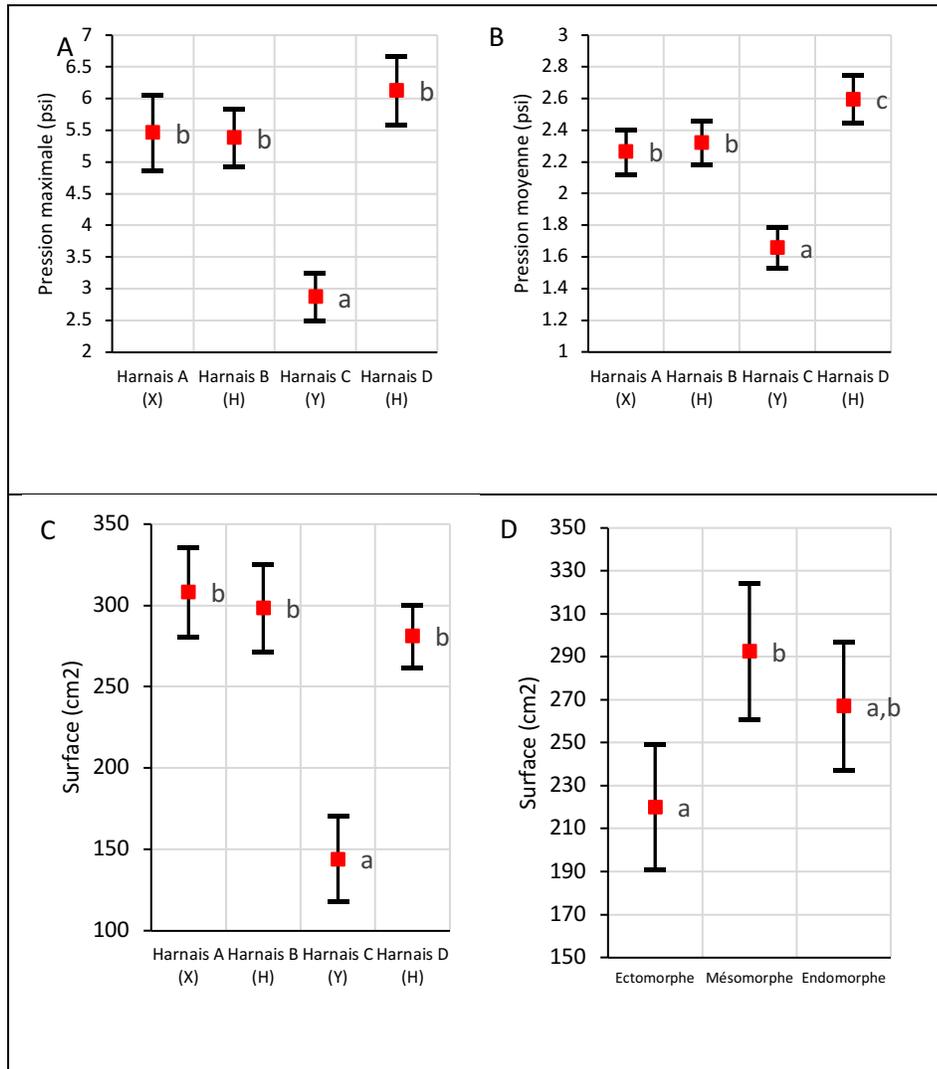


Figure 5. 8. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à la région pelvienne droite pour les différents harnais et la surface utilisée pour les trois somatotypes (D).

5.2.4 Pression mesurée au niveau de la région pelvienne gauche

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la pression maximale mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.9 (A), des différences significatives entre tous les harnais ($p < 0,01$) ont pu être décelées à l'exception de la comparaison entre le harnais A et B ($p = 1,00$) qui n'est pas significatif suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais C ($3,46 \pm 0,40$ PSI) suivi du harnais A ($5,23 \pm 0,57$ PSI), du harnais B ($5,26 \pm 0,46$ PSI) et du harnais D ($6,62 \pm 0,63$ PSI). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,478$) et de l'interaction harnais*somatotype n'a pas permis de déceler de différences significatives ($p = 0,909$). Il n'y a pas de différence au niveau de la pression maximale mesurée, peu importe le somatotype pour cette région anatomique.

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la pression moyenne mesurée ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.9 (B), des différences significatives entre tous les harnais ($p < 0,01$) à l'exception de la comparaison entre le harnais A et B ($p = 0,168$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais C ($1,79 \pm 0,14$ PSI) suivi du harnais A ($2,29 \pm 0,13$ PSI), du harnais B ($2,45 \pm 0,17$ PSI), et du harnais D ($2,81 \pm 0,18$ PSI). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,375$) et de l'interaction harnais*somatotype n'a pas permis de déceler de différences significatives ($p = 0,354$). Il n'y a donc pas de différence au niveau de la pression moyenne mesurée, peu importe le somatotype.

Des différences significatives entre les harnais au niveau de la surface mesurée par le tapis de pression ont pu être décelées suite l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.9 (C), des différences significatives entre tous les harnais ($p < 0,01$) à

l'exception de la comparaison entre le harnais A et B ($p = 1,00$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La plus basse valeur est obtenue pour le harnais C ($148,99 \pm 26,03 \text{ cm}^2$) suivi du harnais D ($267,05 \pm 22,14 \text{ cm}^2$), du harnais B ($305,98 \pm 22,41 \text{ cm}^2$) et du harnais A ($315,59 \pm 23,14 \text{ cm}^2$). Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,495$) et de l'interaction harnais*somatotype n'ont pas permis de déceler de différences significatives ($p = 0,689$). Il n'y a pas de différence au niveau de la surface mesurée, peu importe le somatotype pour cette région anatomique.

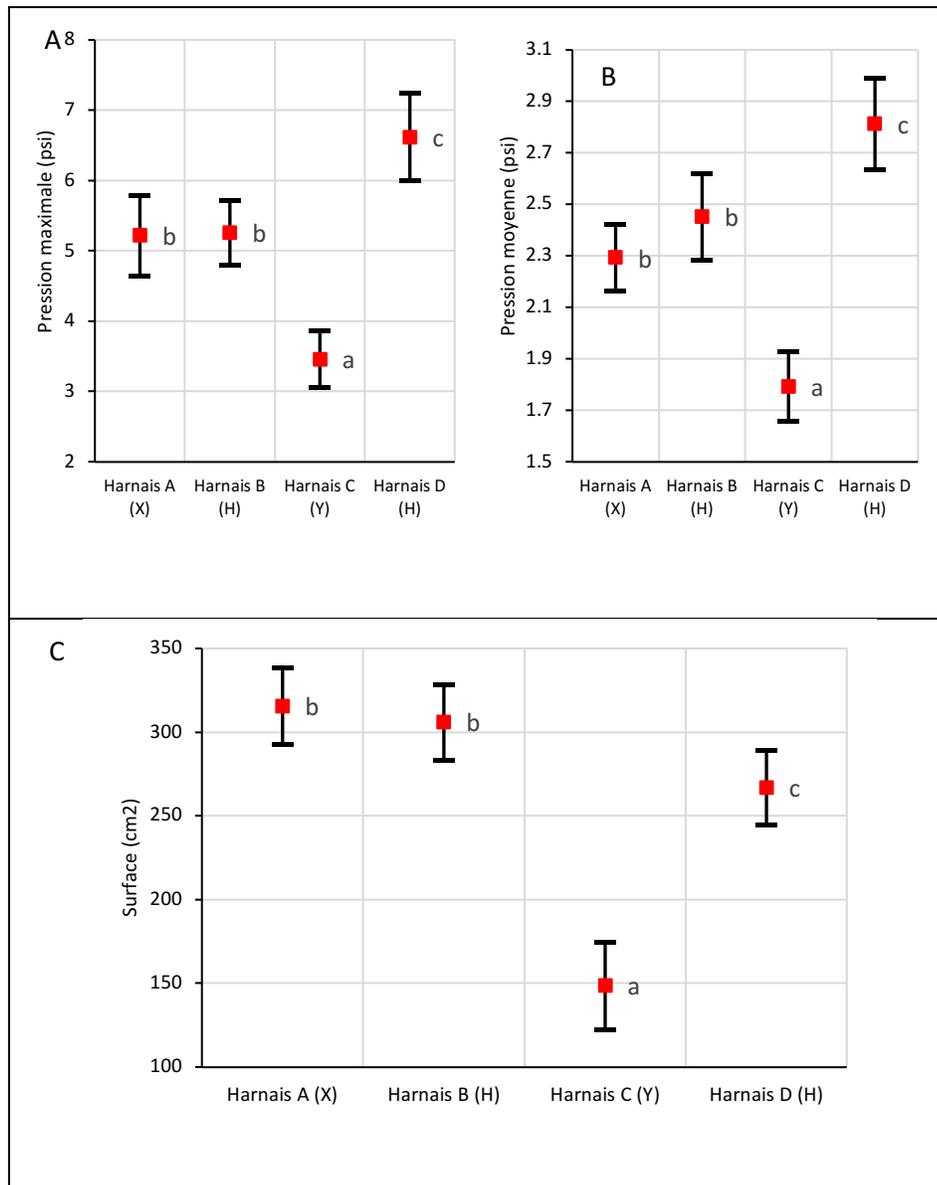


Figure 5. 9. Pressions maximales (A), moyennes (B) et la surface (C) mesurée à la région pelvienne gauche pour les différents harnais.

5.3 Fréquence cardiaque

Les résultats de la fréquence cardiaque sont présentés pour démontrer l'impact des quatre harnais et des cinq périodes de suspension. Les résultats de la fréquence cardiaque indiquée sur les graphiques pour les périodes de suspension représentent les moyennes de chacune des périodes de suspension (2e minutes à la 10e minute de suspension). Les résultats présentés pour les harnais représentent les moyennes des cinq périodes de suspension confondues. Tous les résultats présentés font référence à la variation de la fréquence cardiaque par rapport à la valeur de repos. L'unité de mesure de la fréquence cardiaque est les battements par minute (bpm). À noter que durant cette étude, trois suspensions ont dû être arrêtées, car elle dépassait la limite sécuritaire permise (augmentation de 28 bpm par rapport à la valeur de repos). Les valeurs avant le dépassement ne sont pas incluses dans les différents résultats.

Des différences significatives entre chacune des périodes ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Toutes les périodes sont significativement différentes ($p < 0,01$) à l'exception de la période 4 qui n'est pas différente de la période 3 ($p = 0,105$) et de la période 5 ($p = 0,126$). Selon la figure 5.10 (A), la fréquence cardiaque est passée d'une augmentation moyenne de 10 battements par minute à la 2e minute de suspension pour atteindre une augmentation de plus de 16 battements par minute à la fin de la suspension (10e minute de suspension). Selon la figure 5.10 (B), le harnais A est significativement différent du harnais C ($p < 0,01$), le harnais B est significativement différent du harnais D ($p = 0,013$) et le harnais C est significativement différent du harnais du harnais D ($p < 0,01$). Ces résultats ont été obtenus suite à l'analyse de variance à mesures répétée pour le harnais A ($15,6 \pm 1,2$ bpm), le harnais B ($11,9 \pm 0,8$ bpm), le harnais C ($9,56 \pm 0,8$ bpm) et le harnais D ($17,9 \pm 1,6$ bpm). Selon la figure 5.10 (C), des différences significatives au niveau de l'interaction harnais*periode ($p < 0,01$) ont pu être décelées suite à l'analyse de

variance à mesures répétées. Les fréquences cardiaques se stabilisent après la sixième minute pour le harnais B. Les analyses de variance à mesures répétées du somatotype ($p = 0,054$) et de l'interaction période*somatotype ($p = 0,167$) n'ont pas permis de déceler de différence significative. L'analyse de variance à mesures répétées de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,038$) a permis de déceler des différences significatives. Le harnais B semble augmenter très peu la fréquence cardiaque pour les ectomorphes (figure 5.10 (D)).

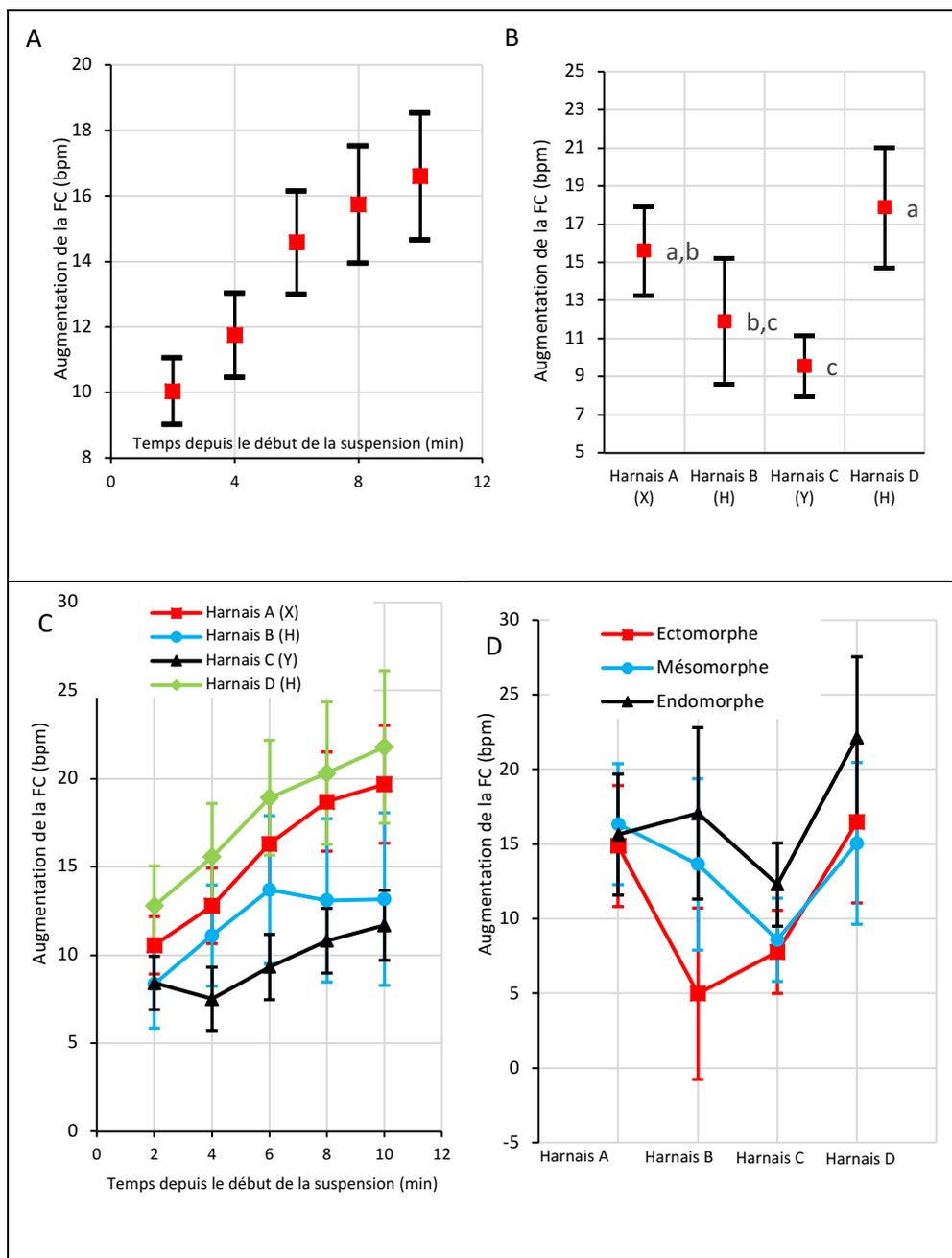


Figure 5. 10. Augmentation de la fréquence cardiaque selon le temps de suspension (A), du harnais (B), de l'interaction harnais*période(C) et de l'interaction harnais*somatotype (D).

5.4 Oxymétrie cérébrale

Les résultats de l'oxymétrie cérébrale sont présentés pour démontrer l'impact des quatre harnais et des cinq périodes de suspension. Les résultats de l'oxymétrie cérébrale indiqués sur les graphiques pour les périodes de suspension représentent les moyennes de chacune des périodes de suspension (2e minutes à la 10e minute de suspension). Les résultats présentés pour les harnais représentent les moyennes des cinq périodes de suspension confondues. Tous les résultats présentés font référence à la variation de l'oxymétrie cérébrale par rapport à la valeur de repos. L'unité de mesure de l'oxymétrie cérébrale est l'oxygène (O₂) et se mesure en pourcentage.

Aucune différence significative au niveau de la période ($p = 0,786$) n'a pu être décelée suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Une différence significative entre le harnais A et B ($p < 0,01$) a pu être décelée suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La perte la plus importante est obtenue pour le harnais A ($-4,91 \pm 2,99\%$) suivi du harnais C ($-1,19 \pm 1,92\%$), du harnais D ($-1,183 \pm 0,91\%$) et du harnais B ($-0,66 \pm 0,80\%$). Le harnais A cause une baisse de près 5 % de l'oxygénation cérébrale par rapport aux autres harnais (figure 5.11). Toutes les autres comparaisons ne sont pas significatives ($p > 0,05$). Les analyses de variances à mesures répétées pour l'interaction harnais*periode ($p = 0,07$), le somatotype ($p = 0,539$), l'interaction periode*somatotype ($p = 0,664$) et de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,908$) n'ont pas permis de déceler de différences significatives. Il n'y a pas de différence de variation de l'oxymétrie cérébrale, peu importe le somatotype ou la période de suspension.

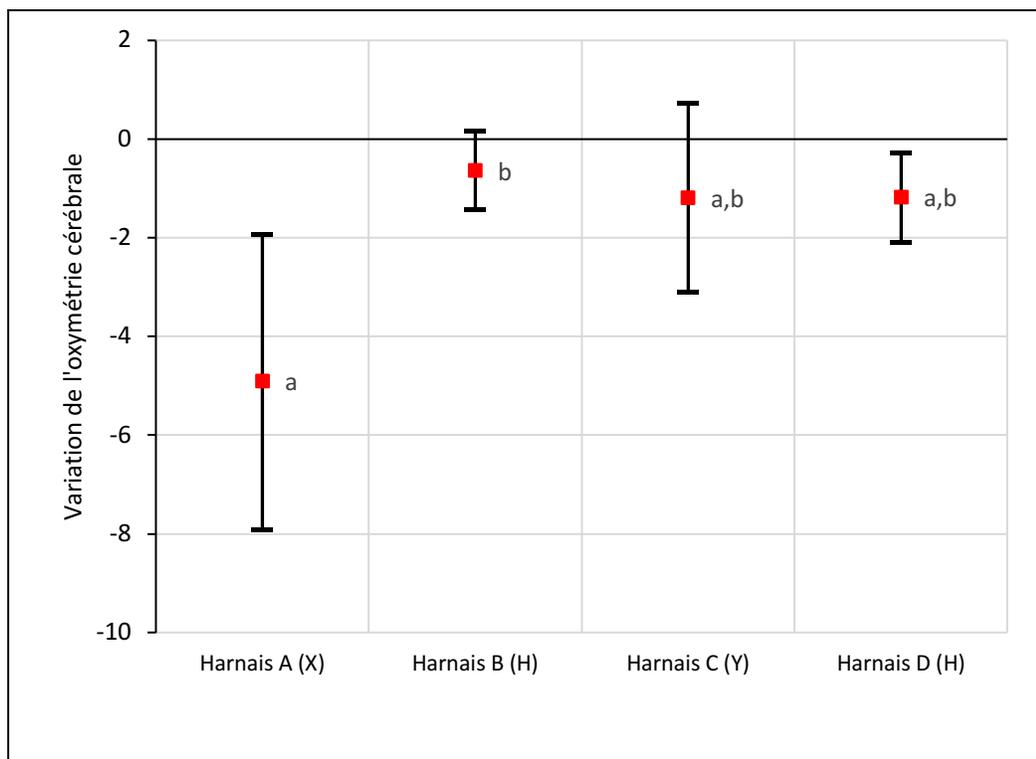


Figure 5. 11. Variation de l'oxymétrie cérébrale selon le harnais.

5.5 Oxygénation musculaire

Les résultats de l'oxygénation musculaire sont présentés pour démontrer l'impact des quatre harnais et des cinq périodes de suspension. Les résultats de l'oxygénation musculaire indiqués sur les graphiques pour les périodes de suspension représentent les moyennes de chacune des périodes de suspension (2e minutes à la 10e minute de suspension). Les résultats présentés pour les harnais représentent les moyennes des cinq périodes de suspension confondues. Tous les résultats présentés font référence à la variation de l'oxygénation musculaire par rapport à la valeur de repos. L'unité de mesure de l'oxygénation musculaire est l'oxygène (O_2) et se mesure en pourcentage. Cette section est séparée en deux, car deux capteurs mesurant l'oxygénation musculaire ont été utilisés, un au niveau de l'avant-bras et un autre au niveau du mollet.

5.5.1 Oxygénation musculaire de l'avant-bras

Une différence significative entre la première période et chacune des autres périodes de suspension ($p < 0,01$) a pu être décelée suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.12 (A), l'oxygénation musculaire de l'avant-bras est passée de $-4,0\%$ à la 2e minute de suspension pour diminuer jusqu'à $-11,2\%$ à la fin de la suspension (10e minute de suspension). Selon la figure 5.12 (B), des différences significatives entre tous les harnais ($p < 0,01$) à l'exception des comparaisons entre les harnais A et C ($p = 1,00$) et les harnais B et D ($p = 0,154$) ont pu être décelées suite à l'analyse de variance à mesures répétées. La perte la plus importante est obtenue pour le harnais D ($-15,2 \pm 2,8\%$) suivi du harnais B ($-12,0 \pm 2,2\%$), du harnais C ($-5,5 \pm 1,9\%$) et du harnais A ($-5,4 \pm 2,2\%$). Les harnais B et D causent une diminution plus marquée de l'oxymétrie musculaire de l'avant-bras par rapport aux deux autres. Des différences significatives ont pu être décelées au niveau de l'interaction harnais*periode suite à l'analyse de variance à mesure répétée. Ces différences significatives peuvent être observées à la figure 5.12 (C). Le harnais D cause une diminution plus marquée de l'oxymétrie musculaire pour les dernières périodes de suspension. Les analyses de variances à mesures répétées du somatotype ($p = 0,152$), de l'interaction periode*somatotype ($p = 0,428$) et de l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,860$) n'ont pas permis de déceler de différences significatives. La période (temps de suspension), les harnais ainsi que l'interaction entre ses deux variables affectent le niveau d'oxygénation musculaire de l'avant-bras.

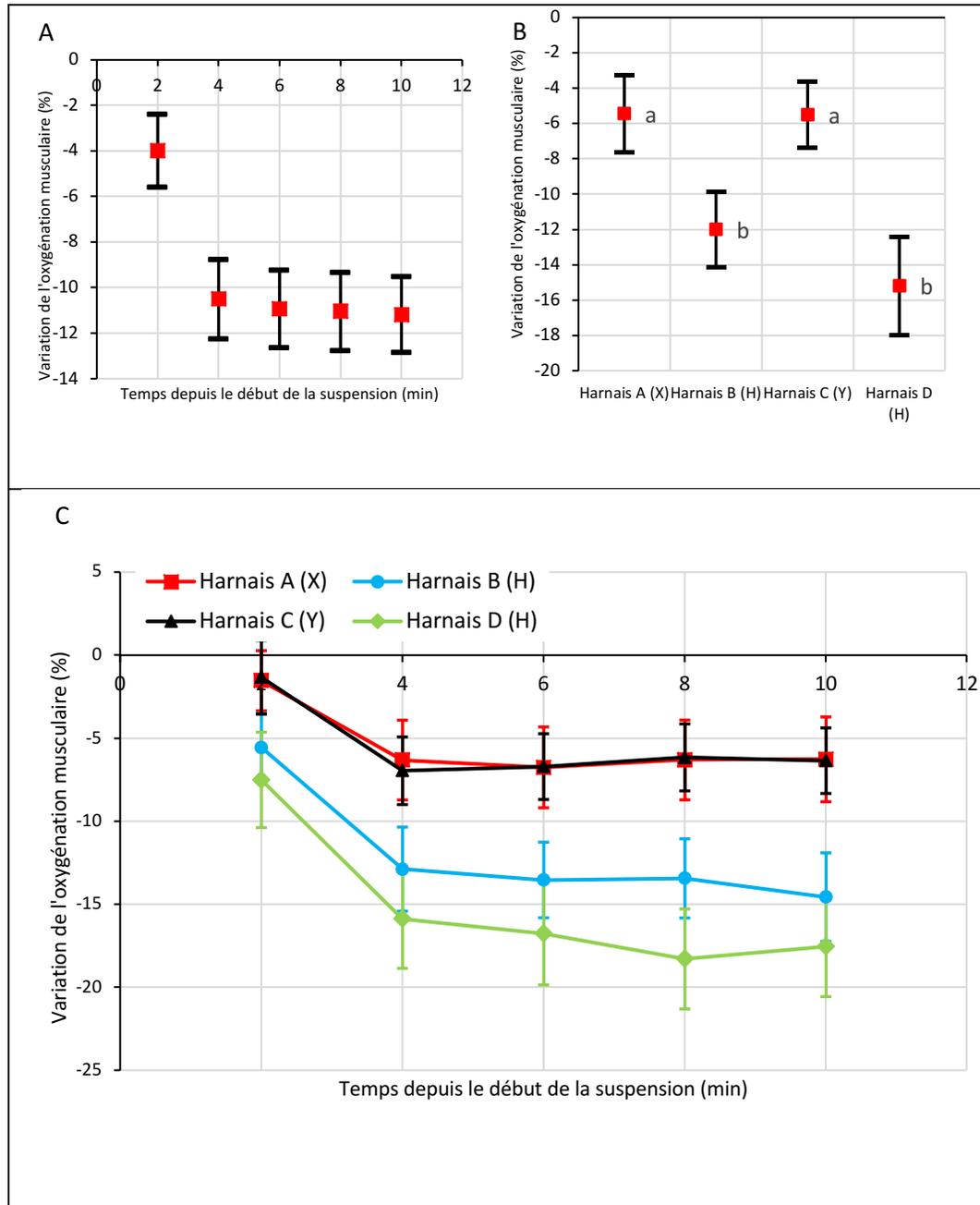


Figure 5. 12. Variation de l’oxygénation musculaire de l’avant-bras selon la période (A), le harnais (B) et l’interaction harnais*periode (C).

5.5.2 Oxygénation musculaire du mollet

Une différence significative entre chacune des périodes ($p < 0,01$) à l'exception de la période 3 et 4 ($p = 0,248$) qui ne sont pas significativement différentes a pu être décelée suite à l'analyse de variance à mesures répétées. Selon la figure 5.13, l'oxygénation musculaire du mollet est passée de -2,18% à la 2e minute de suspension pour diminuer jusqu'à -11,16% à la fin de la suspension (10e minute de suspension). Les analyses de variances à mesures répétées pour les harnais ($p = 0,168$), l'interaction harnais*période ($p = 0,184$), le somatotype ($p = 0,740$), l'interaction période*somatotype ($p = 0,825$) et l'interaction harnais*somatotype ($p = 0,831$) ne sont pas significatives. Seulement la période (temps de suspension) affecte le niveau d'oxygénation musculaire du mollet.

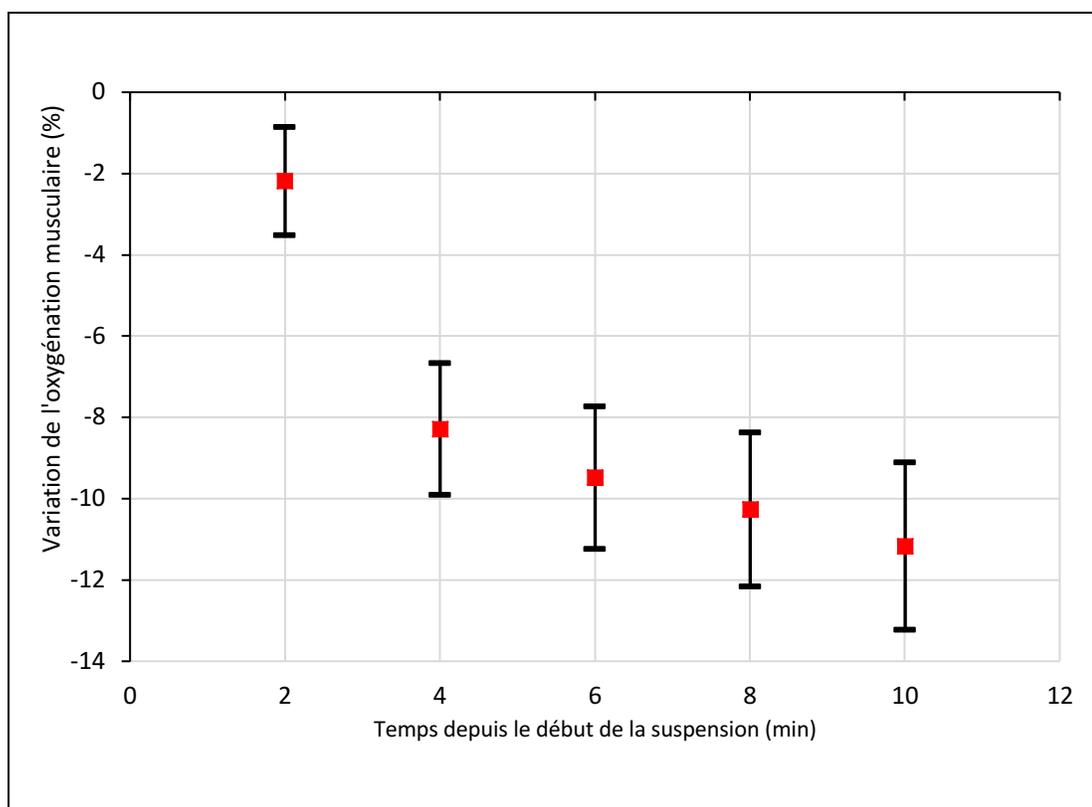


Figure 5. 13. Variation de l'oxygénation musculaire du mollet selon la période.

5.6 Pression artérielle

La pression artérielle était mesurée à l'aide de l'appareil Welch Allyn Spot Vital Signs. Afin d'avoir une prise de mesure optimale, cet appareil doit être utilisé sur un individu immobile et en position assise. Cependant, lorsque le participant était dans la phase de suspension, il arrivait assez fréquemment que l'appareil ait de la difficulté à prendre la mesure de la pression artérielle ce qui faisait en sorte que l'appareil devait effectuer un second cycle de prise de mesure. Ce délai faisait donc en sorte qu'il n'était pas possible de prendre la mesure de la période suivante. Il pouvait aussi arriver que l'appareil ne puisse simplement pas prendre la mesure de certains individus lors de la suspension. Ce problème récurrent fait donc en sorte que les analyses statistiques de la pression artérielle soient impossibles, car il n'y a pas assez de données disponibles afin d'effectuer des analyses de variances à mesures répétées.

CHAPITRE VI

DISCUSSION

L'objectif de la présente étude était tout d'abord d'évaluer les contraintes physiques et physiologiques induites par le phénomène de la suspension prolongée, et ce, pour quatre harnais de sécurité utilisés dans le secteur de la construction. Pour atteindre cet objectif, soixante participants ont effectué quatre tests de suspension (un test par harnais) afin de mesurer et comparer l'évolution des différents paramètres physiologiques d'une suspension à l'autre. Parmi les variables mesurées, certaines comme la pression mécanique des sangles du harnais et l'oxymétrie cérébrale et musculaire n'ont pas été utilisées auparavant pour documenter les effets du stress en suspension dans la littérature scientifique. Ces trois mesures ajoutent donc une grande part d'originalité à l'étude.

6.1 Le temps de suspension

Certaines hypothèses avaient été posées avant le début de l'étude quant aux effets du temps de suspension. En effet, de nombreuses études antérieures ont déjà documenté les effets et les dangers du temps de la suspension (Amphoux, 1998a; 1998c, Bariod et al. 1994; Beverly et al. 2019; Lee et al. 2007; Merchant, 2006; Orzerch et al. 1987; Pasquier et al. 2011; Seddon 2002; Turner et al. 2008). Des effets similaires étaient donc attendus lorsque le temps de suspension augmentait pour des variables déjà

évaluées dans la littérature: une augmentation de l'inconfort perçu, une augmentation de la fréquence cardiaque et une augmentation de la pression artérielle.

Les résultats des figures du confort du harnais (figure 5.1 (A), figure 5.2 (A), figure 5.3 (A), figure 5.4 (A) et figure 5.5 (A)) démontrent que plus le temps de suspension est élevé, plus le niveau d'inconfort augmente, et ce, pour chacune des cinq régions évaluées. L'augmentation du niveau d'inconfort suit une tendance linéaire pour chacune des régions, augmentant d'environ 1% l'inconfort par minute de suspension et que cette augmentation du niveau d'inconfort est significativement différente d'une période à l'autre à l'exception de la période 3 et 4 au niveau de la poitrine qui ne l'est pas. Ces résultats sont conformes à ceux observés par Beverly et al. (2019). Ceux-ci avaient aussi observé une augmentation du niveau de l'inconfort subjectif des participants plus le temps de suspension est élevé.

Au niveau de la fréquence cardiaque (figure 5.10 (A)), une tendance à la hausse peut être observée. Cette augmentation suit aussi une tendance linéaire significativement différente d'une période à l'autre à l'exception de la période 3 et 4 qui n'est pas significativement différente. Les résultats sont similaires à ceux de l'étude de Turner et al. (2008). En effet, la fréquence cardiaque avait une tendance à augmenter plus le temps de suspension était élevé.

Au niveau de l'oxygénation musculaire, les résultats démontrent une baisse significative au niveau de l'avant-bras et du mollet. Au niveau de l'avant-bras (figure 5.12 (A)), ce n'est que la première période qui est significativement différente des autres, c'est donc dire que suite à la diminution de l'oxygénation en début de suspension, celle-ci s'est stabilisée. L'idée première de mesurer l'oxygénation musculaire au niveau de l'avant-bras était d'avoir une mesure contrôle afin de comparer l'oxygénation du haut et du bas du corps, sachant que dans la littérature il est

fréquemment mentionné que l'artère fémorale se retrouve bloquée lorsque l'on se trouve en suspension (Merchant, 2006). Cependant, il est possible d'observer au niveau du mollet (figure 5.13) que la diminution du niveau d'oxygénation est similaire à celui de l'avant-bras, à la différence que les seules périodes non significativement différentes sont les périodes 3 et 4. À la fin de la suspension (10 minutes de suspension), l'oxygénation de l'avant-bras et du mollet vont tous deux avoir subi une baisse d'environ 12%, ce qui suggère potentiellement que le haut et le bas du corps vont être affectés de la même façon en suspension. À noter que l'artère sous-clavière alimente le membre supérieur et est située entre les muscles scalènes antérieurs et moyens. En observant attentivement la figure 4.8, on remarque que les sangles des 4 harnais semblent appuyer sur les scalènes et sur l'artère sous-clavière. De plus, la compression de l'artère et de la veine fémorale semble causer une hypoxie généralisée pour le membre inférieur lors de la suspension prolongée. L'hypothèse de départ était que la circulation sanguine serait perturbée pour l'ensemble des structures et que le manque d'oxygène serait aussi perceptible au niveau cérébral. Il est bien connu que les symptômes syncopaux sont liés à la baisse du niveau d'oxygène au niveau cérébral (Hainsworth, 2004). Plusieurs études (Lee et al. 2007, Seddon, 2002 et Weber et al. 2020) ont démontré que la suspension prolongée causait des pertes de conscience. Les résultats de la présente étude ne peuvent corroborer que celle-ci serait provoquée par un manque d'oxygène au cerveau, car les analyses statistiques de l'oxymétrie cérébrale n'ont présenté aucune baisse significative entre les périodes. Selon l'étude de Kurt et al. (2002) il existe une zone tampon où une baisse entre 15% et 20% de l'oxygénation cérébrale représenterait une baisse significative. Cette baisse serait considérée comme étant une hypoxie cérébrale (Kurt et al., 2012).

6.2 Les harnais

Les harnais constituent la variable la plus importante de l'étude. En effet, le but étant d'évaluer les contraintes des harnais en suspension, il est clair qu'il faut identifier les différences entre les harnais, pour déterminer les configurations qui permettent de limiter le stress lié à la suspension prolongée. Les harnais qui ont été évalués lors de cette étude sont tous des harnais de classe A. Cette classe de harnais est obligatoire et est conçue pour l'arrêt de chute uniquement. Cependant, suite à l'arrêt d'une chute, la suspension est inévitable (Weber et al. 2020). Il est important d'évaluer la performance de ce type de harnais en suspension puisqu'ils sont les plus utilisés. Les harnais de classe A sont des harnais de type dorsal, ce qui veut dire que le point de suspension est situé au niveau du dos.

6.2.1 Le confort du harnais

Les résultats des figures du confort du harnais de l'épaule droite (figure 5.1 (B)) et de l'épaule gauche (figure 5.2 (B)) démontrent que les résultats sont similaires, ce qui est normal puisque le harnais est ajusté de manière symétrique. Il est possible d'observer une différence significative entre le harnais C et les trois autres harnais. La grande différence entre le harnais C et les trois autres harnais est la position dans laquelle on se trouve en suspension. Pour les harnais A, B et D la position, du corps est très vertical, ce qui explique que les résultats soient similaires. Pour le harnais C, l'angle de suspension du corps est très incliné vers l'avant, ce qui change les points de pression en les répartissant différemment. De plus, le harnais C est le harnais avec le plus de rembourrage, ce qui est habituellement reconnu pour améliorer le confort en répartissant la pression sur une plus grande surface. Au niveau de la poitrine, on ne note aucune différence significative entre les harnais, ils sont tous similaires. Peu de pression est au niveau de la poitrine et l'attention des participants en suspension est

amenée vers les zones les plus douloureuses (surtout les hanches), diminuant la perception d'inconfort au niveau de la poitrine. Le confort du harnais des régions pelviennes droite et gauche et sont similaires : le harnais C est le harnais qui est le moins inconfortable, suivi du harnais A et des harnais B et D qui sont similaires et les moins confortables. Un des avantages du harnais C est sa ceinture assez imposante au niveau des hanches et du bas du dos répartissant hypothétiquement la pression sur une plus grande surface, diminuant l'ampleur des points de pression. La position en suspension du harnais B et D sont similaires, ce qui explique que les deux harnais sont perçus de manière similaire. Une hypothèse est que la douleur (aux viscères notamment) est un des éléments déclencheurs des épisodes syncopaux (Hainsworth, 2004 et Weber et al. 2020). Une autre hypothèse viendrait du fait que c'est le phénomène du STOP qui amènerait les épisodes syncopaux. Il est intéressant de tenir compte de l'aspect psychophysique lors des tests de suspension, car ceux-ci sont un bon indicateur de l'inconfort ressenti. Des harnais plus confortables en suspension pourraient permettre de réduire les risques d'épisodes syncopaux (Weber et al. 2020).

6.2.2 La pression exercée par les sangles des harnais

La pression exercée par les sangles des harnais est séparée en trois catégories : la pression maximale mesurée, la pression moyenne mesurée et la surface (aire) mesurée.

Tout d'abord, au niveau de la pression maximale, on peut observer à la figure 5.6 (A) que les pressions maximales au niveau de l'épaule droite sont toutes significativement différentes à l'exception des harnais B et D qui est similaire. La similarité des résultats du harnais B et D est attribuable au fait que les deux harnais présentent la même configuration en H et causent des points de pressions comparables. Il aurait été probable de s'attendre à ce que la pression du harnais C soit moins grande que celle du harnais A, car en se fiant sur les résultats obtenus au niveau du confort du harnais, le harnais C est celui où l'inconfort mesuré était le plus bas. Une raison pouvant expliquer

ce résultat est que le harnais A est configuré en X sur la face antérieure, ce qui amène un serrement au niveau du cou du participant lorsqu'il est en suspension. La configuration en X du harnais amenait beaucoup d'inconfort et il arrivait fréquemment que les participants verbalisent cet inconfort. Il pouvait même arriver que certains participants se retrouvent avec des marques rouges au niveau du cou.

Au niveau de l'épaule gauche, on observe que le seul harnais où la pression maximale est significativement plus basse que les trois autres est le harnais A. La pression exercée par ce harnais se situe autour de 1 PSI pour les deux épaules alors que les trois autres harnais se situent entre 2 et 2,71 PSI au niveau de l'épaule droite et près de 2 PSI pour l'épaule gauche. Les résultats démontrent la difficulté à prendre des mesures, car comme mentionnés plus haut, l'ajustement est effectué de manière symétrique et les résultats de pression maximale étaient attendus à être pratiquement identiques d'une épaule à l'autre, d'autant plus que les résultats du confort du harnais sont similaires entre les deux épaules.

Au niveau de la région pelvienne droite, la pression maximale mesurée est significativement plus basse pour le harnais C que celle des trois autres harnais qui était similaire. Les résultats du harnais C corroborent ceux du confort du harnais. Cependant, les résultats de la pression maximale des harnais A, B et D ne corroborent pas ceux du confort. En effet, le harnais A a eu un score d'inconfort plus bas que les harnais B et D, mais il a obtenu une pression maximale mesurée similaire à ces derniers. Comme mentionné précédemment, les harnais A, B et D positionnent le corps de manière très verticale, ce qui a pour effet d'avoir une grande partie du poids qui est supporté par les membres inférieurs, plus particulièrement les sangles au niveau des cuisses et au niveau des fesses. Ceci pourrait donc expliquer la pression assez élevée qui est mesurée (plus

de 5,40 PSI) alors que la pression maximale mesurée pour le harnais C est de 2,87 PSI. Le harnais C combine trois éléments importants: un angle de suspension assez important vers l'avant, des sangles plus larges que les trois autres harnais et une ceinture au niveau des hanches. Ces éléments permettent de répartir le poids des participants aux épaules, aux hanches et à la ceinture. Malheureusement, la pression mesurée au niveau des hanches n'a pas pu être mesurée, car les tapis de pression étaient placés autour des cuisses. Plusieurs études ont pu observer de l'engourdissement et de l'inconfort au niveau des aines des participants en suspension dus à la pression élevée des sangles à cet endroit, et ce, avec différents types de harnais testés (Weber et al. 2020, Beverly et al. 2019 et Raunch et al. 2019). Cette région doit donc être considérée lors du design des harnais, car c'est elle qui reçoit la plupart de la pression comme les valeurs élevées de plus de 6 PSI le démontrent (figures 5.8 (A) et 5.9 (A)).

Au niveau de la région pelvienne gauche, c'est encore une fois le harnais C qui est celui où la pression maximale mesurée est la plus basse. Cependant, c'est aussi la pression maximale du harnais D qui est significativement plus haute que tous les autres harnais, les harnais A et B sont encore similaires. Ces résultats sont légèrement différents entre la région pelvienne droite et la région pelvienne gauche. Ces résultats diffèrent légèrement de ceux des évaluations psychophysiques, où les deux harnais les moins confortables étaient le B et le D.

Pour les pressions moyennes au niveau de l'épaule droite, il est possible d'observer que les harnais B et D sont similaires, ce qui est normal puisque ce sont les deux harnais ayant la configuration en H. Cependant, on constate que ce sont les deux harnais qui ont la pression moyenne la plus élevée au niveau de l'épaule droite. En effet, en ayant un angle de suspension très verticale, une plus grande pression devrait se retrouver au niveau des membres inférieurs. Par la suite, c'est le harnais A qui présente la pression moyenne la plus faible, suivi du harnais C. Ces résultats présentent des différences avec

la perception de confort des participants. Les harnais A, B et D étaient les moins confortables, mais la pression moyenne mesurée au niveau du harnais A est la plus basse. Encore une fois cela peut s'expliquer par le fait que le harnais A venait serrer le cou (très inconfortable) et le tapis des pressions ne pouvait pas couvrir cette zone. Des résultats plus élevés de la pression au niveau du harnais C auraient été envisageables puisque celui-ci impose un angle de suspension important vers l'avant, une partie de la pression est donc prise au niveau des épaules.

Au niveau de la pression moyenne mesurée au niveau de l'épaule gauche, il est possible d'observer à la figure 5.7 (B) des résultats plus facilement interprétables. Le harnais C est le harnais ayant la pression moyenne la plus élevée, pour les raisons mentionnées précédemment. Par la suite, des résultats similaires pour les harnais B et D ont été obtenus, ce qui est logique puisque ce sont les deux harnais qui ont la configuration en H. Finalement, le harnais A est celui où la pression moyenne est la plus faible, mais est tout de même considérée comme étant similaire aux harnais B et D. Cette situation ne semble pas anormale puisque la position en suspension de ces trois harnais est similaire. Ces résultats sont en adéquation avec la perception de confort des participants. En effet, au niveau de l'épaule gauche, les participants ont perçu un inconfort semblable entre les harnais A, B et D. Le harnais C est le seul harnais qui a été jugé différent, mais au niveau de l'inconfort, celui-ci est le moins inconfortable alors que la pression mesurée moyenne est la plus haute.

Les résultats de la pression moyenne mesurés au niveau des régions pelviennes droite et gauche sont très similaires. Il est possible d'observer aux figures 5.8 (B) et 5.9 (B) que la pression moyenne la plus faible est celle du harnais C, la pression moyenne la plus élevée est celle du harnais D et la pression moyenne des harnais A et B sont

similaires et se retrouvent entre les harnais C et D. Ces résultats sont explicables par le fait que les éléments de confort du harnais C ainsi que son angle de suspension viennent mettre moins de pression au niveau des cuisses pour l'amener plus vers le haut du corps et les hanches, diminuant la pression moyenne mesurée à cet endroit. La différence de pression mesurée les deux modèles en H (harnais B et D) démontrent la difficulté à prendre les mesures de la pression. En effet, ses deux harnais sont similaires en terme de conception, mais ont obtenu des résultats significativement différents. Cependant, une différence existe entre ces deux harnais ; la sangle sous-fessière située sur la face postérieure du harnais D est cousue au centre, reliant les deux sangles des cuisses ensemble. Cette particularité n'est pas présente pour le harnais B. Il serait intéressant d'évaluer si cette différence vient vraiment modifier la pression moyenne mesurée. La pression moyenne des harnais A et B sont similaires ce qui s'explique par la position similaire en suspension. Ces résultats de pression moyenne viennent en partie confirmer les résultats du confort. Le harnais C est celui où l'inconfort ressenti était le plus bas et c'est lui où la pression moyenne mesurée est la plus basse. L'inconfort mesuré était similaire pour les harnais B et D, mais la pression moyenne mesurée est significativement différente pour ces deux harnais. L'inconfort du harnais A se situait entre les harnais C et le groupe des harnais B et D, mais la pression moyenne mesurée du harnais A est similaire au harnais B.

Les résultats de la mesure des surfaces doivent être interprétés différemment que la mesure des pressions. En effet, une valeur d'étendue de la surface faible indique que la pression est concentrée sur une petite partie du corps alors qu'une mesure de la surface plus élevée témoigne d'une pression qui est mieux répartie sur le corps. Une mesure de la surface plus grande serait donc plus confortable pour une même force appliquée sur la région évaluée et devrait diminuer la pression moyenne mesurée.

Les résultats des mesures des surfaces de l'épaule droite et gauche peuvent être observés aux figures 5.6 (C) et 5.7 (C). Ces résultats démontrent que le harnais A est celui où la surface est la plus restreinte par rapport aux trois autres harnais qui donne des valeurs assez similaires. Il aurait été possible de s'attendre à ce que le harnais A est une pression moyenne plus élevée que les autres harnais, mais ce n'est pas le cas, la pression moyenne est tout de même la moins élevée chez le harnais A. Ceci s'explique encore une fois avec la difficulté du harnais A qui vient serrer le cou des participants et qu'il est très difficile d'aller placer le tapis de pression à cet endroit afin de mesurer la pression. Les résultats des harnais B et D sont encore une fois similaires ce qui est normal ils ont la même configuration en H et l'angle de suspension est très similaire. Le harnais C est similaire aux harnais B et D. Ceci est peut-être dû au fait que la pression n'était pas répartie sur toute la surface disponible des courroies du harnais C, expliquant pourquoi les résultats de la mesure des surfaces sont similaires.

Les résultats des mesures de surface de la région pelvienne droite et gauche peuvent être observés aux figures 5.8 (C) et 5.9 (C). Pour la région pelvienne droite et gauche, le harnais C est différent des trois autres harnais. Pour la région pelvienne droite, les harnais A, B et D sont tous semblables alors que pour la région pelvienne gauche, les harnais A et B sont semblables, mais le harnais D est différent des trois autres harnais. Comme il a été mentionné précédemment, les harnais sont ajustés de manière symétrique et donc les résultats ne devraient pas être différents que l'on observe le côté droit ou le côté gauche. Le harnais C est celui où la surface mesurée est la plus faible, mais il faut se rappeler qu'une partie de la pression est prise au niveau des hanches et de l'abdomen dus à la présence d'une ceinture abdominale qui vient prendre une partie de la force exercée par le poids du corps. Les pressions sur ces zones corporelles ne sont pas mesurées par les tapis, car ceux-ci sont placés autour des cuisses. Ceci explique donc probablement pourquoi la pression moyenne est la plus faible pour le harnais C malgré une faible surface. Au niveau des trois autres harnais, il est possible de voir que

les pressions maximales au niveau des hanches variaient entre 5,23 PSI et 6,12 PSI pour atteindre des pressions moyennes variant entre 2,26 PSI et 2,81 PSI, c'est donc dire que la pression était répartie sur une grande surface, mais qu'il y avait quand même des points de pressions importants. Ces points de pressions peuvent être très dangereux s'ils se trouvent directement sur une artère ou une veine, car cela pourrait créer une ischémie et perturber la circulation sanguine (Hsiao et al. 2012, Beverly et al. 2019).

Même si le harnais C n'est pas celui où les différents indices de pression mesurés sont toujours les plus avantageux, ils semblent que certaines de ces caractéristiques soient intéressantes afin de développer un harnais plus confortable en suspension (au niveau de la perception des participants). Il est important de constater que le harnais C est celui où la perception d'inconfort était la plus faible, et ce pour chacune des régions à l'exception de la poitrine où l'inconfort était similaire pour chacun des harnais. L'angle de suspension, la largeur des sangles, l'importance du rembourrage et le support au niveau des hanches (ceinture abdominale) semblent être des éléments importants à considérer afin de permettre une augmentation de la surface et ainsi répartir la pression sur une plus grande zone. L'étude de Beverly (2019) a utilisé des marqueurs sanguins afin de mesurer indirectement le niveau de dommage musculaire induit par la suspension. Ils ont pu observer que les dommages induits par une suspension de 30 minutes équivalaient aux dommages observables 24 heures après avoir effectué de l'activité physique intense. Une des causes possibles du dommage musculaire est la pression des sangles sur les tissus musculaires (Beverly et al. 2019). Il est important de considérer l'endroit des points de pression, de les répartir le plus possible sur une grande surface et de tenter lorsque c'est possible d'amener ces points de pressions sur des structures anatomiques qui engendrent moins de douleur et de perturbations physiologiques. Le design du harnais est très important pour répondre à ces différents enjeux.

6.2.3 La fréquence cardiaque

Les résultats de la figure 5.10 (B) démontrent que l'augmentation de la fréquence cardiaque du harnais C est la plus faible des quatre harnais, mais cette augmentation reste similaire à celle du harnais B. L'augmentation de la fréquence cardiaque du harnais B est aussi similaire à celle du harnais A, mais est différente du harnais D. Finalement, les harnais A et D sont les harnais où la fréquence cardiaque étaient les plus élevés. La position très inclinée vers l'avant du harnais C peut être un avantage afin de limiter la hausse de la fréquence cardiaque. En effet, en position debout, le corps doit constamment travailler contre la gravité afin d'acheminer le sang vers le haut. En position couchée, le cœur travaille moins fort (réduction de la FC) pour une même demande en oxygène. En étant incliné vers l'avant, le corps se situe plus à l'horizontale, limitant le facteur de la gravité. Le harnais A fait partie du groupe de harnais où la fréquence cardiaque a le plus augmenté au courant de la suspension. Cela peut être expliqué par le fait que ce harnais serrait le cou des participants et appuyait probablement sur des vaisseaux sanguins dans cette région, nécessitant une hausse de la fréquence cardiaque afin d'acheminer le sang vers la tête. La configuration en X semble intéressante pour effectuer des mouvements asymétriques du tronc lorsque les travailleurs effectuent leurs tâches de travail, mais ne semblent pas être très adéquats dans le cadre d'une suspension prolongée. Il aurait été possible de s'attendre à ce que les harnais B et D fassent augmenter la fréquence cardiaque de la même façon puisqu'ils ont la même configuration en forme de H, mais le harnais D augmente la fréquence cardiaque de manière significativement plus importante. Cependant, en observant les résultats de la figure 5.10 (B) la valeur de l'erreur standard entre les deux harnais est similaire (1,7 bpm pour le harnais B et 1,6 bpm pour le harnais D). Il est important de noter que le harnais D est un harnais de type universel, ce qui veut donc dire que ce harnais doit être en mesure de s'ajuster pour toutes les morphologies. Le

harnais B quant à lui possède plusieurs tailles afin de s'adapter aux différentes morphologies. Une hypothèse est qu'un harnais de type universel ne permette pas un ajustement aussi adéquat qu'un harnais ayant des modèles de taille spécifique pour chaque personne. Bien que les consignes d'ajustement est été respecté pour tous les harnais, une possibilité vient du fait que les harnais universels ne seraient pas adaptés pour les individus de tailles extrêmes. Ceci peut donc être une explication au fait que le harnais B performe mieux que le harnais D malgré leurs configurations en H similaire. Ces résultats d'augmentation de la fréquence cardiaque sont en accord avec les résultats obtenus dans l'étude de Beverly et al. (2019). En effet, ils avaient observé une augmentation significative de la fréquence cardiaque avec les harnais à point d'attache dorsal (comme ceux utilisés dans la présente étude). Cependant, il est intéressant de noter qu'ils n'ont pas noté d'augmentation significative de la fréquence cardiaque pour les harnais avec un point d'attache frontal (Beverly et al. 2019). Bien que la norme actuelle (CSA Z259.10.) n'aille pas dans ce sens, il serait intéressant de considérer des harnais de classe A avec un point d'attache frontal, car ce type de harnais semble générer moins de problèmes en suspension que les harnais avec point d'attache dorsal.

6.2.4 L'oxygénation de l'avant-bras

Les résultats de la figure 5.12 (B) démontrent que les harnais A et C sont ceux qui ont le moins diminué le niveau d'oxygénation de l'avant-bras alors que les harnais B et D réduisent davantage l'oxygénation de l'avant-bras. Il est possible que la configuration en X et en Y des harnais A et C soit plus avantageuse que la configuration en H des harnais B et C. En regardant les résultats de la pression maximale au niveau de l'épaule droite (figure 5.6 (A)), il est possible d'observer que les deux harnais où la pression maximale mesurée est la plus faible sont les harnais A et C alors que les harnais où la pression maximale la plus élevée sont le harnais B et D. Cette pression plus faible pourrait donc engendrer une moins grande perturbation de la circulation sanguine au

niveau du haut du corps, une diminution plus faible de l'oxygénation musculaire serait donc possible. La figure 4.8, présente les différentes positions d'un participant en suspension avec chacun des harnais de sécurité. Les sangles des harnais B et D sont positionnées plus près de l'épaule que les sangles des harnais A et C qui sont quant à eux positionnées plus au centre du tronc. Les harnais B et D vont donc potentiellement venir bloquer ou partiellement bloquer l'artère axillaire ainsi que les artères sous-clavières qui viennent alimenter en sang les membres supérieurs. Les harnais A et C vont quant à eux bloquer ou partiellement bloquer uniquement les artères sous-clavières (MeSH, 2018). Ceci pourrait expliquer la plus faible oxygénation musculaire au niveau de l'avant-bras des harnais B et D. Bien que l'engourdissement des membres inférieurs soit un phénomène observé à plusieurs reprises dans la littérature (Raunch et al. 2019, Weber et al. 2020, Beverly et al. 2019 et Merchant, 2006), il semble que l'engourdissement des membres supérieurs soit aussi un phénomène qui existe en suspension. En effet, certains participants verbalisaient le fait qu'ils ressentaient de l'engourdissement au niveau des membres supérieurs. La figure 5.12 (B) présente que les valeurs de l'oxygénation musculaire de l'avant-bras ont diminuée de 12% pour le harnais B et de 16% pour le harnais D, ce qui explique les sensations ressentit par les participants.

6.2.5 L'oxygénation musculaire du mollet

L'oxygénation musculaire au niveau du mollet n'est pas différente d'un harnais à l'autre. Une variation entre les harnais dus aux configurations différentes aurait été attendue, mais il semble que malgré une pression significativement inférieur au niveau des régions pelviennes droite et gauche pour le harnais C (figure 5.8 A et B ainsi que la figure 5.9 A et B). Cette pression significativement moins élevée n'a pas permis d'entraîner une vascularisation moins perturbée que les 3 autres harnais. Même si la pression mesurée au niveau des régions pelviennes pour le harnais C était

significativement plus basse, la pression exercée était toujours trop élevée pour irriguer normalement le membre inférieur.

6.2.6 L'oxymétrie cérébrale

Les résultats de la figure 5.11 démontrent que les harnais A et D réduisent davantage l'oxymétrie cérébrale. La différence entre le harnais A et D n'est pas significative ($p = 0,051$). Il est intéressant de remarquer que les deux harnais ayant les sangles positionnées plus au centre du corps (harnais A et C) sont aussi les deux harnais où l'intervalle de confiance sont les plus grands : 1,49 pour le harnais A et 0,96 pour le harnais C. Ceci peut donc indiquer que la circulation sanguine de certains vaisseaux sanguins au niveau du cou soit affectée par les sangles de ces deux harnais. Comme observé à la figure 4.8, les sangles sont très près du cou, surtout pour le harnais A. La largeur du cou est donc un facteur qui pourrait influencer le confort et les risques de perturbation du flux sanguin, une personne possédant un cou plus large serait plus susceptible d'avoir ce genre de perturbation. Une prémisse de l'étude était que le somatotype du type endomorphe serait un facteur important pouvant influencer le niveau d'oxygénation cérébrale, mais les interactions somatotype ($p = 0,539$) et harnais*somatotype ($p = 0,908$) ne sont pas significatives. Les harnais B et D ne semblent pas vraiment affecter l'oxygénation cérébrale avec des variations de 1% à 2% de l'oxygénation.

6.3 Les somatotypes

Le somatotype est une variable intra-participant qui permet de différencier et classer les participants au niveau de leur physique. L'hypothèse première est que le somatotype pourrait influencer le confort, les différentes variables physiologiques et les mesures de la pression des sangles des harnais mesurées.

6.3.1 Le confort du harnais

Au niveau du confort du harnais, les interactions impliquant le somatotype n'a été significatives que pour l'interaction période*somatotype au niveau de l'épaule droite. Cette interaction significative est la seule de ce type et peut être observée à la figure 5.1 (C). Le niveau d'inconfort des trois somatotypes est pratiquement le même après une période de suspension soit près de 60% d'inconfort. Cependant, il est possible d'observer que les mésomorphes semblent être moins affectés par le temps de suspension que les ectomorphes et les endomorphes. En effet, à la fin de la suspension, les ectomorphes se retrouvent à 71,1% d'inconfort, les mésomorphes à 65,6% d'inconfort et les endomorphes se retrouvent à 74,6% d'inconfort. Plusieurs facteurs peuvent expliquer ces différences, tout d'abord les endomorphes ont généralement un poids plus élevé que les deux autres somatotypes, ce qui peut expliquer le niveau d'inconfort plus élevé, car ces pressions doivent être prises en charge par le harnais de sécurité. Les ectomorphes ont généralement moins de masses adipeuses et de masse musculaire que les endomorphes et les mésomorphes. Ces types de tissus permettent une certaine déformation lorsqu'il y a des pressions mécaniques, c'est donc dire que les ectomorphes ont un potentiel moins élevé pour répartir les pressions sur une grande surface. Les sangles des harnais sur les ectomorphes risquent donc d'être appuyées presque directement sur des os, ce qui peut être très inconfortable, car ce type de structure n'est pas déformable et des points de pressions importants peuvent se former puisque la surface de contact ne peut pas être aussi grande. Ces résultats sont en accord avec la figure 5.6 (D) qui permet de constater que la surface de contact au niveau de l'épaule droite était la moins grande chez les ectomorphes. Cependant, il faut retenir que seule l'épaule droite a obtenu des résultats significatifs, aucune conclusion claire ne peut être tirée en se basant sur ces résultats. Bien qu'aucune interaction harnais*somatotype n'aient été significative, il est important de considérer que l'ajustement du harnais est une variable cruciale. En effet, il a été observé dans une

étude sur les suspensions que la moitié des suspensions ont été arrêtées à cause de la douleur puisque le design des harnais n'était pas bien conçu (Turner et al. 2008). Dans la présente étude, seulement deux suspensions ont été arrêtées à cause de l'inconfort, mais le temps maximal d'une suspension était de 10 minutes alors que dans l'étude de Turner le temps maximal d'une suspension était de 60 minutes. Il est important de considérer l'ajustement des harnais selon les différents somatotypes des participants afin de s'assurer que les harnais aient un ajustement adéquat et limite les inconforts liés à la suspension. Aucune autre étude sur les harnais de sécurité n'utilise les somatotypes afin de classer leurs participants. Les prochaines études devraient mesurer certaines composantes anthropométriques (somatotype, circonférence du cou, circonférence de la cuisse, niveaux d'adiposité dans les régions d'appuis des sangles des harnais, le matériel des sangles (rigides ou souples), etc.) ce qui pourrait aider à déterminer quelles composantes sont critiques pour choisir la bonne configuration de harnais. Ceci permettrait d'individualiser le choix des harnais afin d'avoir un meilleur ajustement.

6.3.2 La pression exercée par les sangles des harnais

Au niveau de la pression exercée par les sangles des harnais, il est possible de remarquer que les analyses statistiques impliquant le somatotype n'ont été significatives que pour le somatotype au niveau de la surface mesurée pour l'épaule droite et la région pelvienne droite. La figure 5.6 (D) permet de constater que la surface d'appuie la plus faible se trouvait au niveau de l'épaule droite est celle des ectomorphes et elle était seulement différente de celle remarquée pour les endomorphes. La surface de contact pour les mésomorphes est similaire à celle des ectomorphes et endomorphes, c'est donc dire que les surfaces de contact au niveau de l'épaule droite sont toutes près l'une de l'autre, mais comporte quelques différences. La figure 5.8 (D) permet de constater que la surface de contact la plus faible qui se situait au niveau de la région pelvienne droite est celle des ectomorphes qui est seulement différente de celle utilisée

par les mésomorphes. Comme mentionné précédemment, plus la surface utilisée est importante, plus l'inconfort devrait être diminué, car la pression peut être répartie sur une plus grande zone et ainsi diminuer la moyenne des points de pressions. Les mésomorphes et les endomorphes ont un plus grand potentiel pour répartir la pression sur une plus grande surface, car ils ont une grande masse musculaire, une grande masse adipeuse ou une combinaison des deux. Cette logique est respectée puisque les ectomorphes ont la surface la moins utilisée dans les deux cas. Le somatotype peut potentiellement être utile afin de déterminer si la pression sera plus ou moins bien répartie sur la surface de la peau d'un participant en suspension, mais d'autres études seraient nécessaires afin d'arriver à des conclusions plus précises sur le participant.

6.3.3 Les variables physiologiques

Au niveau de la fréquence cardiaque, de l'oxymétrie cérébrale, de l'oxygénation musculaire de l'avant-bras et du mollet, il est possible de constater que les interactions impliquant le somatotype n'ont été significatives que pour l'interaction harnais*somatotype au niveau de la fréquence cardiaque. Cette interaction significative est la seule de ce type et peut être observée à la figure 5.10 (D). Sur la figure D, il n'y a que les ectomorphes et les endomorphes qui sont significativement différents pour le harnais B. Pour tous les autres harnais, les comparaisons ne sont pas significativement différentes. L'augmentation de la fréquence cardiaque pour les ectomorphes est de 5,0 bpm alors que pour les endomorphes l'augmentation est de 17,01 bpm, ce qui constitue une différence majeure. Sachant que la fréquence cardiaque et la consommation d'oxygène sont liées (Bot et Hollander, 2000 ; Bernard et al., 1997), il est raisonnable de penser que le harnais B inflige une suspension plus difficile pour les endomorphes que les ectomorphes puisque le harnais B cause une suspension très verticale du corps. Le poids plus élevé des endomorphes causes probablement une perturbation plus élevée de la circulation sanguine que pour les ectomorphes qui ont un poids plus faible, car en étant placée à la verticale, la majeure partie de la pression sera au niveau des sangles

des cuisses. Cette pression concentrée à cet endroit risque de causer une ischémie au niveau de l'artère fémorale (Querellou, 2008) plus importante pour les endomorphes que les ectomorphes, car cette population présente dans la grande majorité des cas une masse corporelle plus élevée que celle des ectomorphes. La figure 5.10 (D) permet de constater que l'augmentation de la fréquence cardiaque lors de l'utilisation du harnais A est significativement supérieure aux autres harnais (B et C) pour les ectomorphes, le C pour les mésomorphes et le D pour les endomorphes. L'effet de serrement au cou du harnais A est peut-être une cause de cette augmentation de la fréquence cardiaque, la pression sur les vaisseaux sanguins au niveau du cou provoque probablement une perturbation de la circulation sanguine et une augmentation de la fréquence cardiaque est nécessaire afin de rétablir le flux sanguin. Certaines valeurs pour les endomorphes ont même atteint le maximum permis pour cette étude (soit une augmentation de 28 bpm), ce qui a causé un arrêt de trois suspensions. Deux de ces arrêts de suspension ont été effectués sur le même participant (harnais B et D) alors que le troisième arrêt a été effectué sur un autre participant (harnais B). Les ectomorphes sont ceux qui ont le plus de variation au niveau de la fréquence cardiaque. La figure 5.10 (D) permet de constater que la fréquence cardiaque de certains participants a même légèrement diminué (-0,76 bpm) et que pour d'autres participants, leur fréquence cardiaque a presque atteint la limite d'arrêt du test (27,5 bpm). Ces différences peuvent être liées à la condition physique des participants. En effet, les participants proviennent du département des sciences de l'activité physique de l'UQAM et beaucoup d'ectomorphes pratiquent des sports d'endurance, leur capacité aérobie est donc assez élevée, ce qui leur donnerait une certaine résistance au stress induit par la suspension prolongée (Ranchen, 2018). Cependant, d'autres, ectomorphes, ne sont pas très sportifs et ont simplement les caractéristiques physiques les plaçant dans le groupe des ectomorphes. Ces personnes en moins bonne forme physique n'ont donc pas cette résistance au stress induit par la suspension prolongée, leurs fréquences cardiaques risquent donc d'être plus élevées. À l'exception des ectomorphes où l'augmentation de la fréquence cardiaque pour le

harnais B étaient plus faibles, le harnais C est celui où l'augmentation de la fréquence cardiaque était la plus faible pour les deux autres somatotypes. D'ailleurs, pour les trois somatotypes, les harnais A et C étaient toujours significativement différents, avec le harnais C induisant la moins grande augmentation de la fréquence cardiaque pour chaque groupe. Encore une fois, le harnais C possède des caractéristiques intéressantes : un angle de suspension répartissant la pression sur le haut et le bas du corps et permettant aussi de diminuer l'effet de la gravité au niveau du retour veineux, des sangles larges et rembourrées répartissant la pression sur une plus grande surface que les sangles conventionnelles et une ceinture abdominale permettant aux hanches de supporter une partie de la pression.

6.4 L'interaction entre le harnais et la période

L'interaction entre le harnais et la période (harnais*période) est une interaction importante à considérer, car celle-ci permet de déterminer si un harnais influence plus les valeurs physiologiques qu'un autre au courant de la suspension.

6.4.1 Le confort

Au niveau du confort, seulement le confort du harnais de la région pelvienne gauche a démontré plusieurs différences significatives qui peuvent être observées à la figure 5.5 (C). Le harnais C est le harnais où la perception d'inconfort fut la plus faible à la fin de la suspension de manière significative envers les harnais B et D. Les harnais B et D ont un niveau d'inconfort perçu très similaire ce qui peut être expliqué par le fait qu'ils ont la même configuration en H. Ce sont des harnais où la position en suspension est très verticale, amenant la majeure partie de la pression sur les membres inférieurs, ce qui explique que l'inconfort ressenti soit le plus élevé pour ces deux harnais. De plus, ces deux harnais n'ont pas de rembourrage ce qui n'améliore pas le confort en suspension.

Comme mentionné précédemment, le harnais C quant à lui possède des caractéristiques intéressantes pour le confort en suspension. Le harnais A est quant à lui similaire aux trois autres harnais, peu importe la période.

6.4.2 La pression exercée par les sangles des harnais

Aucune différence significative n'a été trouvée au niveau de la pression exercée par les sangles des harnais pour l'interaction harnais*periode.

6.4.3 La fréquence cardiaque

La figure figure 5.10 (C) présente les résultats de l'interaction harnais*periode pour la fréquence cardiaque. Il est possible de remarquer que peu importe le harnais, plus le temps de suspension est élevé, plus la fréquence cardiaque augmentait, ce qui est en accord avec plusieurs études (Seddon, 2002, Merchant, 2006 et Beverly et al. 2019). Après une période de suspension (2 minutes), l'augmentation de la fréquence cardiaque du harnais D était significativement supérieure au harnais B et C. À la fin de la suspension, l'augmentation de la fréquence cardiaque du harnais C était significativement plus basse que celle des harnais A et D, mais était similaire à celle du harnais B. Le harnais C est le harnais où la fréquence cardiaque a le moins augmenté à la fin de la suspension ($11,7 \pm 0,98$ bpm) alors que celle du harnais D est celle qui a le plus augmenté ($21,8 \pm 2,16$ bpm). Les caractéristiques du harnais C semblent donc encore une fois intéressantes afin de limiter l'augmentation de la fréquence cardiaque et ainsi assurer une suspension plus sécuritaire. Le harnais D a toujours eu l'augmentation de la fréquence cardiaque la plus élevée, peu importe la période de suspension. Il a été démontré par plusieurs études qu'un lien existe entre la douleur (comparable à l'inconfort ressenti) et l'augmentation de la fréquence cardiaque (Rainville et al. 2005 et Hallman et al. 2012). En comparant les résultats du confort du harnais de toutes les régions évaluées à l'exception de la poitrine (figure 5.1, 5.2, 5.4

et 5.5) et ceux de la fréquence cardiaque (figure 5.10 (C)) il est possible de constater que l'augmentation de la fréquence cardiaque du harnais D est la plus élevée et que son niveau d'inconfort est parmi les plus élevés pour chacune de ces quatre régions. Ces résultats témoignent de l'importance d'avoir des harnais de sécurité confortable afin de limiter le stress lié à la suspension (augmentation de la fréquence cardiaque). Le harnais A a toujours été similaire au harnais B et D peu importe la période de suspension, ce qui indique qu'il n'est pas le harnais le plus performant en suspension. Encore une fois, la configuration en X semble problématique avec le serrement qu'elle cause au cou des participants lors de la suspension, perturbant la circulation sanguine et nécessitant une hausse de la fréquence cardiaque. Le harnais B quant à lui est relativement performant en suspension, son augmentation de la fréquence cardiaque a été significativement plus basse que celle du harnais D pour chacune des suspensions à l'exception de la 3e période (6^e minute). Les harnais B et D ayant la même configuration en H et une position de suspension très similaire, l'augmentation de la fréquence cardiaque aurait pu être similaire. Cependant, le fait que le harnais B est plusieurs tailles différentes alors que le harnais D est un harnais de type universel a peut-être un effet sur l'ajustement du harnais. Un harnais possédant plusieurs tailles risque d'avoir un plus grand éventail d'ajustement qu'un harnais universel, ce qui peut expliquer pourquoi le harnais B est plus performant que le harnais D.

6.4.4 L'oxygénation musculaire

L'oxygénation musculaire de l'avant-bras observée à la figure 5.12 (C) présente des variations importantes. Les harnais A et C ont des résultats très similaires avec une baisse moins importante de l'oxygénation musculaire de l'avant-bras. Les harnais B et D sont les harnais où l'oxygénation a le plus diminué, avec une réduction plus importante pour le harnais D. Les harnais A et C demeurent significativement différents des harnais B et D ($p < 0,01$) à n'importe quelle période de la suspension. Tel que mentionné précédemment, la position des sangles des harnais au niveau du haut du

corps est intéressante à évaluer. L'observation de la figure 4.8, laisse voir que pour ce participant, les sangles des harnais A et C sont positionnés plus au centre du corps alors que les sangles des harnais B et D sont positionnées plus près de l'épaule. Les sangles près de l'épaule peuvent donc potentiellement venir bloquer l'artère axillaire et ainsi perturber la circulation sanguine du haut du corps et donc occasionner une plus grande diminution de l'oxygénation musculaire de l'avant-bras. Pour le harnais A, la figure 5.10 (C) permet de constater que la fréquence cardiaque semble plus affectée que l'oxygénation musculaire de l'avant-bras (figure 5.12 (C)). En effet, en regardant les résultats de l'oxygénation musculaire de l'avant-bras et de la fréquence cardiaque pour le port du harnais D, des effets plus néfastes pour ces deux variables peuvent être observés. Pour le harnais A, l'oxygénation musculaire de l'avant-bras est très peu affectée en comparaison avec les résultats de la fréquence cardiaque où ce harnais était le deuxième moins performant. Des résultats similaires au niveau de l'oxygénation de l'avant-bras et de la fréquence cardiaque entre les harnais A et C étaient possibles, mais ceux-ci se sont avérés différents. Il est intéressant de constater que les harnais B et D sont similaires à chacune des périodes de suspension à l'exception de la quatrième période où l'oxygénation musculaire du harnais D est significativement plus basse. L'oxygénation musculaire au niveau du mollet ne produit aucun effet d'interaction entre le harnais et la période. Les différences entre les harnais selon la période demeurent relativement constantes.

CONCLUSION

L'objectif de cette étude était d'évaluer les contraintes physiques et physiologiques induites par le phénomène de la suspension prolongée, et ce, pour quatre harnais de sécurité utilisés dans le secteur de la construction. Comme présenté dans les résultats et la discussion, plusieurs effets significatifs ont pu être observés au niveau des variables physiologiques, mécaniques et psychophysiques. Ces résultats démontrent que le harnais C, en forme d'Y, semble celui qui performe le mieux en suspension, avec des résultats psychophysiques, mécaniques et physiologiques les plus intéressants dans la plupart des cas.

Même si les différences entre les harnais peuvent sembler assez faibles pour certaines variables, les résultats laissent tout de même croire qu'une amélioration de leur design pourrait permettre de réduire la pénibilité de la suspension. Tout d'abord, les harnais de type universel sont moins conviviaux que ceux possédant plusieurs tailles pour un même modèle. En effet, les harnais B et D ont tous les deux la configuration en H, mais les harnais B ont plusieurs tailles alors que le harnais D est universel. La tendance des différences significatives entre ces deux harnais démontre que le B est plus convivial lors des suspensions. Ces différences suggèrent que les harnais universels semblent moins performants que les harnais possédant plusieurs tailles. D'autres études devront être faites pour valider cette proposition, car l'étude présente n'avait qu'un seul harnais de taille universelle.

Il serait intéressant de considérer si les harnais à point d'attache frontal peuvent être inclus dans la classe A. Les études antérieures semblent observer que la pénibilité des

harnais avec point d'attache frontal est moins élevée que celle des harnais à point d'attache dorsal. Il faudrait considérer à intégrer ce type de harnais dans la norme CSA Z259.10. Comme mentionné plus haut, certaines caractéristiques du harnais C comme : l'angle de suspension, la largeur des sangles, l'importance du rembourrage et le support au niveau des hanches (ceinture abdominale) semblent être des éléments importants à considérer afin de permettre une suspension plus sécuritaire.

Plusieurs autres éléments importants devraient être pris en compte dans les prochaines études qui évaluent l'efficacité des harnais de sécurité lors de la suspension prolongée. L'oxygénation musculaire (dont celle de l'avant-bras) et l'oxygénation cérébrale devraient être évaluées pour les prochaines études. Il est possible qu'avec de nouveaux harnais, ces variables puissent aider à les discriminer. L'évaluation des pressions exercées par les sangles des harnais fut une première au niveau de la recherche sur les harnais et plusieurs résultats intéressants ont pu être observés. Il serait donc intéressant que d'autres recherches effectuent le même type de mesure afin d'approfondir la littérature scientifique à ce sujet. Finalement, il serait important pour les prochaines études d'évaluer certaines mesures anthropométriques comme des variables indépendantes. Ces mesures permettraient de déterminer de potentielles variables critiques et pourraient suggérer certains types de harnais à certaines personnes selon ces variables critiques.

Les résultats de cette étude démontrent que la recherche et le développement de nouveaux harnais de sécurité permettant de réduire les contraintes physiques, physiologiques et psychophysiques en suspension pour les travailleurs de la construction devraient représenter une préoccupation majeure puisque ces derniers peuvent potentiellement réduire les risques liés à la suspension prolongée suite à une chute. Le design du harnais et les caractéristiques liées au confort et à la répartition de

la pression du harnais semblent être des éléments à considérer lors du développement de nouveaux harnais de sécurité.

ANNEXE A



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

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

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 B). 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 infrarouges 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 Confort du harnais 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 participant) à l'emplacement des électrodes, nettoyées 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 participant 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. Seules 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 rémunéré à titre de participant de recherche selon le taux en vigueur de la convention du SÉTUE 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) approuvés ce projet et en assure le suivi. Pour toute information vous pouvez communiquer avec la coordonnatrice du Comité au numéro (514)987-3000 poste 7753 ou par courriel à l'adresse : ciereh@uqam.ca.

Pour toute question concernant vos droits en tant que participant à ce projet de recherche où si vous avez des plaintes à formuler, vous pouvez communiquer avec le bureau de l'ombudsman de l'UQAM (Courriel: 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 B

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
Avez-vous de la difficulté à respirer ou êtes-vous essoufflé?	<input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non
Avez-vous une perte soudaine de l'odorat ou du goût?	<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	
<p>Avez-vous un ou plusieurs des symptômes généraux suivants?</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fatigue intense inhabituelle sans raison évidente - Douleurs musculaires ou courbatures inhabituelles sans raison évidente - Mal de tête inhabituel -Perte de l'appétit 	<p><input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non</p>
<p>Avez-vous eu des nausées, des vomissements ou de la diarrhée dans les 12 dernières heures?</p>	<p><input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non</p>
<p>Avez-vous un mal de gorge sans autre cause évidente?</p>	<p><input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non</p>



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



Pour des milieux de travail en santé
Réseau de santé publique
en santé au travail

Québec 

ANNEXE C

Approbation éthique du projet



Le 5 novembre 2020
Monsieur Denis Marchand
Professeur
Département des sciences de l'activité physique

Objet : Modification apportées au projet
Titre du projet : *Amélioration de la convivialité des harnais de sécurité pour le secteur de la construction par l'évaluation des contraintes physiques et physiologiques*
No : 2686_e_2020 rapport 1249
Source de financement : IRSST

Monsieur,

La présente vise à confirmer l'approbation, au plan de l'éthique de la recherche avec de êtres humains, de l'ensemble des modifications apportées au projet mentionné en objet. Le rapport porte sur :

- Formulaire d'information et de consentement
- Précautions supplémentaires mises en place pour réduire les risques

L'approbation de ces modifications est valide jusqu'au **1 novembre 2021**.

Le comité vous remercie d'avoir porté à son attention ces modifications et vous prie de recevoir l'expression de ses sentiments les meilleurs.

Le président,



Yanick Farmer, Ph. D.
Professeur

RÉFÉRENCES

Amphoux, M. A. (1998a). *The Dangers of Hanging After a Fall*. Communication présentée à International Fall Protection Symposium, Germany, September 1998. Tiré de <https://www.rigg-access.com/news/newsitem.asp?ArticleID=44>

Amphoux, M. A. (1998c). *Hanging After a Fall: An Extremely Urgent Rescue*. Communication présentée à International Fall Protection Symposium, Germany, September 1998. Tiré de <http://www.caves.org/section/vertical/nh/45/hangafr.html>

Astudillo, L., Laure, A., Fabry, V., Pugnet, G., Maury, P., Labrunée, M., ... Pavy-Le Traon, A. (2018). Le syndrome de tachycardie posturale (PoTS) : une maladie pour l'interniste. *La Revue de Médecine Interne*, 39(8), 627–634. doi:10.1016/j.revmed.2018.04.017

Arjunan, S. P., Siddiqi, A., Swaminathan, R., & Kumar, D. K. (2020). Implementation and experimental validation of surface electromyogram and force model of Tibialis Anterior muscle for examining muscular factors. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 234(2), 200–209. <https://doi.org/10.1177/0954411919890150>

Arteau, J., et Giguère, D. (1985). *Évaluation du concept de fonctionnement du gilet-harnais de sécurité Gendron, Morelli, Savage*. IRSST.

Arteau, J., et Giguère, D. (1991). Proposed Method to Test Harness for Strength and Human Factors Criteria. Dans A. C. Sulowski (Édit.), *Fundamentals of Fall Protection* (p. 363 390). Toronto: International Society for Fall Protection.

Barbieri, D., Zaccagni, L., Babić, V., Rakovac, M., Mišigoj-Duraković, M., & Gualdi-Russo, E. (2017). Body composition and size in sprint athletes. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 57(9), 1142–1146. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.06925-0>

Bariod, J., et Théry, B. (1994). Le point sur la pathologie induite par le harnais *Spelunca*, 1994(1), 39-42.

Bernard, T., Gavarry, O., Bermon, S., Giacomoni, M., Marconnet, P., & Falgairette, G. (1997). Relationships between oxygen consumption and heart rate in transitory and steady states of exercise and during recovery: influence of type of exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 75(2), 170–176. <https://doi.org/10.1007/s004210050143>

Beverly, J. M., Zuhl, M. N., White, J., Beverly, E. R., VanDusseldorp, T. A., McCormick, J. J., Williams, J. D., Beam, J. R., & Mermier, C. M. (2019). Harness Suspension Stress: Physiological and Safety Assessment. *Journal of occupational and environmental medicine*, *61*(1), 35–40.
<https://doi.org/10.1097/JOM.0000000000001459>

Bot, S. D., & Hollander, A. P. (2000). The relationship between heart rate and oxygen uptake during non-steady state exercise. *Ergonomics*, *43*(10), 1578–1592.
<https://doi.org/10.1080/001401300750004005>

Bruder, N., Velly, L., et Cantais, E. (2011). Métabolisme et fonctions cérébrales. Désordres métaboliques et réanimation. . Dans (p. 287-304): Springer Paris.

CAN/CSA-Z259.10. (2018). *Harnais de sécurité*. Association Canadienne de Normalisation.

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

CAN/CSA-259.11. *Absorbeurs d'énergie individuels et cordons d'asparticantissement*. Association canadienne de normalisation

CCQ. (2018). *Rapport annuel 2018*.

Chmieliauskas, S., Mundinas, E., Fomin, D., Andriuskeviciute, G., Laima, S., Jurolaic, E., Stasiuniene, J., & Jasulaitis, A. (2018). Sudden deaths from positional asphyxia: A case report. *Medicine*, *97*(24), e11041.
<https://doi.org/10.1097/MD.00000000000011041>

CNESST. (2019). *Statistiques annuelles 2018*.

CNESST. (2020). *Statistiques annuelles 2019*.

Crum, E. M., O'Connor, W. J., Van Loo, L., Valckx, M., & Stannard, S. R. (2017). Validity and reliability of the Moxy oxygen monitor during incremental cycling exercise. *European journal of sport science*, *17*(8), 1037–1043.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1330899>

CSTC, Articles 2.9.1 et 2.9.2. (2016)

Dong, X. S., Largay, J. A., Choi, S. D., Wang, X., Cain, C. T., & Romano, N. (2017). Fatal falls and PFAS use in the construction industry: Findings from the

NIOSH FACE reports. *Accident; analysis and prevention*, 102, 136–143.
<https://doi.org/10.1016/j.aap.2017.02.028>

Directive 89/686/EEC — Équipements de protection individuelle,
 89/686/EEC C.F.R. (1989).

Duguay, P., Boucher, A., Busque, M.-A., *et al.* (2012). *Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007 - Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle* (Rapport n° R-749). IRSST.

Duguay, Patrice,, Les indicateurs de lésions indemnisées en santé et en sécurité du travail au Québec analyse par profession en 1995-1997 - Rapport / Patrice Duguay [...], Montréal, Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, 2003, 1 ressource en ligne, Collections de BAnQ.

EN361. (1992). *Équipement de protection individuelle contre les chutes de hauteur - Harnais d'antichute -*.

Feldmann, A., Schmitz, R., & Erlacher, D. (2019). Near-infrared spectroscopy-derived muscle oxygen saturation on a 0% to 100% scale: reliability and validity of the Moxy Monitor. *Journal of biomedical optics*, 24(11), 1–11.
<https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.11.115001>

Hallman, D. M., & Lyskov, E. (2012). Autonomic regulation, physical activity and perceived stress in subjects with musculoskeletal pain: 24-hour ambulatory monitoring. *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology*, 86(3), 276–282.
<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.09.017>

Hampson, N. B., & Piantadosi, C. A. (1988). Near infrared monitoring of human skeletal muscle oxygenation during forearm ischemia. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 64(6), 2449–2457.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1988.64.6.2449>

Hainsworth R. (2004). Pathophysiology of syncope. *Clinical autonomic research : official journal of the Clinical Autonomic Research Society*, 14 Suppl 1, 18–24. <https://doi.org/10.1007/s10286-004-1004-2>

Harry, K., & Booyesen, M. J. (2020). Faster Heart Rate Recovery Correlates With High-Intensity Match Activity in Female Field Hockey Players-Training Implications. *Journal of strength and conditioning research*, 34(4), 1150–1157.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003073>

Heath, B. H., & Carter, J. E. (1967). A modified somatotype method. *American journal of physical anthropology*, 27(1), 57–74. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330270108>

Hsiao, H., Turner, N., Whisler, R., & Zwiener, J. (2012). Impact of harness fit on suspension tolerance. *Human factors*, 54(3), 346–357. <https://doi.org/10.1177/0018720811434962>

Hughes J. T. (1982). Miraculous deliverance of Anne Green: an Oxford case of resuscitation in the seventeenth century. *British medical journal (Clinical research ed.)*, 285(6357), 1792–1793. <https://doi.org/10.1136/bmj.285.6357.1792>

Kandel, Eric R., et al. Principles of Neural Science. 4th ed. McGraw-Hill, Health Professions Division, 2000.

Kreeger, R. N., Ramamoorthy, C., Nicolson, S. C., Ames, W. A., Hirsch, R., Peng, L. F., Glatz, A. C., Hill, K. D., Hoffman, J., Tomasson, J., & Kurth, C. D. (2012). Evaluation of pediatric near-infrared cerebral oximeter for cardiac disease. *The Annals of thoracic surgery*, 94(5), 1527–1533. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2012.05.096>

Kurth, C. D., Levy, W. J., & McCann, J. (2002). Near-infrared spectroscopy cerebral oxygen saturation thresholds for hypoxia-ischemia in piglets. *Journal of cerebral blood flow and metabolism : official journal of the International Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 22(3), 335–341. <https://doi.org/10.1097/00004647-200203000-00011>

Kurth, C. D., McCann, J. C., Wu, J., Miles, L., & Loepke, A. W. (2009). Cerebral oxygen saturation-time threshold for hypoxic-ischemic injury in piglets. *Anesthesia and analgesia*, 108(4), 1268–1277. <https://doi.org/10.1213/ane.0b013e318196ac8e>

Lan, A., et Galy, B. (2014). Survol des aspects réglementaires et normatifs pour bien choisir son équipement de protection contre les chutes de hauteur. *Travail et Santé*, 30(3).

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

Lee, C., & Porter, K. M. (2007). Suspension trauma. *Emergency medicine journal : EMJ*, 24(4), 237–238. <https://doi.org/10.1136/emj.2007.046391>

LSST. Article 51(3). (2006)

Madsen, P., Svendsen, L. B., Jørgensen, L. G., Matzen, S., Jansen, E., & Secher, N. H. (1998). Tolerance to head-up tilt and suspension with elevated legs. *Aviation, space, and environmental medicine*, 69(8), 781–784.

Marchand, D., Tremblay, G., et Tellier, C. (2006). *Évaluation des contraintes physiques associées au port de différents vêtements individuels de protection des pompiers* (Rapport n° T-444). IRSST.

Maslen, M. W., & Mitchell, P. D. (2006). Medical theories on the cause of death in crucifixion. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 99(4), 185–188. <https://doi.org/10.1258/jrsm.99.4.185>

Mazzo, A., Martins, J. C., Jorge, B. M., Batista, R. C., Almeida, R. G., Henriques, F. M., Coutinho, V. R., & Mendes, I. A. (2015). Validation of the self-confidence scale of nursing care in urinary retention. *Revista latino-americana de enfermagem*, 23(5), 814–820. <https://doi.org/10.1590/0104-1169.0256.2619>

McManus, C. J., Collison, J., & Cooper, C. E. (2018). Performance comparison of the MOXY and PortaMon near-infrared spectroscopy muscle oximeters at rest and during exercise. *Journal of biomedical optics*, 23(1), 1–14. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.23.1.015007>

Merchant, D. (2006). Dying in harness. *Health and safety at work*, February 2006, 34-35.

“MeSH Browser.” *U.S. National Library of Medicine*, National Institutes of Health, 30 June 2018, meshb.nlm.nih.gov/record/ui?ui=D001366.

Moore, J. R., & Wagner, J. P. (2014). *Fatal events in residential roofing*. *Safety Science*, 70, 262–269. doi:10.1016/j.ssci.2014.06.013

Morelli, A., & De Backer, D. (2018). The ten principles behind arterial pressure. *Intensive care medicine*, 44(6), 911–914. <https://doi.org/10.1007/s00134-017-4888-8>

Nazari, G., & MacDermid, J. C. (2020). Minimal Detectable Change Thresholds and Responsiveness of Zephyr Bioharness and Fitbit Charge Devices. *Journal of strength and conditioning research*, 34(1), 257–263. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002136>

Oliveira, D. C., Vass, C., & Aubeeluck, A. (2018). The development and validation of the Dementia Quality of Life Scale for Older Family Carers (DQoL-

OC). *Aging & mental health*, 22(5), 709–716.
<https://doi.org/10.1080/13607863.2017.1293004>

Orzech, M., Goodwin, M. D., Brinkley, J. W., *et al.* (1987). *Test program to evaluate human response to prolonged motionless suspension in three types of fall protection harnesses*. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio: Harry G. Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory, Human Systems Division.

Pasquier, M., Yersin, B., Vallotton, L., & Carron, P. N. (2011). Clinical update: suspension trauma. *Wilderness & environmental medicine*, 22(2), 167–171.
<https://doi.org/10.1016/j.wem.2010.12.006>

Price, D. D., McGrath, P. A., Rafii, A., & Buckingham, B. (1983). The validation of visual analogue scales as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain*, 17(1), 45–56. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(83\)90126-4](https://doi.org/10.1016/0304-3959(83)90126-4)

Querellou. (2008). SYNDROME DU HARNAIS. Tiré de
[http://www.matieres.fr/suspension_harnais/SYNDROME%201\[1\].1.pdf](http://www.matieres.fr/suspension_harnais/SYNDROME%201[1].1.pdf)

Rainville, P., Bao, Q., & Chrétien, P. (2005). Pain-related emotions modulate experimental pain perception and autonomic responses. *Pain*, 118(3), 306–318.
<https://doi.org/10.1016/j.pain.2005.08.022>

Nanchen D. (2018). Resting heart rate: what is normal?. *Heart (British Cardiac Society)*, 104(13), 1048–1049. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2017-312731>

Rauch, S., Schenk, K., Strapazzon, G., Dal Cappello, T., Gatterer, H., Palma, M., Erckert, M., Oberhuber, L., Bliemsrieder, B., Brugger, H., & Paal, P. (2019). Suspension syndrome: a potentially fatal vagally mediated circulatory collapse—an experimental randomized crossover trial. *European journal of applied physiology*, 119(6), 1353–1365. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04126-5>

Reese CD, Eidson JV. *Handbook of OSHA Construction Safety and Health*. Boca Raton, FL: CRC Press; 2006.

Rossignol, M., & Pineault, M. (1993). Fatal occupational injury rates: Quebec, 1981 through 1988. *American journal of public health*, 83(11), 1563–1566.
<https://doi.org/10.2105/ajph.83.11.1563>

RSST, Article 4 et 51. (2012)

Sabourin, G. (2011). Faire tomber les risques de chutes de hauteur. *Prévention au travail, Printemps*.

Schober, P., & Schwarte, L. A. (2020). Thinking Out of the (Big) Box: A Wearable Near-Infrared Spectroscopy Monitor for the Helicopter Emergency Medical Service. *Air medical journal*, 39(2), 120–123. <https://doi.org/10.1016/j.amj.2019.10.002>

Schober, P., Giannakopoulos, G., Loer, S. A., & Schwarte, L. A. (2019). Hemorrhage Treatment Adjuncts in a Helicopter Emergency Medical Service. *Air medical journal*, 38(3), 209–211. <https://doi.org/10.1016/j.amj.2019.01.002>

Seddon, P. (2002). *Harness suspension: review and evaluation of existing information*. Merseyside, Great Britain: Health and safety executive.

Sterkowicz-Przybycień, K., Sterkowicz, S., Biskup, L., Żarów, R., Kryst, Ł., & Ozimek, M. (2019). Somatotype, body composition, and physical fitness in artistic gymnasts depending on age and preferred event. *PloS one*, 14(2), e0211533. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211533>

Thiel, C., Vogt, L., Himmelreich, H., Hübscher, M., & Banzer, W. (2011). Reproducibility of muscle oxygen saturation. *International journal of sports medicine*, 32(4), 277–280. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1269922>

Turner, N. L., Wassell, J. T., Whisler, R., & Zwiener, J. (2008). Suspension tolerance in a full-body safety harness, and a prototype harness accessory. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 5(4), 227–231. <https://doi.org/10.1080/15459620801894386>

Urdampilleta, A., Mielgo-Ayuso, J., Valtueña, J., Holway, F., & Cordova, A. (2015). BODY COMPOSITION AND SOMATOTYPE OF PROFESSIONAL AND U23 HAND BASQUE PELOTA PLAYERS. *Nutricion hospitalaria*, 32(5), 2208–2215. <https://doi.org/10.3305/nh.2015.32.5.9602>

Voutilainen, A., Pitkäaho, T., Kvist, T., & Vehviläinen-Julkunen, K. (2016). How to ask about patient satisfaction? The visual analogue scale is less vulnerable to confounding factors and ceiling effect than a symmetric Likert scale. *Journal of advanced nursing*, 72(4), 946–957. <https://doi.org/10.1111/jan.12875>

Weber, S. A., McGahan, M. M., Kaufmann, C., & Biswas, S. (2020). Suspension Trauma: A Clinical Review. *Cureus*, 12(6), e8514. <https://doi.org/10.7759/cureus.8514>