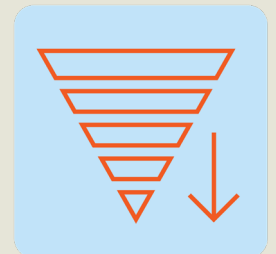


Amélioration du confort des harnais de sécurité pour le secteur de la construction par l'évaluation des contraintes physiques et physiologiques

Bertrand Galy¹, Chantal Gauvin¹,
Denis Marchand², Jean Arteau³,
Yves Beauchamp⁴, Antoine Archambault²,
Guillaume Montpetit²

R-1181-fr





NOS RECHERCHES travaillent pour vous!

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

Mission

Dans l'esprit de la *Loi sur la santé et la sécurité du travail* (LSST) et de la *Loi sur les accidents du travail et les maladies professionnelles* (LATMP), la mission de l'IRSST est de : Contribuer à la santé et à la sécurité des travailleuses et travailleurs par la recherche, l'expertise de ses laboratoires, ainsi que la diffusion et le transfert des connaissances, et ce, dans une perspective de prévention et de retour durables au travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique InfoIRSST

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2023
978-2-89797-266-0 (PDF)

© Institut de recherche Robert-Sauvé en santé
et en sécurité du travail, 2023

IRSST — Service des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec) H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca

Cadre de référence pour la recherche en SST



Prévention des atteintes à l'intégrité physique et psychique



Réadaptation, retour et maintien au travail



Surveillance et prospection des données en SST



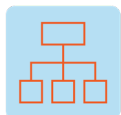
Identification des dangers, estimation et évaluation des risques



Élimination des dangers et maîtrise des risques



Méetrologie appliquée à la SST



Organisation du travail



Santé mentale et psychologique



Population, société et SST

REMERCIEMENTS

La réalisation de cette étude a été rendue possible grâce à la collaboration et à l'appui de plusieurs organismes, collaborateurs, et spécialistes œuvrant dans le domaine de la santé et la sécurité du travail. Nous tenons particulièrement à remercier les organisations et les personnes suivantes :

- Marie-Anne Landry-Duval et Marion Poirier, étudiantes à l'Université du Québec à Montréal (UQAM), pour le recrutement des participants, la réalisation des essais de laboratoire avec les participants, et la participation à l'analyse statistique des résultats ;
- Jill Vandermeerschen du service de consultation en analyses de données de l'UQAM pour ses recommandations lors de l'analyse des résultats ;
- Carole Roy et Antoine Parrinello, techniciens de laboratoire à l'UQAM, pour leur soutien technique tout au long de la réalisation de l'étude ;
- Alex Tsen et Jocelyn Bourret, de PIP Canada, pour leur aide dans la conception des deux prototypes ;
- Denis Ouellet, François St-Laurent, et les étudiants du Centre de formation des métiers de l'acier (CFMA) pour leur accueil et les observations qui ont été menées dans leur centre.

SOMMAIRE

Les chutes au niveau inférieur sont parmi les 10 premières causes de lésions professionnelles sur la période 2010-2012 et représentent environ 5 000 lésions professionnelles par an, au Québec. Elles représentent également une cause importante de décès au travail (la troisième cause en 2019). 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 sont fournis aux travailleurs et incluent systématiquement un harnais de sécurité.

Plusieurs études citent la non-utilisation de harnais comme une des principales causes de décès à la suite d'une chute de hauteur dans le milieu de la construction. Trop souvent considérés comme inconfortables, inesthétiques et contre-productifs, les équipements de protection individuels (EPI) restent souvent au vestiaire. Leur confort est donc essentiel pour inciter les travailleurs à les porter.

La question de la performance en suspension dans le harnais, après une chute, est cruciale. En effet, la mort peut survenir en une dizaine de minutes après une chute, même pour une personne en bonne forme physique.

Cette recherche avait deux objectifs :

1. Évaluer en laboratoire le confort de diverses configurations de harnais (sangles frontales et dorsales, appuis dorsaux et sous fessiers) suivant les somatotypes (ectomorphe, mésomorphe et endomorphe) et les deux sexes :
 - a. dans des conditions de mouvements contrôlés et représentatifs de tâches, et ;
 - b. dans des conditions de suspension prolongée dans le harnais ;
2. Déterminer les caractéristiques des harnais qui optimisent le confort et les valider (au travers de deux prototypes) pour des mouvements contrôlés et en suspension.

Des observations de travailleurs de deux métiers fréquemment amenés à porter des harnais de sécurité ont été menées : monteur-assembleur et ferrailleurs. Les tâches de monteur-assembleur ont été observées sur deux chantiers de rénovation. Les tâches de ferrailleurs ont été observées au Centre de formation des métiers de l'acier (CFMA). Avec la collaboration de formateurs et d'étudiants, les tâches types de travail sur un mur d'armature ont été reproduites lors d'une journée d'observation avec 6 étudiants participants. Ces observations ont permis de cibler des mouvements contrôlés à réaliser en laboratoire.

Les essais de laboratoire ont été faits en deux phases : (i) phase 1 avec quatre harnais commerciaux et 60 participants (30 hommes et 30 femmes, 10 de chaque somatotype) ; (ii) phase 2 incluant deux prototypes développés dans le cadre du projet, deux harnais commerciaux de la phase 1 et deux modèles de *trauma straps* avec un harnais commercial, sur 36 participants (18 hommes et 18 femmes, 6 de chaque somatotype). Les essais de laboratoire des deux phases incluaient les mesures suivantes :

- Pour les mouvements contrôlés : appréciation psychophysique des participants, pressions exercées par les sangles du harnais, efforts musculaires (électromyographie, pour la phase 1 seulement) ;
- Pour la suspension prolongée (d'une durée maximale de dix minutes) : appréciation psychophysique des participants, oxymétries musculaire et cérébrale, fréquence cardiaque, pression artérielle ;
- Pour une courte suspension : pressions exercées par les sangles du harnais.

Les résultats obtenus durant la phase 1 des essais de laboratoire indiquent que l'appréciation psychophysique rapportée par les participants est similaire aux résultats mesurés avec les tapis de pression pour la pression maximale et la pression moyenne, alors que la surface avec une pression supérieure à 1 psi ne semble pas être corrélée à l'appréciation psychophysique. Le harnais en Y se distingue comme le plus confortable pour les mouvements contrôlés, à l'exception du mouvement d'élévation des bras où il est très contraignant, et de la flexion avant, où sa ceinture abdominale gêne le mouvement. Les harnais traditionnels avec une configuration en H sont les plus restrictifs pour les mouvements. Concernant la suspension, le harnais en Y est le plus performant sur la majorité des variables mesurées. Le harnais A (configuration en X) crée un effet d'étranglement très gênant pour les participants et a un impact notable sur la fréquence cardiaque et l'oxygénation cérébrale.

Les résultats indiquent également que l'effet du somatotype et du sexe des participants a un impact limité sur les observations et le classement des harnais. Il ne semble donc pas y avoir de harnais qui soit spécifiquement plus confortable pour les femmes, ou pour un somatotype particulier.

Deux prototypes ont été développés en partenariat avec un manufacturier d'équipements de protection individuelle contre les chutes de hauteur, sur la base des observations de la phase 1 de laboratoire. La configuration des sangles des deux prototypes est relativement similaire : forme en H pour les sangles frontales, Y inversé pour la partie dorsale, absence de sous-fessière. Le prototype 2 inclut deux anneaux métalliques sur la partie frontale afin d'essayer d'améliorer la mobilité.

Les résultats obtenus durant la phase 2 des essais de laboratoire indiquent que les deux prototypes constituent une nette amélioration par rapport au harnais B (modèle en H, le plus conventionnel et représenté sur les chantiers) en termes de liberté de mouvement. Pour les mouvements d'inclinaison et de rotation, les deux prototypes ne sont pas aussi

performants que le harnais C (modèle en Y, qui était le meilleur dans la phase 1), mais ils sont légèrement meilleurs que le harnais C pour le mouvement de chevalier. Pour la partie suspension, les deux prototypes sont considérés comme moins inconfortables que le harnais B (modèle en H) par les participants, mais pas aussi performants que le harnais C (modèle en Y), qui est notamment aidé par la présence d'une ceinture abdominale. Le prototype 2, avec les anneaux métalliques intégrés sur les sangles frontales, est perçu comme le moins confortable au niveau de la poitrine, en particulier pour les participants femmes. Pour les valeurs physiologiques, les deux prototypes sont comparables ou meilleurs que le harnais B (modèle en H).

Cette recherche a permis d'évaluer l'influence de différentes configurations de sangles de harnais sur le confort perçu lors de la réalisation de mouvements contrôlés et lors d'une suspension dorsale. Des critères de conception ont été proposés et pourraient servir au développement de nouveaux harnais ou être validés dans de prochaines études.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	2
TABLE DES MATIÈRES	IV
INTRODUCTION	1
1. ÉTAT DES CONNAISSANCES	6
1.1 Notions générales utilisées dans les études comparatives de harnais de sécurité	6
1.1.1 Somatotypes	6
1.1.2 Essais psychophysiques	6
1.2 Les premiers travaux de recherche sur les harnais	7
1.3 Travaux précédents menés à l'IRSST	9
1.3.1 Gilet-harnais	9
1.3.2 Harnais d'élagueurs	10
1.4 Travaux du NIOSH	10
1.4.1 Ajustement des harnais aux somatotypes modernes	11
1.4.2 Influence de l'ajustement du harnais sur le temps de suspension	11
1.5 Initiatives de manufacturiers	12
1.5.1 Honeywell / Miller	12
1.5.2 3M/Capital safety	12
1.5.3 MSA	12
1.5.4 Conclusions	13
2. OBJECTIFS DE RECHERCHE	14
2.1 Objectifs et hypothèses de recherche	14
2.1.1 Objectifs	14
2.1.2 Hypothèses de recherche	14
2.2 Originalité de l'étude	15
3. MÉTHODOLOGIE	17
3.1 Observation de tâches et identification de mouvements contraignants	18
3.1.1 Sur le terrain et au CFMA, prise de vidéos et entrevues semi-dirigées	18
3.1.2 Analyse de vidéos pour identifier les mouvements types et mouvements contraignants	19

3.1.3	Confirmation du choix des mouvements contrôlés destinés aux essais de laboratoire	20
3.2	Essais de laboratoire — Phase 1	20
3.2.1	Participants	20
3.2.2	Harnais conventionnels testés	21
3.2.3	Ajustement du harnais	25
3.2.4	Procédure expérimentale	26
3.2.5	Mouvements contrôlés représentatifs de tâches	28
3.2.6	Tests de suspension	31
3.2.7	Variables mesurées	33
3.2.8	Analyse statistique des résultats d'essais	40
3.3	Conception de prototypes	42
3.4	Essais de laboratoire — Phase 2 (validation des prototypes)	43
3.4.1	Harnais utilisés pour la phase 2 de laboratoire	44
3.4.2	<i>Trauma straps</i>	44
4.	RÉSULTATS	46
4.1	Observation de tâches et identification des mouvements contraignants	46
4.1.1	Éléments mentionnés dans les entrevues avec les travailleurs et formateurs du CFMA	46
4.1.2	Mouvements identifiés dans les vidéos sur le terrain et au CFMA	47
4.2	Essais de laboratoire — Phase 1	52
4.2.1	Mouvements contrôlés	52
4.2.2	Suspension	63
4.2.3	Classement des harnais par rang	68
4.2.4	Synthèse des résultats et observations de la phase 1 de laboratoire	73
4.3	Conception des prototypes	75
4.3.1	Critères de conception des harnais et conséquences pour les travailleurs	75
4.3.2	Présentation des prototypes	78
4.4	Essais de laboratoire — Phase 2	81
4.4.1	Mouvements contrôlés	81
4.4.2	Suspension	90
4.4.3	Classement des harnais par rang	95
4.4.4	Synthèse des résultats et observations de la phase 2 de laboratoire	100
5.	DISCUSSION	103

5.1	Critères à considérer pour choisir ou concevoir un harnais favorisant la liberté de mouvement.....	103
5.2	Critères à considérer pour choisir ou concevoir un harnais favorisant le confort et la sécurité en suspension.....	104
5.3	Efficacité des <i>trauma straps</i>	106
5.4	Protocole expérimental	107
CONCLUSION.....		110
BIBLIOGRAPHIE		115
ANNEXE A : Résultats complets pour la phase 1 des essais de laboratoire.....		122
A.I	Exemple de traitement statistique et de présentation des résultats	122
A.II	Mouvements contrôlés.....	124
A.II.I	Élévation des bras.....	124
A.II.II	Flexion avant.....	129
A.II.III	Inclinaison à droite et à gauche	134
A.II.IV	Rotation à droite et à gauche.....	142
A.II.V	Chevalier avec rotation du buste du même côté que la jambe.....	148
A.II.VI	Chevalier avec rotation du buste du côté opposé à la jambe	156
A.II.VII	Influence du somatotype et du sexe pour les mouvements.....	162
A.III	Suspension	164
A.III.I	Appréciation psychophysique	164
A.III.II	Tapis de pression	168
A.III.III	Oxygénation musculaire – Avant-bras	171
A.III.IV	Oxygénation musculaire – Mollet.....	172
A.III.V	Oxygénation cérébrale	174
A.III.VI	Fréquence cardiaque.....	174
A.III.VII	Pression artérielle diastolique et systolique.....	176
A.III.VIII	Influence du somatotype et du sexe pour la suspension	177
ANNEXE B : Résultats complets pour la phase 2 des essais de laboratoire.....		179
B.I	Mouvements contrôlés.....	179
B.I.I	Élévation des bras.....	179
B.I.II	Flexion avant.....	183
B.I.III	Inclinaison à droite et à gauche	187
B.I.IV	Rotation à gauche et à droite.....	195

B.I.V	Chevalier avec rotation du buste du même côté que la jambe	204
B.I.VI	Chevalier avec rotation du buste du côté opposé à la jambe	214
B.I.VII	Influence du somatotype et du sexe pour les mouvements.....	222
B.II	Suspension	223
B.II.I	Appréciation psychophysique	223
B.II.II	Tapis de pression	226
B.II.III	Tapis de pression – Effet des <i>trauma straps</i>	229
B.II.IV	Oxygénation musculaire – Avant-bras	242
B.II.V	Oxygénation musculaire – Mollet.....	243
B.II.VI	Fréquence cardiaque.....	245
B.II.VII	Pression artérielle diastolique et systolique	246

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Variables dépendantes et indépendantes	14
Tableau 2.	Description des tâches par métier selon la CCQ.....	18
Tableau 3.	Activités de travail et temps d'observation avec prise de vidéo	19
Tableau 4.	Moyennes des valeurs de somatotypes obtenues pour les 60 participants lors des essais en laboratoire, selon la méthode de Heath et Carter.....	21
Tableau 5.	Harnais utilisés pour la phase 1 de laboratoire.....	23
Tableau 6.	Listes des mouvements contrôlés et critères.....	28
Tableau 7.	Paramètres mesurés pour les essais de laboratoire.....	34
Tableau 8.	Variables mesurées, fréquences d'échantillonnage et données résultantes pour chaque période de 2 minutes durant le test de suspension de 10 minutes	39
Tableau 9.	Analyses réalisées suite aux essais de laboratoire	41
Tableau 10.	Moyennes des valeurs de somatotypes obtenues pour les 36 participants lors des essais en laboratoire.....	43
Tableau 11.	Harnais utilisés pour la phase 2 de laboratoire.....	44
Tableau 12.	Observations valables pour les 5 modèles lors de différents mouvements.....	47
Tableau 13.	Fréquence des différents mouvements observés, pour le travailleur monteur-assembleur montant un échafaudage	49
Tableau 14.	Fréquence des différents mouvements observés, pour les 6 étudiants ferrailleurs sur le mur d'armature	50
Tableau 15.	Appréciation psychophysique moyenne rapportée par les participants pour les différents mouvements et zones du corps	54
Tableau 16.	Pression maximale (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps	55
Tableau 17.	Pression moyenne (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps	56
Tableau 18.	Synthèse des résultats obtenus pour la suspension.....	64
Tableau 19.	Classement des harnais pour le mouvement d'élévation des bras	69
Tableau 20.	Classement des harnais pour les mouvements d'inclinaison sur le côté	69
Tableau 21.	Classement des harnais pour les mouvements de rotation du torse	70

Tableau 22.	Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté de la jambe à 90°	70
Tableau 23.	Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté opposé de la jambe à 90°	71
Tableau 24.	Classement des harnais pour la région des épaules lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée).....	72
Tableau 25.	Classement des harnais pour la région pelvienne lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée).....	72
Tableau 26.	Classement des harnais pour les paramètres physiologiques lors de la suspension.....	73
Tableau 27.	Classement global des harnais pour les mouvements contrôlés	74
Tableau 28.	Classement global des harnais pour la suspension.....	75
Tableau 29.	Synthèse des observations relevées pour chaque mouvement lors des essais de laboratoire	76
Tableau 30.	Synthèse des observations relevées pour la suspension lors des essais de laboratoire.....	77
Tableau 31.	Critères retenus pour les deux prototypes.....	81
Tableau 32.	Appréciation psychophysique moyenne rapportée par les participants pour les différents mouvements et zones du corps — Phase 2	82
Tableau 33.	Pression maximale (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps — Phase 2	83
Tableau 34.	Pression moyenne (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps — Phase 2	85
Tableau 35.	Synthèse des résultats obtenus pour la suspension — Phase 2	91
Tableau 36.	Synthèse des pressions maximales mesurées pour les <i>trauma straps</i>	94
Tableau 37.	Synthèse des pressions moyennes mesurées pour les <i>trauma straps</i>	95
Tableau 38.	Classement des harnais pour le mouvement d'élévation des bras — Phase 2	96
Tableau 39.	Classement des harnais pour les mouvements d'inclinaison sur le côté — Phase 2	96
Tableau 40.	Classement des harnais pour les mouvements de rotation du torse — Phase 2	97
Tableau 41.	Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté de la jambe à 90° — Phase 2.....	97

Tableau 42.	Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté opposé de la jambe à 90° — Phase 2	98
Tableau 43.	Classement des harnais pour la région des épaules lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée) — Phase 2	99
Tableau 44.	Classement des harnais pour la région pelvienne lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée) — Phase 2	99
Tableau 45.	Classement des harnais pour les paramètres physiologiques lors de la suspension — Phase 2	100
Tableau 46.	Classement global des harnais pour les mouvements contrôlés — Phase 2....	101
Tableau 47.	Classement global des harnais pour la suspension — Phase 2	102
Tableau 48.	Test de sphéricité de Mauchly.....	122
Tableau 49.	Valeurs moyennes, erreur type et intervalle de confiance	123
Tableau 50.	Comparaisons par paires	123
Tableau 51.	Différences statistiquement significatives entre les somatotypes et/ou sexes pour les valeurs mesurées avec les tapis de pression	178

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Méthodologie utilisée pour la réalisation du projet de recherche.	17
Figure 2.	Harnais A (modèle en X).....	23
Figure 3.	Harnais B (modèle en H).....	24
Figure 4.	Harnais C (modèle en Y).....	24
Figure 5.	Harnais D (modèle en H).	25
Figure 6.	Critères d'ajustement du harnais (a) au niveau des cuisses, (b) position de l'anneau dorsal, (c) au niveau de l'épaule.	26
Figure 7.	Flexion vers l'avant.	29
Figure 8.	Inclinaison sur le côté (gauche et droite).....	30
Figure 9.	Rotation sur le côté (gauche et droite), et élévation des bras.	30
Figure 10.	Position du chevalier jambe gauche, rotation à gauche et à droite.	31
Figure 11.	Position du chevalier jambe gauche, rotation à gauche et à droite.	31
Figure 12.	Suspension du participant dans le harnais C (modèle en Y).	32
Figure 13.	Suspension du participant dans le harnais A (modèle en X), avec les tapis de pression.	32
Figure 14.	Exemple d'échelle visuelle analogue.....	35
Figure 15.	Harnais D avec les tapis de pression installés sur le participant.....	36
Figure 16.	Emplacement des électrodes sur les différents muscles : (a) érecteurs du rachis, (b) obliques externes, (c) trapèzes.....	37
Figure 17.	Suspension du participant dans le harnais B (modèle en H) avec <i>trauma straps</i> : (a) deux étriers séparés, (b) sangle unique.	45
Figure 18.	Mouvements observés fréquemment pour le montage d'échafaudage : (a) flexion avant, (b) élévation d'un bras, (c) élévation des deux bras.	50
Figure 19.	Mouvements observés fréquemment pour le montage de mur d'armature.	51
Figure 20.	Mouvements combinés : (a) inclinaison et rotation du buste, (b) inclinaison et flexion du buste, (c) élévation des deux bras, inclinaison et rotation du buste.....	51
Figure 21.	Mouvement « échelle » : déplacement vertical sur le mur d'armatures.	52
Figure 22.	Appréciation psychophysique des harnais aux épaules droite et gauche durant le mouvement d'élévation des bras, en fonction du sexe.	61

Figure 23.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais à la région pelvienne droite et gauche durant le mouvement flexion vers l'avant, en fonction du somatotype.	62
Figure 24.	Appréciation psychophysique à la fin de la suspension pour la région pelvienne gauche, interaction harnais X somatotype.	67
Figure 25.	Oxygénation musculaire mesurée à la fin de la suspension, à l'avant-bras, pour les participants hommes et femmes.	67
Figure 26.	Prototype 1.	79
Figure 27.	Prototype 2 (avec anneaux).	79
Figure 28.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant la suspension, pour la région pelvienne droite.	124
Figure 29.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'élévation des bras.	126
Figure 30.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras.	127
Figure 31.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras.	127
Figure 32.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'élévation des bras.	128
Figure 33.	Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement d'élévation des bras.	129
Figure 34.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de flexion vers l'avant.	130
Figure 35.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant.	131
Figure 36.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant.	132
Figure 37.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de flexion vers l'avant.	133
Figure 38.	Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement de flexion vers l'avant.	134
Figure 39.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la droite.	136
Figure 40.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite.	137

Figure 41.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite.	137
Figure 42.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite.	138
Figure 43.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la gauche.	139
Figure 44.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche.	140
Figure 45.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche.	141
Figure 46.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche.	141
Figure 47.	Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement d'inclinaison sur la gauche.	142
Figure 48.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la droite.	143
Figure 49.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite.	144
Figure 50.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite.	145
Figure 51.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la droite.	145
Figure 52.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la gauche.	146
Figure 53.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche.	147
Figure 54.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche.	147
Figure 55.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la gauche.	148
Figure 56.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.	149
Figure 57.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.	150

Figure 58.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.....	150
Figure 59.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.	151
Figure 60.	Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.....	152
Figure 61.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.....	153
Figure 62.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.	154
Figure 63.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.	154
Figure 64.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.....	155
Figure 65.	Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.	156
Figure 66.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.	157
Figure 67.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.....	158
Figure 68.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.....	158
Figure 69.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.	159
Figure 70.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.	160
Figure 71.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.....	161
Figure 72.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.....	161
Figure 73.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.	162
Figure 74.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais aux épaules durant le mouvement de flexion vers l'avant, en fonction du sexe.....	162

Figure 75.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation sur la droite ou sur la gauche, en fonction du somatotype.....	163
Figure 76.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant la suspension.	165
Figure 77.	Appréciation psychophysique moyenne durant la suspension en fonction du temps.....	166
Figure 78.	Appréciation psychophysique moyenne durant la suspension, interaction harnais X période.....	168
Figure 79.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension.....	169
Figure 80.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension.....	170
Figure 81.	Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension.....	171
Figure 82.	Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée à l'avant-bras.....	172
Figure 83.	Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée au mollet.	173
Figure 84.	Variation de l'oxygénation cérébrale mesurée au cours de la suspension.....	174
Figure 85.	Augmentation de la fréquence cardiaque mesurée au cours de la suspension.....	175
Figure 86.	Augmentation de la pression artérielle diastolique mesurée au cours de la suspension.....	176
Figure 87.	Augmentation de la pression artérielle systolique mesurée au cours de la suspension.....	177
Figure 88.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'élévation des bras – Phase 2.	180
Figure 89.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras – Phase 2.....	181
Figure 90.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras – Phase 2.....	182
Figure 91.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'élévation des bras – Phase 2.	183
Figure 92.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.....	184
Figure 93.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.	185

Figure 94.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.	186
Figure 95.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.....	187
Figure 96.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.....	188
Figure 97.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.....	189
Figure 98.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.....	190
Figure 99.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.....	191
Figure 100.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.....	192
Figure 101.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.....	193
Figure 102.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.....	194
Figure 103.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.....	195
Figure 104.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.....	197
Figure 105.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.....	198
Figure 106.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.....	199
Figure 107.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.....	200
Figure 108.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.....	201
Figure 109.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.....	202
Figure 110.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.....	203

Figure 111.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.....	204
Figure 112.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.	206
Figure 113.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.....	207
Figure 114.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.....	208
Figure 115.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.	209
Figure 116.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.....	211
Figure 117.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.	212
Figure 118.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.	213
Figure 119.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.....	214
Figure 120.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.	215
Figure 121.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.....	216
Figure 122.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.....	217
Figure 123.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.	218
Figure 124.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.	219
Figure 125.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.....	220
Figure 126.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.	221
Figure 127.	Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.	222

Figure 128.	Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant la suspension – Phase 2.	224
Figure 129.	Appréciation psychophysique moyenne durant la suspension en fonction du temps – Phase 2.	225
Figure 130.	Appréciation psychophysique au niveau de la poitrine, harnais x sexe – Phase 2.	226
Figure 131.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension – Phase 2.	227
Figure 132.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension – Phase 2.	228
Figure 133.	Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension – Phase 2.	229
Figure 134.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais B – Effet des <i>trauma straps</i>	230
Figure 135.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais B – Effet des <i>trauma straps</i>	231
Figure 136.	Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le harnais B – Effet des <i>trauma straps</i>	232
Figure 137.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais C – Effet des <i>trauma straps</i>	233
Figure 138.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais C – Effet des <i>trauma straps</i>	234
Figure 139.	Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le harnais C – Effet des <i>trauma straps</i>	235
Figure 140.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 1 – Effet des <i>trauma straps</i>	236
Figure 141.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 1 – Effet des <i>trauma straps</i>	237
Figure 142.	Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le prototype 1 – Effet des <i>trauma straps</i>	238
Figure 143.	Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 2 – Effet des <i>trauma straps</i>	239
Figure 144.	Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 2 – Effet des <i>trauma straps</i>	240

Figure 145.	Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le prototype 2 – Effet des <i>trauma straps</i>	241
Figure 146.	Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée à l'avant-bras – Phase 2.....	243
Figure 147.	Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée au mollet – Phase 2.....	244
Figure 148.	Variation de l'oxygénation cérébrale mesurée au cours de la suspension, par rapport à la valeur au repos – Phase 2.	245
Figure 149.	Augmentation de la fréquence cardiaque mesurée au cours de la suspension – Phase 2.....	246
Figure 150.	Augmentation de la pression artérielle systolique et diastolique mesurée au cours de la suspension, par rapport à la valeur au repos – Phase 2.	247

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Acronyme	Définition
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
ANSI	American National Standards Institute
CCQ	Commission de la construction du Québec
CFMA	Centre de formation des métiers de l'acier
CMV	Contraction maximale volontaire
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
EMG	Électromyographie
EPI	Équipement de protection individuel
FCM	Force de contraction maximale
IMC	Indice de masse corporelle
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail
NIOSH	National Institute of Occupational Safety and Health
p.p.	Points de pourcentage
SIAC	Systèmes individuels d'arrêt de chute
TS	<i>Trauma Straps</i>
UQAM	Université du Québec à Montréal

INTRODUCTION

Problématique de santé et sécurité du travail

En 2019, douze travailleurs sont morts des suites d'une chute de hauteur, ce qui représente 21 % des décès au travail et en fait la troisième cause de décès au travail cette année-là (CNESST, 2021), contre respectivement 8 et 7 décès en 2020 et 2021 (CNESST, 2022), mais ces années ont vu une activité économique légèrement réduite du fait de la pandémie. Les chutes au niveau inférieur sont parmi les 10 premières causes de lésions professionnelles sur la période 2010-2012 (avec une durée d'arrêt de travail moyenne de 142 jours) et représentent environ 5 000 lésions professionnelles par an, et les données annuelles étaient similaires sur la période 2005-2007 (CNESST, 2015, 2018, 2021 ; Duguay *et al.*, 2012 ; Duguay *et al.*, 2017). 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 *et al.*, 2013). Le coût moyen par accident de chute à un niveau inférieur (81 157 \$) est environ deux fois plus élevé que le coût moyen par accident en général (Duguay *et al.*, 2017). 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 pour 1000 (Duguay *et al.*, 2003). Par ailleurs, entre 2009 et 2011, 70 % des arrêts de travaux et 58 % des constats d'infraction dans le milieu de la construction sont liés aux chutes de hauteur (Sabourin, 2011).

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 (Association canadienne de normalisation, 2016). Le SIAC est constitué essentiellement d'un harnais pour la retenue du corps, d'un système de liaison et d'un ancrage, compatibles et conformes aux normes et règlements en vigueur. 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 (Association canadienne de normalisation, 2018). 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 (Association canadienne de normalisation, 2018). Ainsi, les harnais disponibles sont ceux 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, European Standards, 2002) et les sangles cuissardes (cuissard dans la EN361), il est mentionné que les harnais de classe A « devraient être équipés d'une sangle sous-pelvienne » (sous-fessière dans la EN361). Ceci ne constitue cependant pas une exigence de la norme (Association canadienne de normalisation, 2018). Par ailleurs, la norme européenne EN361 fait de la sangle sous-pelvienne (sous-fessière) une caractéristique obligatoire. L'alinéa EN361 a.4.2 : stipule : « Un harnais d'antichute doit comprendre des sangles ou des éléments semblables placés dans la région pelvienne et sur les épaules [...]. 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 » (European Standards, 2002).

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 capables de reprendre les impacts et assure une position assise en suspension prolongée. La norme EN361 (European Standards, 2002) identifie la sangle sous-fessière comme étant une sangle principale.

La norme CSA Z259.10 (Association canadienne de normalisation, 2018) définit donc 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, la notion de convivialité est presque absente. Seul l'indicateur d'arrêt de chute est un élément de convivialité, dans le sens où il indique de manière simple au travailleur que le harnais a arrêté une chute et ne doit plus être utilisé.

Des harnais de sécurité peu portés ou mal portés

Depuis 1998, 39 rapports d'enquête d'accident contenant le mot clé « harnais » ont été publiés par la CNESST. Quatre de ces rapports ont été écartés, car ils étaient non pertinents, trois autres ont été écartés, car l'enquête révélait qu'il n'y avait aucune protection antichute. L'analyse des 32 rapports restants montre que la chute est survenue dans 21 cas (66 %), car le harnais était non porté, et dans 11 cas (34 %), car le point d'ancrage était inaccessible ou inefficace bien que le harnais était porté. Sur ces 32 accidents, 26 ont entraîné le décès du travailleur. On remarque donc que dans la majorité des cas, la chute a causé des blessures ou la mort du travailleur, car le harnais n'était pas porté. À de rares exceptions près, le harnais était à la disposition du travailleur. Le problème est donc que le travailleur ne porte pas son harnais alors qu'il pourrait le faire. D'après l'Usine nouvelle (France) du 17 janvier 2008, il y a toujours des utilisateurs difficiles à convaincre. Les fabricants se heurtent au peu d'enthousiasme des salariés à porter des équipements qu'ils considèrent comme contraignants. Trop souvent considérés comme inconfortables, inesthétiques et contre-productifs, les équipements de protection

individuelle (EPI) restent souvent au vestiaire. L'analyse des rapports du NIOSH montre que pour les décès dus à une chute de plus de 30 pieds de haut, 41 % des travailleurs avaient accès à un harnais, mais ne l'utilisaient pas (Dong *et al.*, 2017). Plusieurs études citent la non-utilisation de harnais comme une des principales causes de décès suite à une chute de hauteur dans le milieu de la construction (Chi *et al.*, 2005 ; Hu *et al.*, 2011 ; Wong *et al.*, 2020). La solution n'est pas seulement technique, normative et légale. Il y a lieu de réfléchir si une approche multidisciplinaire intégrant les aspects humain et psychosocial pour concevoir des EPI efficaces, confortables, conviviaux et adaptés aux tâches à effectuer serait la voie à privilégier. Or lorsque le harnais et le reste du système d'arrêt sont utilisés, les chutes sont arrêtées : huit travailleurs sauvés lors de l'effondrement du centre d'entraînement des Canadiens de Montréal (Côté, 2008) ; un travailleur sauvé lors d'une chute au funiculaire de Québec (Gagnon, 2008). Lors du choix du harnais, outre la conformité à la norme, le critère de confort et les besoins pour la tâche à réaliser doivent être considérés.

Plusieurs paramètres influencent le choix des travailleurs de ne pas porter le harnais de sécurité. Dans leur étude, Martín *et al.* (2009) ont montré que pour les cas d'utilisation combinée d'une échelle et d'un harnais de sécurité, les travailleurs étaient réticents à porter leur harnais pour les tâches de moins de deux heures. Une formation adéquate en protection contre les chutes de hauteur est un facteur qui encourage les travailleurs à porter un harnais (Martín *et al.*, 2009).

Parmi les raisons avancées par les travailleurs ne portant pas leur harnais, trois reviennent souvent (Rushworth *et al.*, 1986 ; Thompson, 2016) : ils sont trop lourds, ils tiennent trop chaud, ils gênent l'exécution de la tâche. L'interférence avec la tâche à exécuter ou les restrictions de mouvement sont souvent rapportées dans la littérature (Barlas et Izci, 2018 ; Elmoujaddidi et Bachir, 2020 ; Rey-Merchán *et al.*, 2020 ; Wang *et al.*, 2019).

Il n'y a pas de modèle de harnais universel, convenant à l'ensemble des morphologies. Chaque travailleur doit donc essayer les différents harnais et choisir celui qui lui paraît le plus confortable, sans hésiter à faire des mouvements similaires à ceux correspondant à sa tâche de travail. Des harnais confortables auront pour effet d'améliorer la productivité, car ils interféreront moins avec la tâche à réaliser (Thompson, 2016).

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 2,73 % en 2020 (Commission de la construction du Québec, 2021). 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). On remarque notamment que la part des entrées en fonction des femmes était de 8,57 % en 2020, contre seulement 1,1 % en 1997 (Commission de la construction du Québec, 2021). Or les harnais ont principalement été conçus pour des hommes (Seddon, 2002), et la configuration des sangles peut créer un

inconfort important, voire de la douleur chez certaines femmes au niveau du buste (Seddon, 2002).

En somme, un harnais convivial et confortable est un harnais porté. Un harnais porté avec son système d'arrêt de la chute (voir article 1.1.2.1 de la directive européenne 89/686/CEE).

Confort et sécurité en suspension

La question de la performance en suspension, après une chute, est cruciale pour les harnais. 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 est un phénomène connu depuis longtemps (Petroni *et al.*, 2021). 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. Par ailleurs, le *pooling* veineux (mauvais retour veineux) attribuable à la gravité entraîne une augmentation de la fréquence cardiaque. Le cœur bat plus rapidement pour acheminer de l'oxygène au cerveau et le sang dans les jambes s'appauvrit en oxygène. Le mauvais retour veineux diminue le débit cardiaque et diminue l'apport sanguin au cerveau. L'augmentation du travail cardiaque peut déclencher des arythmies fatales et la perte de connaissance peut survenir très rapidement par manque d'oxygène au cerveau (Rauch *et al.*, 2019). Si le participant était debout, dans un cas de figure classique, la perte de connaissance amènerait le corps à l'horizontale et l'afflux sanguin reprendrait un débit normal vers le cerveau. Cependant, le harnais va maintenir la position verticale, ce qui entraînera la mort dans les minutes suivantes. D'un point de vue médical, les victimes de traumatisme de suspension devraient être allongées sur le dos afin de rétablir le flux sanguin (Weber *et al.*, 2020). Un harnais onéreux avec des fourreaux en mousse pour les sangles sera probablement plus confortable en début de suspension, mais pas moins dangereux (Merchant, 2006).

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 ont montré que le temps de suspension était relativement court (Amphoux, 1998 a, 1998b ; Bariod et Théry, 1994 ; Orzech *et al.*, 1987 ; Seddon, 2002). Notamment une recherche menée au National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH) a montré que le temps de secours devrait être inférieur à 9 minutes pour éviter que plus de 5 % des travailleurs ne souffrent d'un traumatisme de suspension (Hsiao *et al.*, 2012). 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 (Hsiao *et al.*, 2012 ; Querellou, 2008). Enfin, un incident survenu lors d'une formation en 2012 a été signalé par un inspecteur de la CNESST. Lors d'un exercice, une personne a perdu connaissance alors qu'elle cherchait

à enfiler les *trauma straps* (sangle permettant au travailleur de se tenir debout dans son harnais en suspension).

Avoir les jambes élevées lors de la suspension, soit être assis dans le harnais, permet de limiter le risque de trauma de suspension et d'augmenter très significativement le temps de suspension (Madsen *et al.*, 1998 ; Merchant, 2006).

Les conclusions d'études relativement anciennes recommandaient de ne pas allonger les personnes ayant subi un traumatisme de suspension immédiatement après les avoir secourues (Stuhlinger *et al.*, 1976), mais des études plus récentes ont montré qu'il n'y avait pas de preuve scientifique appuyant les théories qui avaient mené à ces conclusions (Blaisdell, 2002). Au contraire, Blaisdell (2002) soutient que les victimes de traumatisme de suspension devraient être allongées dès que possible pour restaurer le flux sanguin vers les muscles endommagés et le cerveau.

1. ÉTAT DES CONNAISSANCES

1.1 Notions générales utilisées dans les études comparatives de harnais de sécurité

1.1.1 Somatotypes

La composition corporelle est susceptible d'affecter le confort des harnais. Le somatotype fait référence à la composition corporelle des participants. Il existe trois catégories de somatotypes, soit l'ectomorphe, le mésomorphe et l'endomorphe. Le somatotype ectomorphe représente les gens qui ont peu de masse musculaire et peu de masse grasse tout en ayant une forme très longiligne, tandis que le somatotype mésomorphe représente les gens qui possèdent une masse musculaire plus importante. Le somatotype endomorphe fait référence aux gens avec une plus grande masse grasse. Le somatotype est défini selon les équations de Heath et Carter (Carter, 2002 ; Carter et Heath, 1990). Si chaque aspect du somatotype est interdépendant des autres, remarquons que l'endomorphie dépend principalement de l'importance des plis adipeux ; la mésomorphie dépend principalement des mesures de largeurs osseuses et de circonférences musculaires ; l'ectomorphie varie surtout en fonction de la taille et du poids (taille/racine carrée du poids). Cette classification est relativement simple et il n'est pas rare de trouver des individus se trouvant à la limite de deux catégories ou ayant des caractéristiques des trois catégories.

1.1.2 Essais psychophysiques

La convivialité et le confort des équipements de protection peuvent être quantifiés par la mesure de la perception psychophysique. Les évaluations de la convivialité s'effectuent essentiellement dans un environnement contrôlé où sont reproduites des conditions de travail réelles. Plus particulièrement, il s'agit d'évaluer la perception psychophysique (niveau de nuisance et niveau de confort) après la réalisation d'une activité typique. Des études démontrent son utilité et ses capacités à discriminer entre plusieurs systèmes et équipements. Une étude sur la « grimabilité » des poteaux de bois (Beauchamp *et al.*, 1997, 1999) a démontré la très grande fiabilité et le pouvoir discriminant de la mesure des perceptions psychophysiques. Par exemple, la relation entre la perception de la dureté du poteau de bois par le monteur de lignes et la mesure de l'impact avec un accéléromètre avait un coefficient de corrélation de 95 %. De plus, l'utilisation d'une échelle visuelle analogue a été confirmée comme outil de cueillette de la perception des travailleurs. Des études sur une courroie rétractable (Arteau *et al.*, 1997 ; Beauchamp *et al.*, 1996) ont aussi montré comment cette technique permet d'évaluer la convivialité ou l'intégration aux tâches d'un équipement de protection et de le comparer avec d'autres équipements. Elles aussi ont permis d'identifier un harnais propre au travail des élagueurs et plusieurs

équipements et systèmes permettant l'accès à l'arbre, les positionnements et la protection antichute, le tout en utilisant des échelles visuelles analogues.

1.2 Les premiers travaux de recherche sur les harnais

Cette section présente, dans l'ordre chronologique, les travaux de recherche ayant été menés dans les années 1980 jusqu'au début de la décennie 2000. Lors de ces travaux de recherche, les moyens de mesure étaient plus limités que maintenant. Les chercheurs avaient donc le plus souvent recours aux méthodes de mesure psychophysique (échelles visuelles analogues) plutôt qu'à de l'instrumentation.

La majorité des travaux de recherche ont porté sur le traumatisme de suspension, plutôt que sur le confort ou plus largement la convivialité des harnais. Notamment, les travaux se sont portés sur des populations ayant un recours régulier au harnais, et qui sont appelées à passer un certain temps en suspension, par exemple les alpinistes ou les spéléologues. L'étude de Nelson (1979) portant sur 7 modèles de harnais a démontré que le modèle permettant de s'asseoir avait une durée acceptable de suspension beaucoup plus élevée. Les travaux de Damisch et Schauer (1985) réalisés avec des baudriers d'escalade ont observé qu'au fil du temps lors de la suspension, les participants ressentaient moins de douleur. L'hypothèse avancée est celle d'une perte de signal neural à cause de la pression sur les tissus superficiels.

L'étude la plus large menée sur les harnais de sécurité est celle de Rushworth *et al.* (1986). En effet, celle-ci est l'unique étude qui porte sur trois critères : le confort en suspension, le confort pour la réalisation de tâches courantes, et finalement la convivialité du harnais (facilité d'utilisation). L'évaluation du confort de 12 harnais lors de l'exécution de tâches courantes a été faite avec 12 hommes, représentatifs de la population de travailleurs miniers en Grande-Bretagne. Les participants devaient noter le confort pour chacune des huit tâches, et le confort par région du corps. Les résultats de l'étude montrent que l'inconfort d'un modèle de harnais est ressenti assez rapidement après l'avoir enfilé et que la différence de confort entre les harnais est accentuée par les tâches. Il a été noté que les facteurs affectant le confort sont plus liés à la conception du harnais qu'aux tâches, et qu'il n'y a pas de harnais parfait. Les zones d'inconfort rapportées par les participants sont majoritairement les cuisses, l'aine, et les fesses. Finalement, il a été observé qu'il y a une forte corrélation entre le score d'inconfort et l'acceptabilité des participants à porter le harnais. L'étude a également fourni quelques indices sur les paramètres qui rendent les harnais inconfortables : sangles pas assez souples ; sangles qui ont tendance à présenter de la torsion lors du port du harnais ; points de pression créés aux zones de coutures ; largeur des sangles ; quincaillerie d'ajustement et de connexion ; ajustements pas toujours adaptés à tous les somatotypes des travailleurs.

Pour la partie enfillement et ajustement du harnais, sur 48 tests effectués, on dénombre 14 échecs (le participant n'est pas arrivé à mettre correctement le harnais en 15 minutes,

dont 7 cas de problèmes d'ajustement). Quelques paramètres facilitent l'enfilement et l'ajustement du harnais : configuration du type gilet ; sangles rigides ; quincaillerie d'ajustement rapide.

Pour les essais de suspension, seulement 3 des harnais sur les 12 testés ont permis à tous les participants d'atteindre les 5 minutes de suspension. Tous les harnais ont été identifiés comme donnant un confort inacceptable par au moins 2 participants et 6 harnais ont été identifiés comme donnant un confort inacceptable par tous les participants. La zone d'inconfort majeur est la région de l'aîne, des cuisses et des fesses. L'utilité de la sangle sous-fessière en suspension n'est pas évidente.

Les travaux d'Orzech *et al.* (1987) visaient à mesurer le temps de suspension tolérable chez des militaires de l'armée de l'air, où il leur était demandé de simuler des personnes inconscientes ou blessées, et donc de ne pas faire de mouvements une fois en suspension. Trois types de harnais ont été considérés : ceinture, ceinture à bretelles et complet (*full-body*). Les harnais étaient *snugly fitted* (ajustés confortablement), mais sans critère de mesure ou de vérification autre que l'absence de restriction de mouvement. La suspension était arrêtée à la demande des participants, ou à la suite d'une décision médicale. Le temps de suspension acceptable le plus élevé a été atteint avec le harnais complet

Brinkley (1991) a présenté une étude sur le temps de suspension pour quatre types de harnais différents. Le harnais A correspond au harnais utilisé dans l'étude d'Orzech *et al.* (1987). Une courte description de chacun des quatre harnais est donnée ci-dessous :

- Le harnais A est un harnais classique en H, avec des sangles qui encerclent le torse et les cuisses. La sangle sous-pelvienne fait la jonction entre les deux sangles de cuisses au niveau du postérieur ;
- Le harnais B inclut une ceinture abdominale. La ceinture, les sangles d'épaules et la sous-pelvienne convergent au niveau du stabilisateur de ceinture qui est situé au niveau de la hanche des participants ;
- Le harnais C est caractérisé par le fait que les sangles d'épaule sont attachées l'une à l'autre via des sangles diagonales (qui sont elles-mêmes attachées à un anneau métallique situé au niveau du sternum). Les sangles d'épaules frontales descendent jusqu'aux hanches et sont connectées à des anneaux métalliques ;
- Le harnais D inclut une ceinture abdominale. La ceinture, les sangles d'épaules et la sous-pelvienne convergent au niveau d'anneaux métalliques qui sont situés au niveau des hanches des participants. La sangle sous-pelvienne est intégrée aux sangles de cuisses.

Les harnais A et B concentraient les sollicitations dans l'aîne, les harnais C et D répartissaient mieux les pressions. Les harnais C et D présentent un temps de suspension tolérable significativement supérieur aux harnais A et B. À part la localisation des points de pression des sangles, l'étude de Brinkley (1991) n'a pas abordé la question

du confort. On observe que les harnais offrent une durée de suspension tolérable plus grande que les ceintures (voir étude d'Orzech *et al.* [1987]), et que certains harnais sont meilleurs que d'autres pour la suspension.

Les travaux d'Amphoux, Bariod et Théry sont répertoriés dans différentes références (Amphoux, 1991, 1998a, 1998b ; Bariod, 1992 ; Bariod et Théry, 1994). En 1982, leurs travaux ont porté sur des essais de suspension passive avec différents types de harnais, pour 5 participants, âgés de 18 à 59 ans. Leurs travaux ont mis en évidence le fait que les harnais complets permettent un temps de suspension plus long que les ceintures. Amphoux mentionne que les ceintures devraient être interdites, car dangereuses, autant pour la suspension que l'arrêt de chute. Amphoux et ses collaborateurs demandaient aux participants de ne pas bouger afin de simuler une victime inconsciente. Leurs observations rapportent un temps de suspension tolérable nettement plus faible, de l'ordre de six minutes en l'absence complète de mouvement, comparativement au cas où les participants effectuaient des contractions musculaires (Amphoux, 1998b).

1.3 Travaux précédents menés à l'IRSST

1.3.1 Gilet-harnais

Les travaux d'Arteau et Giguère (1985) ont porté sur l'évaluation du gilet-harnais, soit un nouveau type de harnais de sécurité proposé par un concepteur. Le mécanisme de fonctionnement attendu était que la flexion au niveau des hanches amortirait la chute ; l'élément essentiel à tester était l'effet de la position des cuisses par rapport au tronc. L'objectif des essais était de déterminer les lieux de concentration de pression, la stabilité positionnelle du gilet-harnais et le rétablissement à une position confortable présumée à partir de positions de départ extrêmes. L'étude mettait donc l'emphase sur des essais de soulèvement lent suivis de suspension statique.

Les essais de soulèvement lent ont été faits à partir de 5 positions de départ différentes. Ceci a permis, en l'absence d'essais dynamiques de chute, d'identifier un cas où le participant pouvait sortir du harnais de sécurité, et donc un risque en cas d'arrêt de chute : la sortie fesses premières, rendue possible par l'absence de support fessier, survenait lorsque la circonférence de l'abdomen était supérieure à celle du thorax.

Des tests de suspension ont été faits avec les 9 participants, pour des durées de 1 minute, 5 minutes et finalement 30 minutes. Lors des essais de suspension, il était demandé aux participants d'identifier les zones de pression, et les niveaux de pression. Les participants ont également évalué le confort du gilet-harnais lors du port sans suspension. Le confort était acceptable, mais une limitation des mouvements en extension et torsion du tronc, ainsi que de la friction sur les cuisses ont été relevés.

1.3.2 Harnais d'élagueurs

Les travaux d'Arteau *et al.* (2007) ont porté sur une petite population de travailleurs amenés à utiliser très fréquemment le harnais de sécurité : les élagueurs. L'objectif des travaux de recherche était de revoir les méthodes de travail et les équipements de positionnement pour augmenter la protection contre les chutes de hauteur.

Plus particulièrement, une partie de l'étude portait sur l'évaluation de l'efficacité, de la fiabilité et de la convivialité des harnais de sécurité. La convivialité a notamment été mesurée à l'aide d'échelles visuelles analogues. Les participants devaient évaluer le niveau de gêne (nuisance) au niveau de chaque épaule et de chaque hanche, et également donner une appréciation globale des harnais, le tout afin de sélectionner un harnais optimal, adapté au travail des élagueurs.

La détermination du harnais optimal d'élagueur a été faite en 5 étapes :

1. Identification de la configuration et du matériel des sangles d'épaules des harnais à tester et leur comparaison en laboratoire durant des tâches simples ;
2. Comparaison des harnais lors du travail dans une plate-forme élévatrice (nacelle) ;
3. Comparaison des harnais lors de l'accès et des déplacements dans un arbre avec des techniques d'accès sur corde et des ascensions avec des éperons ;
4. Comparaison des harnais lors du travail dans un arbre avec des outils attachés au harnais avec des techniques d'accès sur corde et des ascensions avec des éperons ;
5. Validation à long terme du harnais sélectionné avec les travailleurs ayant participé aux évaluations 1 à 4 et des travailleurs n'ayant jamais utilisé de harnais.

Les harnais testés venaient du même fabricant, et avaient des configurations de sangles dorsales croisées ou en double V, avec des matériaux rigides ou extensibles. L'étude incluait 10 participants hommes, tous élagueurs, pour des poids allant de 65 à 100 kg, effectuant cinq tâches différentes en laboratoire ainsi que des situations de travail simulées. Les participants ont semblé préférer les sangles extensibles et les sangles en double V. Une fiche technique décrivant les spécifications du harnais élagueur a été produite par la CNESST suite à ce rapport de recherche.

1.4 Travaux du NIOSH

Plusieurs projets de recherches portant sur les harnais ont été menés au NIOSH au cours des dernières années. Une partie des travaux a notamment porté sur la taille et l'ajustement des harnais aux somatotypes modernes des deux sexes (Hsiao, 2013 ; Hsiao, Friess, *et al.*, 2009 ; Hsiao *et al.*, 2007 ; Hsiao, Whitestone, *et al.*, 2009), et l'autre sur l'impact de l'ajustement des harnais en termes de temps de suspension sans trauma (Hsiao *et al.*, 2012).

1.4.1 Ajustement des harnais aux somatotypes modernes

Les dimensions des harnais remontent aux années 70, et sont basées sur des travaux de l'armée américaine (Bradtmiller *et al.*, 2000), mais l'anthropométrie a évolué depuis ces années-là (US Department of Health and Human Services, 2001). Les travaux de Hsiao *et al.* (2007), réalisés à partir de scanners tridimensionnels de 108 hommes et 108 femmes, ont mis en évidence que les tailles de harnais utilisées actuellement n'étaient pas idéales pour les somatotypes de la population des États-Unis : au moins 24 % des hommes et 31 % des femmes ne seraient pas en mesure de trouver un harnais qui convienne à leur corps. Ils ont proposé de nouveaux systèmes de taille pour deux types de harnais (overhead, et de type veste) : un pour les hommes et un autre pour les femmes, qui devraient permettre d'accommoder 96 % de la population.

Les articles du NIOSH présentent des informations très détaillées sur les longueurs d'ajustement pour chaque sangle (Hsiao, Friess, *et al.*, 2009 ; Hsiao, Whitestone, *et al.*, 2009). Sur la base de ces travaux, le NIOSH a proposé de nouveaux diagrammes de taille pour les hommes et les femmes (Hsiao *et al.*, 2012).

1.4.2 Influence de l'ajustement du harnais sur le temps de suspension

L'étude de Hsiao *et al.* (2012) s'est penchée sur l'influence de l'ajustement du harnais sur le temps de suspension des participants. Pour cette étude, un total de 37 travailleurs de la construction a subi des tests de suspension : 20 hommes et 17 femmes. La seule variable dépendante considérée était le temps de suspension. L'arrêt de suspension était déterminé par des signes d'intolérance orthostatique ou un arrêt demandé par le participant.

Les deux sexes ont été considérés à part presque égales dans cette étude, ce qui était une première. Le poids des participants allait de 50 à 141 kg. Parmi les variables, les chercheurs ont considéré : l'angle de suspension, l'angle des sangles de cuisse, l'ajustement du harnais. Pour analyser ces différents angles et l'ajustement du harnais, les chercheurs se sont appuyés sur des scanners tridimensionnels.

Les résultats ont mis en évidence des corrélations significatives entre le temps de suspension et le poids, la stature, l'angle de suspension, la profondeur du buste, et l'angle des sangles de cuisse. Par contre, les chercheurs n'ont pas trouvé de différence significative entre les sexes. On peut cependant noter que l'IMC moyen des participants hommes et femmes ayant participé à cette étude était similaire (aux alentours de 25). Les auteurs de cette étude signalent par ailleurs certaines limitations de leur panel de participants.

Enfin, on peut noter que, dans l'hypothèse où le sexe n'aurait pas d'effet sur le temps de suspension, cela ne donne aucune indication quant au confort ou à la convivialité perçus par les femmes lors du port du harnais de sécurité pour l'exécution de tâches courantes.

Une des conclusions majeures de cette étude est que le temps de sauvetage d'un travailleur en suspension dans son harnais ne devrait pas excéder 9 minutes afin de s'assurer que 95 % des travailleurs ne subissent pas de traumatisme de suspension.

1.5 Initiatives de manufacturiers

1.5.1 Honeywell / Miller

L'entreprise Honeywell (Miller) propose un harnais (H500) permettant, selon ses déclarations, d'accroître la sécurité ergonomique, au sens où ces harnais faciliteraient la liberté de mouvement des utilisateurs, et donc limiteraient les troubles musculo-squelettiques (Serban, 2020). Ces harnais ont aussi été conçus avec un souci de respirabilité afin d'en accroître le confort lors de l'utilisation par temps chaud (Serban, 2020). Avec un coût de l'ordre de 150 \$ canadiens dans sa version classe A, ce harnais en H est plutôt dans la moyenne haute des harnais de protection contre les chutes.

1.5.2 3M/Capital safety

L'entreprise 3M (Capital safety) a développé un harnais (ExoFit Strata), dans le but de limiter la nuisance au niveau des épaules. Le concept repose sur une barre en aluminium rigide qui supporte le poids de l'anneau en D et des sangles d'épaules, et ramène cette charge au niveau du bassin de l'utilisateur. Ce système permettrait de réduire le poids sur les épaules de 85 % (*3M Capital Safety DBI-SALA ExoFit STRATA Full-body Safety Harness*, 2015). Par ailleurs, le rembourrage des épaules a aussi été conçu pour favoriser la circulation d'air et donc éviter de tenir trop chaud à l'utilisateur. L'entreprise Capital Safety a collaboré avec le *Sweere Center for Clinical Biomechanics and Applied Ergonomics* de la *Northwestern Health Sciences University* afin de valider les innovations apportées par ce modèle de harnais (*Capital Safety debuts DBI-SALA® ExoFit STRATA™*, 2015). Ce modèle de harnais inclut nécessairement une ceinture, afin de transmettre le poids de l'anneau en D et des sangles d'épaules jusqu'au bassin de l'utilisateur. De construction haut de gamme, et n'existant pas en classe A uniquement, le coût est très élevé (environ 800 \$ canadiens).

1.5.3 MSA

L'entreprise MSA a lancé en 2017 des harnais en forme de V (V-Series, de l'ordre de 100 \$ canadiens pour un modèle de classe A), avec une boucle d'attache rapide sternale. À première vue, ce type de harnais se rapproche des harnais en X. Selon les déclarations du manufacturier, la forme de ces harnais est censée améliorer les mouvements du torse (Youdale, 2020). Ces harnais incluent également une nouvelle connexion au niveau de la hanche, pour favoriser la flexion du harnais en même temps que le travailleur. Ces harnais sont également censés être mieux adaptés à la morphologie des femmes, et sont testés sur des chantiers aux États-Unis (Grinapol, 2020). Le manufacturier annonce avoir utilisé les données biométriques de 5000 personnes pour créer le tableau des tailles.

1.5.4 Conclusions

Les manufacturiers de harnais semblent sensibles à la question du confort lors du port du harnais par les travailleurs et proposent plusieurs modèles censés répondre à certaines des problématiques soulevées lors du port des harnais. Comme bien souvent lors du développement de produits par des manufacturiers, les données appuyant les déclarations ne sont pas disponibles, et il est donc difficile de confirmer la véracité des améliorations apportées par ces harnais. D'autre part, on remarquera que le développement de ces harnais semble s'être surtout concentré sur la partie confort lors du travail, sans aborder le cas de la suspension.

2. OBJECTIFS DE RECHERCHE

2.1 Objectifs et hypothèses de recherche

2.1.1 Objectifs

Cette recherche avait deux objectifs :

1. Évaluer en laboratoire le confort de diverses configurations de harnais (sangles frontales et dorsales, appuis dorsaux et sous fessiers) suivant les somatotypes (ectomorphe, mésomorphe et endomorphe) et les deux sexes :
 - a. dans des conditions de mouvements contrôlés et représentatifs de tâches, et ;
 - b. dans des conditions de suspension prolongée dans le harnais ;
2. Déterminer les caractéristiques des harnais qui optimisent le confort et les valider (au travers de deux prototypes) pour des mouvements contrôlés et en suspension.

Pour atteindre ces objectifs, l'étude a été réalisée en deux phases principales. La phase 1 a consisté en des essais de laboratoire pour évaluer différents harnais conventionnels lors de deux types de tests : (i) des tests de mouvements contrôlés, préalablement déterminés lors d'observations au Centre de formation des métiers de l'acier (CFMA) et sur le terrain afin de représenter les mouvements les plus contraignants et les plus courants ; (ii) par des tests de suspension. La phase 2 a consisté à déterminer les caractéristiques des harnais qui optimisent le confort, grâce aux résultats de la phase 1, à concevoir deux prototypes et à les valider en laboratoire par des tests de mouvements contrôlés et de suspension.

2.1.2 Hypothèses de recherche

Les variables dépendantes et indépendantes qui étaient considérées sont présentées au tableau 1.

Tableau 1. Variables dépendantes et indépendantes

Variables indépendantes	Variables dépendantes
Harnais	
Sexe	Mesures physiologiques
Somatotype	Mesures biomécaniques
Temps de suspension	Mesures psychophysiques
Mouvements contrôlés	

Les hypothèses de recherche étaient les suivantes :

1. L'analyse du travail réalisée sur le terrain devrait permettre de documenter les tâches réelles et de dégager les mouvements contraignants. Les mouvements d'élévation de bras et les mouvements asymétriques du tronc devraient entraîner des restrictions de mouvements.
2. L'étude des harnais conventionnels devrait faire ressortir des différences au niveau des mesures biomécaniques (électromyographie, pression locale) et psychophysiques entre les différents modèles de harnais, et ainsi dégagera des critères de conception.
3. L'étude devrait faire ressortir des différences entre les sexes, au niveau des contraintes biomécaniques et l'évaluation psychophysique du confort. Les harnais conventionnels (généralement unisexe et historiquement conçus pour des hommes) accentuent certaines contraintes biomécaniques et influencent la perception de confort pour les femmes, notamment les sangles de la région thoracique frontale.
4. L'étude devrait faire ressortir des différences entre les somatotypes, au niveau des contraintes biomécaniques et l'évaluation psychophysique du confort. Les harnais conventionnels, lesquels sont historiquement conçus pour des caractéristiques s'approchant davantage des personnes mésomorphes, accentuent certaines contraintes biomécaniques et influencent la perception de confort chez les personnes endomorphes.
5. L'étude devrait faire ressortir des différences entre les prototypes et les harnais conventionnels, pour la liberté de mouvement (perception psychophysique, mesure de pression) ainsi que pour la suspension (appréciation psychophysique, mesure de pression). Les prototypes devraient améliorer la circulation vasculaire des membres inférieurs vers la partie supérieure du corps et diminuer la sensation d'inconfort lors de la suspension.

2.2 Originalité de l'étude

Le chapitre 1 a présenté une synthèse des différents travaux sur les harnais de sécurité au cours de quatre dernières décennies. Ces précédents travaux de recherche ont permis des avancées majeures en termes de protection des travailleurs contre les chutes de hauteur, mais elles présentent certaines limitations :

- La majorité des études s'est concentrée sur des tests de suspension ;
- Peu de recherches ont été menées sur la notion de confort du harnais pour les tâches courantes ;
- Seules deux études ont abordé la notion plus globale de convivialité du harnais ;
- La notion d'inconfort n'a pas toujours été abordée avec les participants lors des tests de suspension ;
- La pression exercée par les sangles du harnais n'a jamais été mesurée, seule la position des sangles sur les participants a été considérée pour les récents travaux du NIOSH ;

- La question du sexe n'a jamais été abordée du point de vue du confort des harnais, et plus généralement le nombre de femmes participant dans ces études est resté très limité jusqu'aux travaux du NIOSH ;
- Les études les plus complètes ont été réalisées avec une population de participants présentant un biais (militaires en activité, travailleurs miniers) ;
- L'efficacité des *trauma straps* n'a jamais été vérifiée expérimentalement.

La présente étude visait à répondre à certaines des inconnues énoncées ci-dessus. Notamment, l'accent a été mis sur la notion de confort, pas seulement en position verticale, mais aussi dans des positions représentatives de certaines tâches réalisées par les travailleurs. Cette notion de confort a été mesurée par des tests psychophysiques (échelle visuelle analogue) et les réponses des participants ont été comparées à des mesures physiques de pression aux points de contact entre les sangles du harnais et le corps. Enfin, l'efficacité des *trauma straps* a été étudiée.

La question de la largeur des sangles sera également étudiée. La largeur minimale des sangles a été déterminée entre 1940 et le début des années 1950 par des essais sur des humains, des cadavres et des animaux dont la masse nominale était alors d'environ 80 kg. Cette largeur minimale de 41 mm a été reprise dans beaucoup de normes dont la CSA Z259.10 de 1990 (Association canadienne de normalisation, 1990) pour une masse de 100 kg. La largeur minimale est demeurée 41 mm dans la norme CSA Z259.10 de 2012 et 2018 (Association canadienne de normalisation, 2018) bien que la masse pour l'essai dynamique ait été augmentée à 160 kg. Cette largeur de 41 mm se retrouve également dans les normes européennes EN361 (European Standards, 2002) et américaine de l'American National Standards Institute ANSI Z359.1 (2007). Ainsi, il paraît opportun de se demander s'il est possible d'envisager une sangle de 41 mm pour les travailleurs plus légers et une sangle plus large pour les travailleurs plus lourds, afin que la pression exercée sur les zones de contact soit du même ordre de grandeur.

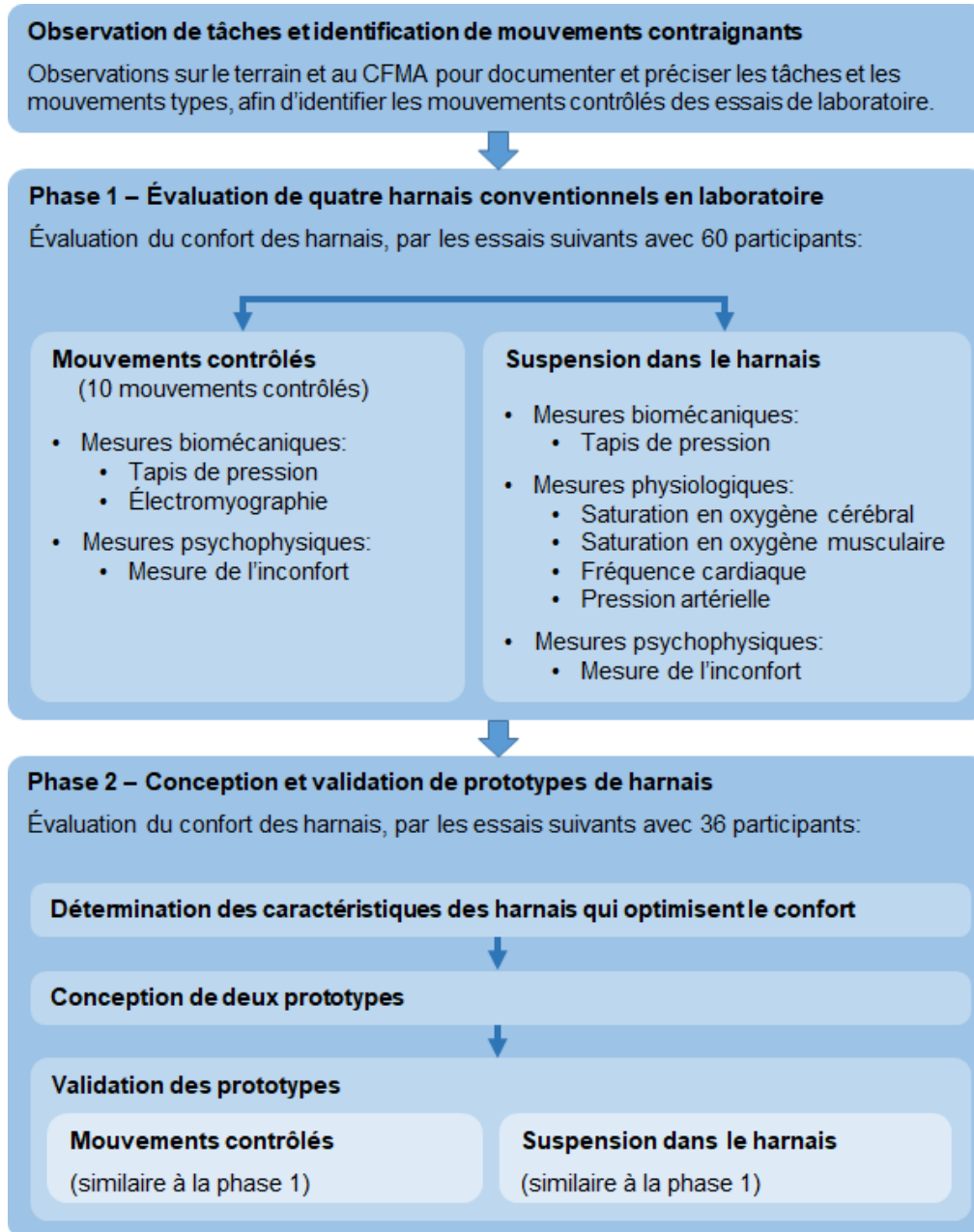
Dans le but de réduire la pression à l'intérieur des cuisses, Amphoux (1991) recommande l'utilisation de la sangle sous-pelvienne. Cette sangle est recommandée dans la norme CSA Z259.10 (Association canadienne de normalisation, 2018), mais n'est pas obligatoire. La question du confort apporté par cette sangle sous-pelvienne lors de la suspension sera étudiée lors du projet de recherche.

Enfin, la question du sexe sera traitée dans cette étude. Les caractéristiques morphologiques des hommes et des femmes étant différentes, le confort et les contraintes biomécaniques des différents types et prototypes de harnais seront évalués pour chacun des deux sexes.

3. MÉTHODOLOGIE

La méthodologie est résumée dans la figure 1 et détaillée dans cette section.

Figure 1 Méthodologie utilisée pour la réalisation du projet de recherche.



3.1 Observation de tâches et identification de mouvements contraignants

Les métiers de ferrailleurs et de monteurs-assembleurs (Commission de la construction du Québec, 2010) ont fait l'objet d'une évaluation sur le port de harnais. Ces deux métiers ont été sélectionnés pour les raisons suivantes :

- Ils sont exercés couramment dans l'industrie de la construction ;
- Ce sont des métiers où le travail en hauteur est très présent et conséquemment ils requièrent le port fréquent du harnais ;
- Ils sont enseignés au Centre de formation des métiers de l'acier (CFMA) et les installations actuelles permettent de reproduire les tâches exercées par ces métiers.

Le tableau suivant présente la liste des tâches exercées pour chacun des métiers (Commission de la construction du Québec, 2010) :

Tableau 2. Description des tâches par métier selon la CCQ

Ferrailleurs	Décharger le matériel, manutentionner le matériel, installer de l'acier d'armature, fabriquer et mettre en place des éléments préfabriqués, souder de l'acier d'armature, installer des jointures mécaniques, installer des ancrages et des goujons, installer des treillis métalliques, mettre en place des systèmes de post-tension, fabriquer des pièces d'armature sur le chantier.
Monteurs-assembleurs	Mobiliser un chantier, assembler l'appareil de levage, décharger le matériel, gréer des éléments, installer des échafaudages fixes, installer des escaliers et des passerelles, installer des éléments de protection, installer des éléments de recouvrement, ériger des éléments structuraux, ériger des éléments préfabriqués (béton, acier, modules, etc.), modifier, réparer et renforcer des éléments structuraux ou architecturaux, démanteler des éléments structuraux ou architecturaux.

3.1.1 Sur le terrain et au CFMA, prise de vidéos et entrevues semi-dirigées

Les tâches de monteur-assembleur et de couvreur ont été observées sur deux chantiers de rénovation, qui ont été visités afin de documenter ces principales tâches qui requièrent le port de harnais. Les tâches de ferrailleurs ont été observées au CFMA. Avec la collaboration de formateurs et d'étudiants, les tâches types de travail sur un mur d'armature ont été reproduites lors d'une journée d'observation avec 6 étudiants participants.

Des séquences vidéo ont été enregistrées sur un des deux chantiers visités et au CFMA afin de déterminer les mouvements types à utiliser pour les essais de laboratoire. L'analyse de ces vidéos a permis d'identifier les principaux mouvements contraignants qui

ont été reproduits en laboratoire pour l'évaluation comparative de différents types de harnais.

Trois entrevues semi-dirigées individuelles ont été effectuées avec les travailleurs observés sur les chantiers. Ces entrevues étaient basées sur un questionnaire comportant des questions sur le confort des harnais (perception du poids, chaleur, gêne dans les mouvements, identification des mouvements gênants et des zones d'inconfort sur un schéma de corps humain) ainsi que sur sa convivialité (facilité à enfiler le harnais en été et en hiver, facilité d'ajustement des sangles). Les travailleurs étaient également invités à mentionner leur méthode de vérification du bon ajustement des sangles. Du fait de leurs contraintes avec le chantier en cours, les travailleurs n'ont pas pu accorder une longue période pour répondre aux questions et rentrer dans beaucoup de détails (l'entretien a duré environ 15 minutes).

Une entrevue d'une heure environ a été effectuée avec les formateurs du CFMA, selon le même questionnaire, afin de recueillir des informations supplémentaires sur la convivialité et le confort des harnais de sécurité.

3.1.2 Analyse de vidéos pour identifier les mouvements types et mouvements contraignants

À partir des séquences vidéo enregistrées sur le terrain, une analyse des tâches et mouvements réels a été effectuée afin d'identifier les mouvements contraignants et leur fréquence. Les activités de travail et temps d'observation pour chacune sont répertoriés au tableau 3.

Tableau 3. Activités de travail et temps d'observation avec prise de vidéo

Activité de travail	Nombre de travailleurs observés	Temps d'observation	Temps d'observation travailleur-tâche
Montage d'échafaudage (terrain)	1	10 min	10 min
Démontage mur d'armature (CFMA)	3 à 6	51 min	257 min
Montage mur d'armature (CFMA)	4 à 5	82 min	344 min

Pour des raisons de visibilité, le travail de montage d'échafaudage sur le terrain n'a pas pu être filmé pendant une longue durée. Néanmoins, les tâches étant très répétitives, il est raisonnable de penser que les fréquences de mouvements notées sont représentatives de ce type d'activité.

Dans le cas du travail sur le mur d'armature au CFMA, la prise de vue a permis de filmer de 3 à 6 étudiants simultanément, dans des activités de montage et démontage du mur d'armatures. Outre les tâches de travail sur le mur d'armature (installer les armatures, ligaturer), des tâches de manutention au sol à proximité du mur d'armature ont aussi été observées. Au total, cela a représenté plus de 10 heures de tâches-travailleur analysées.

3.1.3 Confirmation du choix des mouvements contrôlés destinés aux essais de laboratoire

La longue entrevue d'une heure avec les formateurs du CFMA a été réalisée après que l'observation des activités de travail sur les chantiers et au CFMA ait permis l'identification des mouvements types et contraignants ayant mené à la détermination des mouvements contrôlés à utiliser pour les essais de laboratoire. Lors de cette entrevue, l'un des formateurs a réalisé ces mouvements contrôlés pour cinq modèles de harnais et de donner ses impressions sur la pertinence d'utiliser ces mouvements pour évaluer le confort des harnais.

3.2 Essais de laboratoire — Phase 1

3.2.1 Participants

Un total de 60 participants a été recruté sur une base volontaire parmi les étudiantes et étudiants inscrits au programme de kinésiologie de l'UQAM (10 hommes et 10 femmes pour chacun des trois somatotypes). L'étude a été approuvée par le Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains (CIEREH) de l'UQAM (certificat No 2686_e_2020 rapport 1249). Les participants étaient des étudiants rémunérés, plutôt que des travailleurs pour les raisons suivantes :

1. Les mouvements à réaliser en laboratoire étaient standardisés et ne demandaient aucune expérience particulière ;
2. La comparaison des différents modèles retenus avec les différents équipements de mesure physiologiques devait être réalisée dans un environnement sécuritaire et contrôlé ;
3. Les étudiants n'avaient aucune 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. Un autre avantage du recours à des étudiants en kinésiologie est qu'ils ont une connaissance approfondie de l'anatomie et de la physiologie humaine, donc la capacité de définir précisément le lieu anatomique d'une pression et de faire remonter ces informations aux expérimentateurs, au besoin (Arteau et Giguère, 1985). Par ailleurs, ils ont également une certaine familiarité avec la démarche scientifique, ce qui peut être un avantage compte tenu de la durée des essais avec chacun d'entre eux. Un désavantage d'avoir recours à des participants naïfs est le fait qu'ils peuvent moins faire le lien entre le mouvement réalisé en laboratoire et un mouvement similaire réalisé en milieu de travail.

Tous les participants ont signé le formulaire de consentement préalablement approuvé par le Comité d'Éthique de l'UQAM avant de débuter les expérimentations, ainsi que le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP). Les critères d'inclusion pour participer à l'étude étaient d'être en bonne santé physique et d'avoir un somatotype permettant à l'équipe de recherche de recruter un nombre égal de participants dans chacun des somatotypes. Le somatotype a été mesuré à l'aide de la méthode de Heath et Carter (Carter, 2002 ; Carter et Heath, 1990) dès le recrutement des participants. Le classement des participants en fonction de leur somatotype pour les essais de laboratoire de la phase 1 est présenté au tableau 4.

Pour les essais, les participants portaient des vêtements en lycra fournis par l'équipe de recherche. Les raisons du choix de ces vêtements en lycra, portés par le participant dans la figure 2, étaient d'avoir une couleur contrastante avec les sangles du harnais, et d'avoir des vêtements assez fins et près du corps pour ne pas interférer avec les sangles des harnais. Ces vêtements ne sont pas représentatifs de ceux portés par des travailleurs de la construction, et ce point pourrait être étudié dans une autre étude, notamment le cas des vêtements portés en hiver.

Tableau 4. Moyennes des valeurs de somatotypes obtenues pour les 60 participants lors des essais en laboratoire, selon la méthode de Heath et Carter

Somatotype	Moyenne (écart-type) pour les hommes					Moyenne (écart-type) 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)

3.2.2 Harnais conventionnels testés

Les quatre harnais conventionnels utilisés pour la phase 1 de l'étude sont les suivants, et certaines de leurs caractéristiques sont présentées au tableau 5 :

- Harnais A (Figure 2) : modèle en X, espacement fixe au niveau de la sous-pelviennne pour la jonction avec les deux cuissardes (plus large que le harnais B). 3 boucles à baïonnette et 1 molette d'ajustement. Présence de fourreau rembourré (8 cm de largeur) au niveau des épaules, mais pas au niveau des cuisses ;

- Harnais B (Figure 3) : modèle en H, légère mobilité au croisement des sangles. Ce harnais a une taille d'espacement constant à la couture des sangles de cuisse sur la sous-pelviennne, et ce que la grandeur soit régulier ou XL. L'espacement est restreint (15 cm). C'est un modèle peu coûteux, l'anneau en D n'est pas en acier forgé, mais en acier estampé, il n'y a pas de fourreau rembourré pour les sangles ;
- Harnais C (Figure 4) : modèle en Y, pas de sous-pelviennne, harnais pensé pour travail en suspension (élagueur), présence d'une ceinture abdominale, plus cher, mais intéressant pour vérifier le confort en suspension et la configuration en Y. Présence de fourreau rembourré au niveau des épaules (8 cm de largeur), ainsi qu'aux cuisses (largeur variant de 52 à 124 mm) ;
- Harnais D (Figure 5) : modèle de base, mobilité plus large au niveau du croisement des sangles que le harnais B. Forme en H. Sangle sous-pelviennne cousue au centre (en un seul point) avec les deux cuissardes. Taille universelle, pas de fourreau rembourré pour les sangles.

Les harnais ont été 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). Le harnais B est représentatif des modèles les plus fréquemment rencontrés sur les chantiers de construction (modèle en H avec une sangle sous-pelviennne). Le harnais D, est relativement similaire et a été choisi pour comparaison avec le harnais B, étant donné que les deux sangles de cuisse sont cousues au centre de la sous-pelviennne. Les harnais A et C ont été choisis pour leur configuration de sangle particulière (en X et en Y respectivement). Certains des modèles considérés sont de classe AL ou ALP, mais seule la suspension par l'anneau dorsal en D est comparée pour les différents modèles. 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).

Tableau 5. Harnais utilisés pour la phase 1 de laboratoire

Harnais	Forme	Boucles	Sous-pelviennne	Taille	Remarque
Harnais A (Figure 2)	X	3 baïonnettes	Oui largeur fixe (environ 25-30 cm)	XS, S, Reg (L), XL	Molette d'ajustement, Mobilité restreinte au croisement à la hanche
Harnais B (Figure 3)	H	Entrelacées	Oui largeur fixe (environ 15 cm)	S, M, L, XL, 2XL, 3XL	Mobilité restreinte au croisement à la hanche
Harnais C (Figure 4)	Y	2 baïonnettes	Non	S, M, L	Pour élagueur, ceinture de maintien
Harnais D (Figure 5)	H	Entrelacées	Oui, cuissardes cousues au centre	Universel	Mobilité plus large au croisement à la hanche

Figure 2. Harnais A (modèle en X).

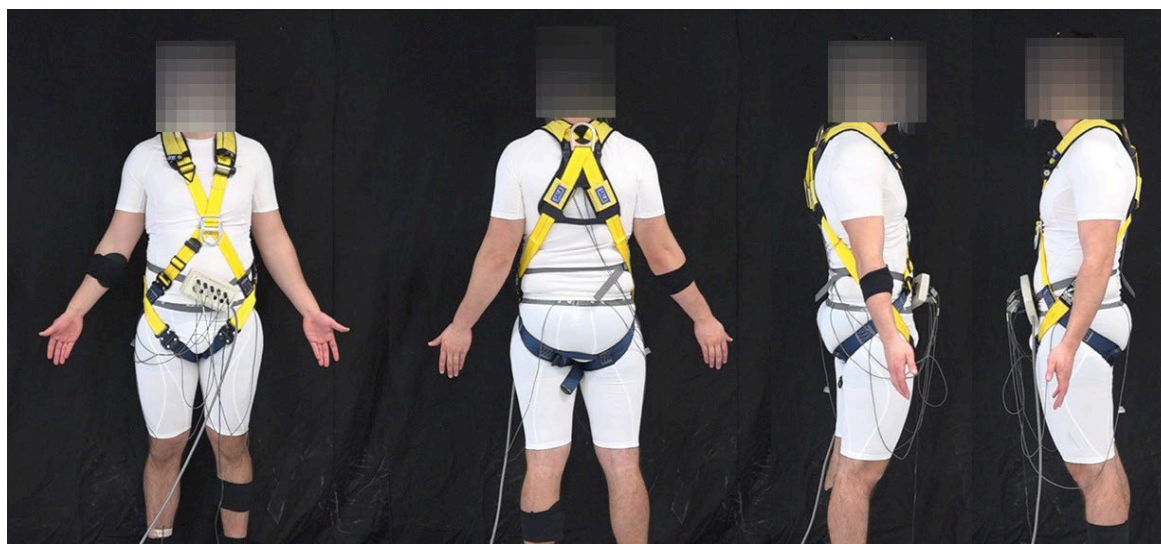


Figure 3. Harnais B (modèle en H).

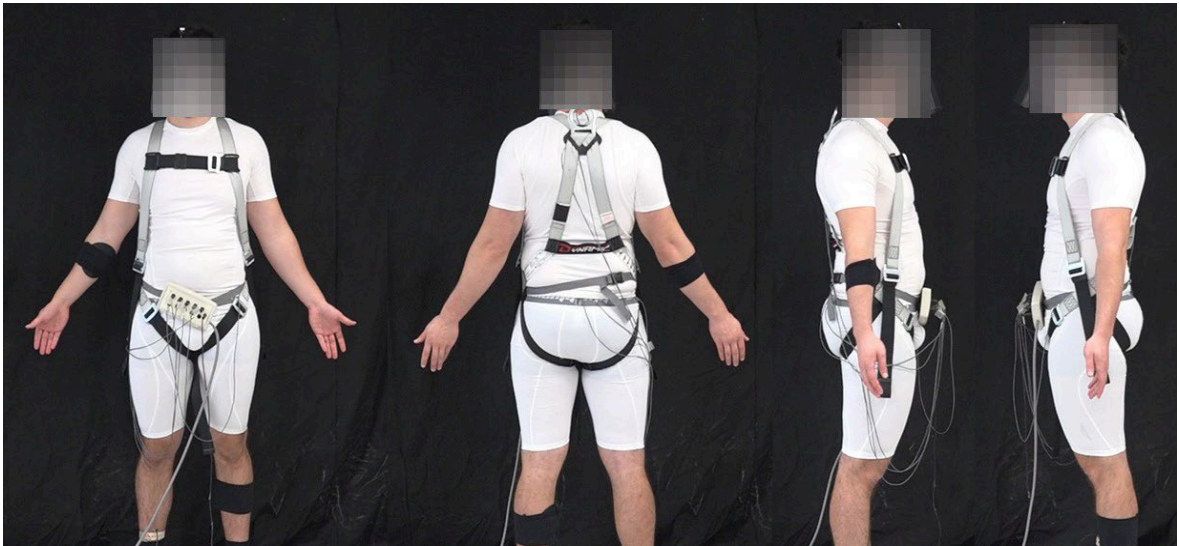


Figure 4. Harnais C (modèle en Y).



Figure 5. Harnais D (modèle en H).



3.2.3 Ajustement du harnais

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

- Enfiler les bretelles en s'assurant que l'anneau dorsal est bien situé entre les omoplates ;
- Passer les sangles cuissardes sous les fesses et les boucler autour des cuisses ;
- Boucler la sangle de poitrine sans entraver la respiration ;
- 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).

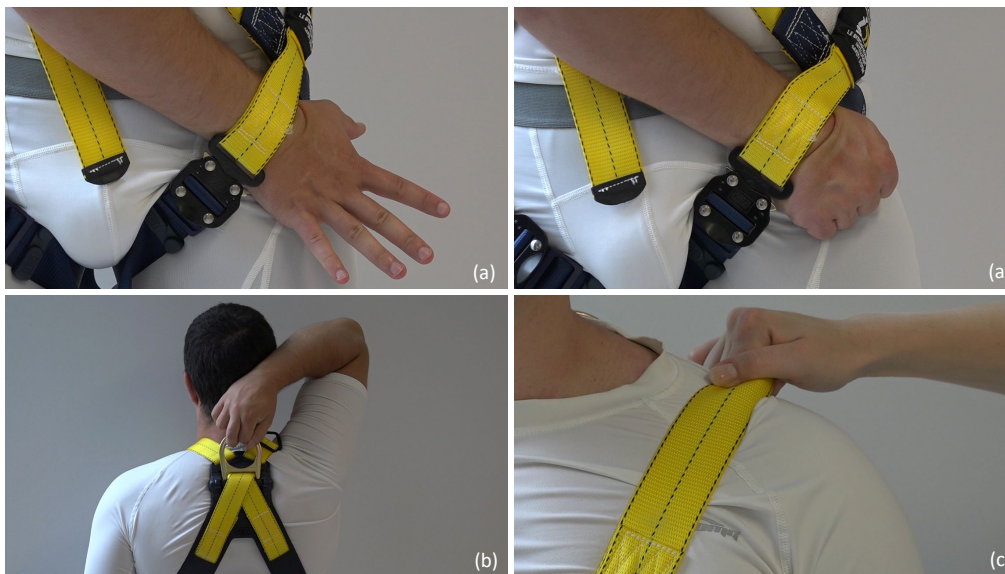
Les participants participant à l'étude n'avaient pas de formation préalable pour l'ajustement du harnais. L'absence de formation préalable ne devrait pas influencer les résultats en termes de confort puisque l'ajustement a été vérifié de manière similaire pour tous les modèles de harnais avec tous les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

- Au niveau des cuisses (partie antérieure), il faut être en mesure de glisser la main entre la sangle du harnais et la cuisse et de ne pas être en mesure de sortir la

main si on ferme le poing (Figure 6 a). Si le poing est en mesure de sortir, il faut serrer à nouveau la sangle.

- L'anneau dorsal doit être placé de manière à ce que le travailleur soit en mesure d'y toucher avec le bout des doigts en tentant d'y toucher par-dessus la tête (Figure 6 b). La flexibilité du participant aura une influence, il faudrait spécifier l'endroit dans le dos qui est le plus approprié soit au milieu du dos entre les omoplates. L'anneau peut être légèrement plus haut que les omoplates.
- Au niveau des épaules, il faut être en mesure de bouger les sangles, mais on ne doit pas être capable de les faire glisser le long du corps et enlever les sangles des épaules (Figure 6 c).
- Au niveau du sternum, pour tester un ajustement adéquat et symétrique, une fois que tous les points d'ajustement ont été faits, l'individu peut prendre une grande inspiration et juger si la pression est équivalente pour les deux côtés. Il devrait y avoir une légère pression partout si les ajustements ont été bien effectués et ils devraient être symétriques de chaque côté.

Figure 6. Critères d'ajustement du harnais (a) au niveau des cuisses, (b) position de l'anneau dorsal, (c) au niveau de l'épaule.



3.2.4 Procédure expérimentale

Chaque participant a été invité à participer à une séance de huit heures environ.

Au début de la séance, le participant était informé verbalement du déroulement des expérimentations. Il avait déjà pu prendre connaissance de ces informations puisque celles-ci étaient incluses dans le formulaire de consentement qui lui avait été remis précédemment. Ensuite, l'expérimentateur évaluait les données morphologiques du

participant (taille, poids, somatotype). Pour débiter, on demandait au participant de réaliser les mouvements sans porter de harnais afin d'identifier les amplitudes maximales (positions limites) propres au participant. Puis, les électrodes d'électromyographie étaient installées et la force de contraction maximale (FCM) était mesurée lors de la contraction maximale volontaire (CMV) des participants (voir section 3.2.7.3). Connaissant les valeurs pour la CMV, les participants réalisaient les mouvements identifiés dans la section 3.2.5 sans harnais, afin de connaître la sollicitation musculaire de référence, qui servira de comparaison entre les harnais pour la suite. Une fois, ces informations de base recueillies, les positions limites ajustées et l'instrumentation EMG fonctionnelle, les participants passaient à la séquence expérimentale.

Pour chacun des quatre harnais à l'étude (essayés par les participants en ordre aléatoire), la séquence expérimentale consistait tout d'abord à réaliser des **mouvements contrôlés** en portant les harnais (détails à la section 3.2.5), suivie d'une **suspension** prolongée d'une durée maximale de 10 minutes (détails à la section 3.2.6). Une fois la séquence expérimentale complète était terminée pour un harnais, le participant passait à un autre harnais.

Lors de la réalisation des **mouvements contrôlés**, les informations suivantes étaient colligées :

- pressions exercées par les sangles des harnais sur les zones de contact cibles harnais-utilisateur (sangles d'épaule et sangles de cuisses, voir section 3.2.7.1) à l'aide de tapis de pression ;
- sollicitations musculaires pour des groupes musculaires spécifiques liés aux contraintes des mouvements (voir section 3.2.7.3) par des mesures d'électromyographie ;
- confort/inconfort des harnais par la perception psychophysique (voir section 3.2.7.1).

Une fois cette partie de mouvements contrôlés réalisée, pour le même harnais, la séance se poursuivait avec un test de **suspension** prolongée d'une durée maximale de 10 minutes (détails à la section 3.2.6). Un temps de repos de 5 minutes assis était alloué avant la suspension de manière à laisser le temps au participant de revenir à un état de repos, et mesurer ses paramètres physiologiques dans cet état. Les informations suivantes ont été colligées lors des essais :

- pressions exercées par les sangles des harnais sur les zones de contact cibles harnais-utilisateur (sangles d'épaule et sangles de cuisses, voir section 3.2.7.1) à l'aide de tapis de pression ;
- oxygénation cérébrale (voir section 3.2.7.4) ;
- oxygénation musculaire de l'avant-bras et du mollet (voir section 3.2.7.4) ;
- fréquence cardiaque (voir section 3.2.7.6) ;

- pression artérielle (voir section 3.2.7.7) ;
- confort/inconfort des harnais par la perception psychophysique (voir section 3.2.7.1).

3.2.5 Mouvements contrôlés représentatifs de tâches

Les participants ont réalisé des mouvements contrôlés, représentatifs de certaines tâches de travail identifiées à la section 3.1. Ces tests visaient à évaluer les contraintes imposées ou la liberté de mouvement permise par le port des différents harnais au niveau des muscles responsables des mouvements de la ceinture scapulaire et des mouvements asymétriques au tronc.

Au total, dix mouvements contrôlés ont été réalisés par les participants et sont présentés au tableau 6. Certains d'entre eux (flexion vers l'avant, inclinaison sur les côtés, élévation des bras) ont d'abord été réalisés sans port de harnais afin de déterminer les positions limites que le participant pouvait atteindre.

Tableau 6. Listes des mouvements contrôlés et critères

Mouvement contrôlé	Figure	Critères
Flexion vers l'avant	Figure 7	Mouvement jusqu'à la flexion maximale pour le participant (d'abord réalisé sans port de harnais afin de mettre en place la planche blanche pour indiquer la position limite)
Inclinaison sur le côté gauche	Figure 8	Mouvement jusqu'à un angle de 30° (d'abord réalisé sans port de harnais afin d'ajuster la réglette côté gauche pour indiquer la position limite)
Inclinaison sur le côté droit	Figure 8	Mouvement jusqu'à un angle de 30° (d'abord réalisé sans port de harnais afin d'ajuster la réglette côté droit pour indiquer la position limite)
Rotation sur le côté gauche	Figure 9	Deux bras tendus, angle de 45° sur la gauche (mesuré avec un potentiomètre linéaire de 10 K Ω monté en diviseur de tension)
Rotation sur le côté droit	Figure 9	Deux bras tendus, angle de 45° sur la droite (mesuré avec un potentiomètre linéaire de 10 K Ω monté en diviseur de tension)
Élévation des deux bras	Figure 9	Mouvement jusqu'à la position limite pour le participant (préalablement identifié sans port de harnais pour positionner les réglettes à l'extrémité des doigts, pieds à plat)

Mouvement contrôlé	Figure	Critères
Position du chevalier jambe gauche, rotation à gauche	Figure 10	Jambe gauche fléchie à 90°, genou droit à terre, rotation du buste bras tendus jusqu'à entrer en contact avec le trépied (angle de 45° sur la gauche)
Position du chevalier jambe gauche, rotation à droite	Figure 10	Jambe gauche fléchie à 90°, genou droit à terre, rotation du buste bras tendus jusqu'à entrer en contact avec le trépied (angle de 45° sur la droite)
Position du chevalier jambe droite, rotation à gauche	Figure 11	Jambe droite fléchie à 90°, genou gauche à terre, rotation du buste bras tendus jusqu'à un angle de 45° sur la gauche (quand les doigts entrent en contact avec le trépied côté gauche)
Position du chevalier jambe droite, rotation à droite	Figure 11	Jambe droite fléchie à 90°, genou gauche à terre, rotation du buste bras tendus jusqu'à un angle de 45° sur la droite (quand les doigts entrent en contact avec le trépied côté droit)

Les mouvements contrôlés réalisés sont pour la plupart en lien direct avec des mouvements observés lors d'activités de travail : flexion vers l'avant, inclinaison sur le côté, rotation sur le côté, élévation des bras. Les mouvements dans la position du chevalier, ne sont effectivement pas des choses qui ont été observées lors des activités de travail, mais ces mouvements, combinant une rotation du buste et un genou à terre a été utilisé dans des études précédentes et a montré que c'était un mouvement discriminant (Marchand *et al.*, 2006).

Figure 7. Flexion vers l'avant.

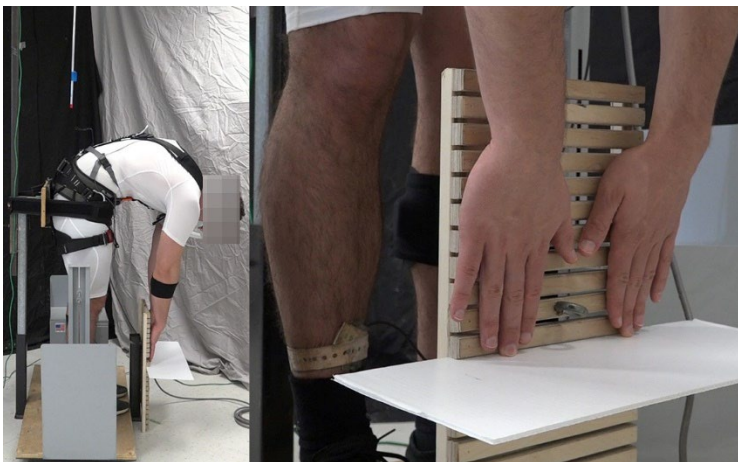


Figure 8. Inclinaison sur le côté (gauche et droite).



Figure 9. Rotation sur le côté (gauche et droite), et élévation des bras.

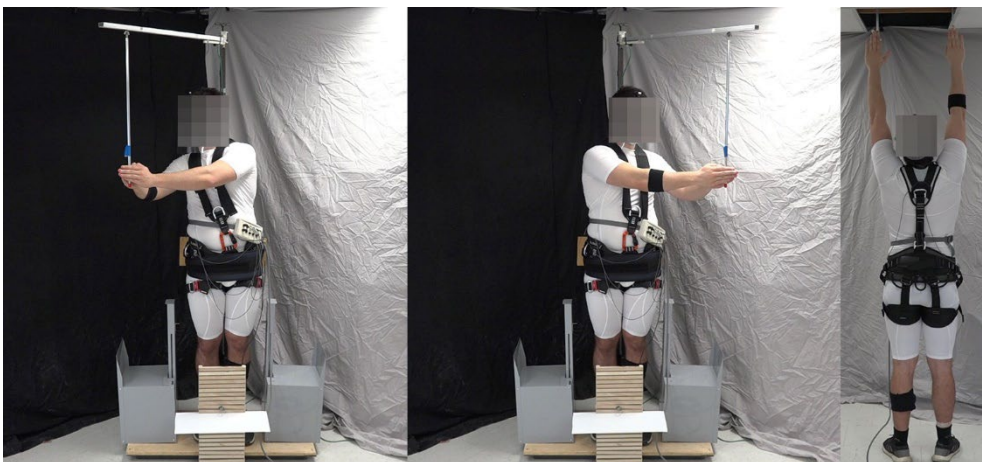


Figure 10. Position du chevalier jambe gauche, rotation à gauche et à droite.

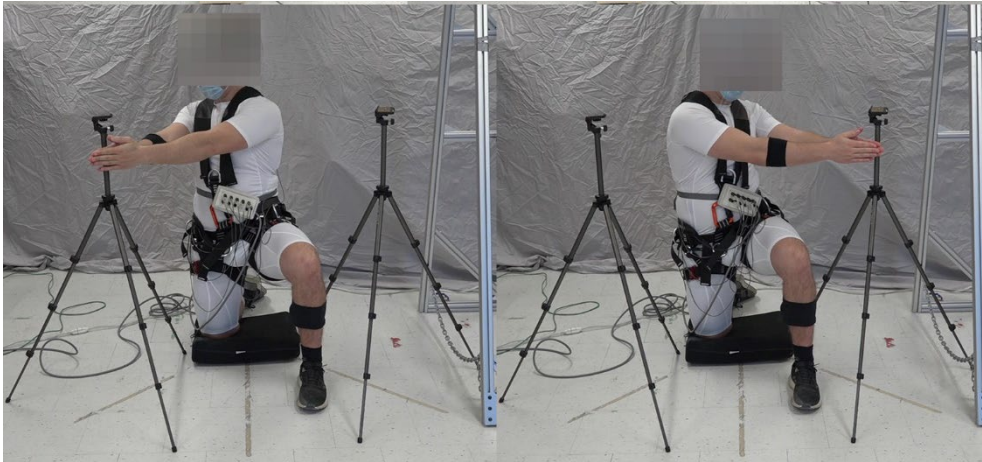
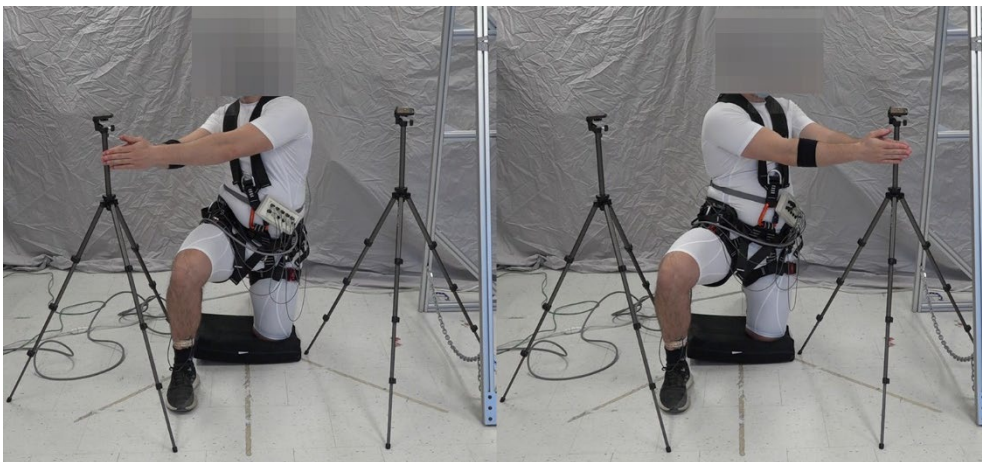


Figure 11. Position du chevalier jambe gauche, rotation à gauche et à droite.



3.2.6 Tests de suspension

Deux tests de suspension ont été réalisés pour chaque harnais :

1. Une suspension courte (quelques secondes) afin de mesurer les pressions exercées par les sangles des harnais sur les participants ;
2. Une suspension prolongée d'une durée maximale de dix minutes afin de suivre l'évolution de l'appréciation psychophysique et des paramètres physiologiques des participants.

Le test de suspension prolongée avait pour but de quantifier les contraintes mécaniques exercées par les sangles des harnais sur certaines zones du corps durant la suspension, de mesurer en temps réel certains effets physiologiques sur une période maximale de dix

minutes, et de connaître l'appréciation psychophysique des participants de l'évolution de leur niveau de confort dans le harnais à des intervalles d'une minute. Les tests sont illustrés à la figure 12 et la figure 13.

Figure 12. Suspension du participant dans le harnais C (modèle en Y).

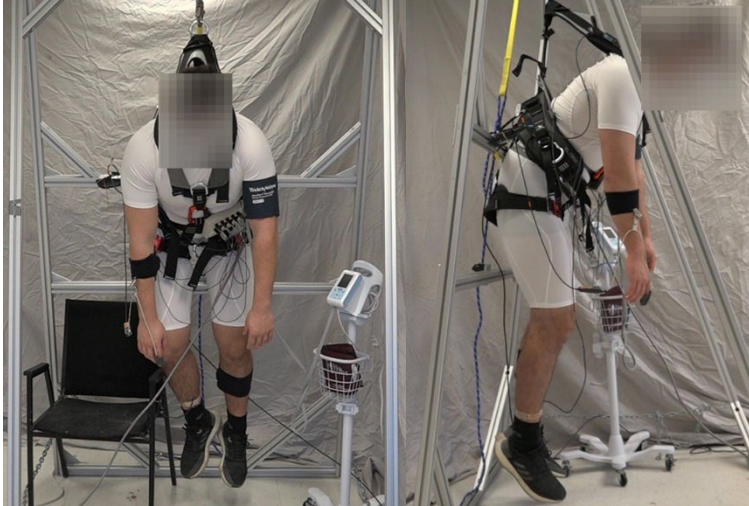
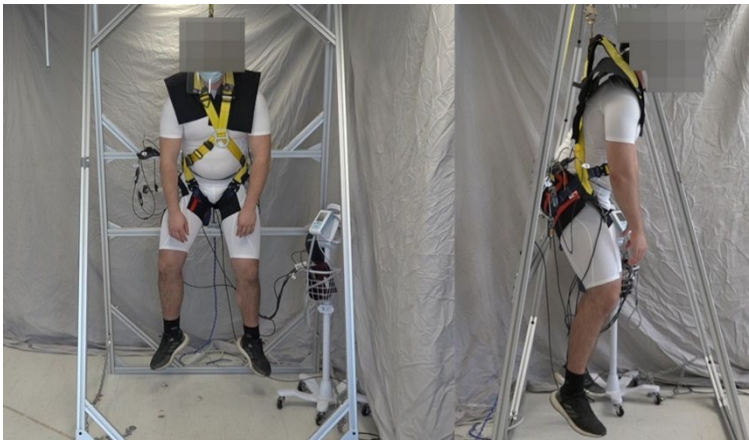


Figure 13. Suspension du participant dans le harnais A (modèle en X), avec les tapis de pression.



Les essais de suspension ont été réalisés de la manière suivante :

- Le participant était assis et au repos pendant une période de 5 minutes ;
- Puis il se mettait debout sur un banc pour la position de départ ;
- Une corde reliée à un mousqueton était fixée à l'anneau dorsal en D du harnais ;

- Au signal de l'expérimentateur, le participant pliait ses genoux pour permettre la prise en charge du poids du corps par le harnais ;
- Le banc était ensuite retiré pour que les pieds se retrouvent dans le vide ;
- Le temps de suspension était de 10 minutes ou moins ;
- La suspension était interrompue prématurément si :
 - Le participant en faisait la demande ;
 - Le participant présentait des symptômes avant-coureurs de trouble orthostatique. Ces symptômes étaient évalués en temps réels par des mesures physiologiques à l'aide des équipements présentés à la section 3.2.7.

Au niveau des mesures physiologiques, la suspension était arrêtée si l'un ou l'autre des critères suivants était atteint (Hsiao *et al.*, 2012) :

- La saturation cérébrale en oxygène passait en dessous de 50 % ou qu'une baisse supérieure à 20 % de la valeur initiale du participant au repos ;
- La diminution de la pression sanguine systolique était supérieure à 20 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test ;
- La diminution de la pression sanguine diastolique était supérieure à 10 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test ;
- La pression sanguine diastolique était supérieure à 100 mmHg ;
- La fréquence cardiaque augmentait de plus de 28 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos ;
- La fréquence cardiaque diminuait de plus de 10 battements par minute par rapport à la valeur initiale au repos.

3.2.7 Variables mesurées

Les variables mesurées pour chaque type d'essais sont présentées synthétiquement au tableau 7. Les détails sont donnés dans les sous-sections suivantes.

Tableau 7. Paramètres mesurés pour les essais de laboratoire

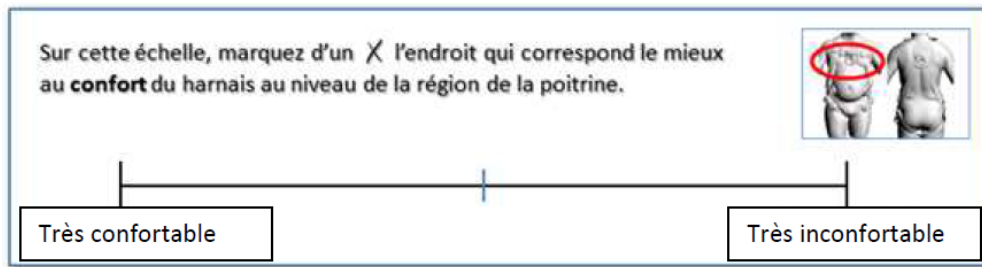
Type de mesure	Mouvement contrôlé	Test de suspension
Psychophysique : échelle visuelle analogue confort/inconfort	X	X
Biomécanique : tapis de pression	X	X
Biomécanique : électromyographie	X	
Physiologique : saturation oxygène muscles périphériques		X
Physiologique : saturation oxygène cérébral		X
Physiologique : fréquence cardiaque		X
Physiologique : pression artérielle		X

3.2.7.1 Inconfort des harnais par la perception psychophysique

Les participants ont indiqué l'appréciation subjective de l'inconfort des harnais lors de la réalisation des mouvements identifiés à la section 3.2.5. La perception psychophysique des participants a été mesurée à l'aide d'échelles visuelles analogues (Figure 14), où le participant indiquait par une marque au crayon son appréciation entre « très confortable » et « très inconfortable » sur l'échelle. Ce type de mesure a déjà été utilisé 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 *et al.*, 2006). L'axe de l'échelle psychophysique mesure 100 mm de longueur, et le score indiqué par le participant a donc été converti en pourcentage afin de les utiliser pour les analyses (p. ex la croix indiquée par le participant à 67 mm de l'origine de l'axe = score de 67 %). Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort/inconfort).

La perception psychophysique de l'inconfort a été mesurée pour 5 régions anatomiques : l'épaule droite, l'épaule gauche, la poitrine, la région pelvienne droite et la région pelvienne gauche.

Figure 14. Exemple d'échelle visuelle analogue.



Pour les tests de mouvements contrôlés, cette mesure était demandée au participant pour chacune des régions anatomiques à la fin de chaque condition expérimentale (mouvement x harnais). Pour les tests de suspension, cette mesure était demandée au participant pour chacune des régions anatomiques, toutes les deux minutes durant tout le temps de la suspension, pour chaque condition de port de harnais.

Une échelle unique pour évaluer le confort ou l'inconfort a été choisie pour des raisons pratiques, notamment du fait des évaluations qui étaient nécessaires durant les intervalles de deux minutes en suspension, et les cinq zones séparées qui étaient visées. Ce choix n'est pas idéal pour la précision de la valeur mesurée (selon ce qui est rapporté par Shen et Parsons [1997] pour l'évaluation de la pression ressentie par des participants pour des sièges), mais pour l'objectif de comparaison et classement des harnais qui était visé, cela donne des résultats satisfaisants, d'autant plus que des mesures objectives (biomécaniques et physiologiques) sont prises. En effet, lorsqu'il est question d'évaluer des équipements spécifiques, les échelles subjectives (comme les échelles psychophysiques) ne reflèteront probablement pas une mesure absolue, mais seront suffisantes pour identifier qu'un équipement est préférable à un autre (Annett, 2002).

3.2.7.2 Pressions exercées par les sangles des harnais

Les pressions exercées par les sangles des harnais ont été mesurées à l'aide d'un système de cartographie de pression (système Vista Medical) composé de bandes souples de 4 pouces de largeur et 20 pouces de longueur disposées sous les sangles des harnais au niveau des épaules et des hanches, recouvrant ainsi 4 régions anatomiques (Figure 15). Chaque bande est munie de 72 capteurs de force qui permettent d'évaluer la répartition de la pression exercée par les sangles des harnais. Aux épaules, les bandes couvrent les régions de l'omoplate, du trapèze supérieur et de la poitrine. Aux hanches, les bandes couvrent l'intérieur de la cuisse et de l'aîne, puis le pli-fessier jusqu'à la crête iliaque. Des bandes avec des capacités maximales de 8 et 12 psi ont été utilisées lors des tests de mouvements contrôlés et d'autres de 12 à 24 psi pour les tests de suspension. Trois valeurs ont été retenues au cours de chaque essai de mouvement contrôlé ou de suspension : la pression maximale, la pression moyenne et la surface pour laquelle la pression mesurée était supérieure à 1 psi.

Figure 15. Harnais D avec les tapis de pression installés sur le participant.

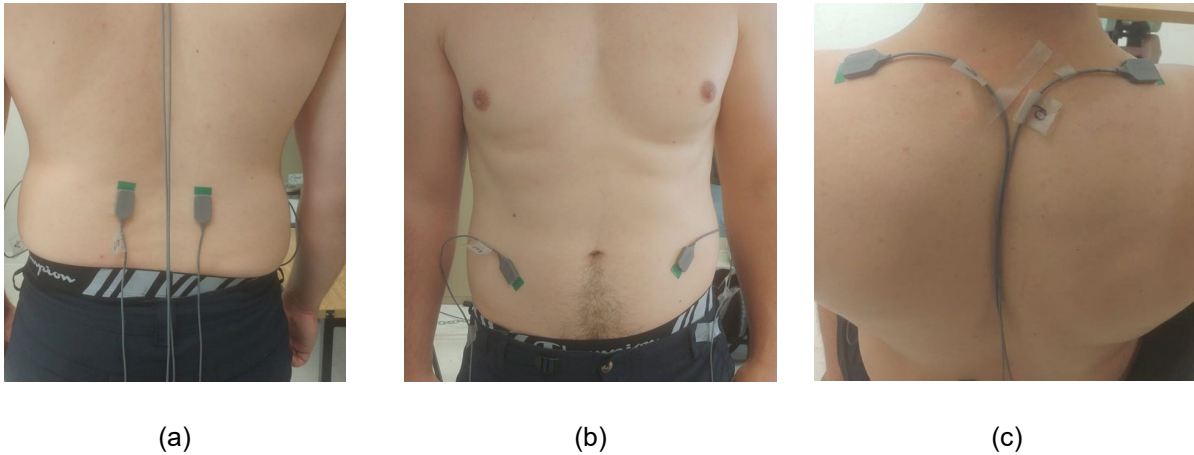


3.2.7.3 Sollicitations musculaires engendrées par le port des harnais

Afin d'évaluer la sollicitation des différents groupes musculaires durant les diverses conditions expérimentales, des mesures EMG ont été réalisées avec électrodes avec des électrodes de surface (DELSYS SYSTEM). Les électrodes ont été disposées dans la partie médiane du muscle et en suivant la direction des fibres musculaires (De Luca, 1997). La disposition des électrodes a été faite selon la méthode décrite par Perotto et Delagi (2005).

Les différents muscles analysés par EMG sont présentés selon leurs fonctions. Les trapèzes supérieurs sont principalement responsables de l'élévation et de la stabilisation de la scapula, les obliques externes sont responsables de la rotation et de l'inclinaison du tronc et les érecteurs du rachis sont responsables de l'extension du tronc. La figure 16 présente l'emplacement des électrodes sur les différents muscles.

Figure 16. Emplacement des électrodes sur les différents muscles : (a) érecteurs du rachis, (b) obliques externes, (c) trapèzes.



La pose des électrodes débutait par un rasage de la zone en cas de présence de poils, suivi d'une exfoliation de la peau avec une pâte abrasive. La zone cutanée ciblée était nettoyée avec un tampon d'alcool. Cette étape a permis d'éliminer les particules de peau morte, améliorer le contact avec l'électrode et limiter les artefacts (Kumar et Mital, 1996 ; Nigg et Herzog, 1994 ; Winter *et al.*, 1994). Une plaque métallique a été disposée sur la partie antérieure et médiale à la jambe pour assurer une mise à la terre avec le tibia. Les signaux de l'activité musculaire étaient acheminés vers un convertisseur analogue/numérique (DataTranslation) avec une résolution de 16 bits. Les signaux étaient transformés en données numériques et enregistrés par le logiciel DASYLab (Version 9). La fréquence d'échantillonnage des signaux a été fixée à 1000 Hz. Les signaux sont enregistrés à l'état brut durant l'expérimentation pour vérifier leur état initial. Lors de l'analyse des signaux, un filtre ayant une bande passante (gamme de fréquences susceptibles d'être transmises) de 20 à 350 Hz a été appliqué afin d'éliminer les artefacts ne faisant pas partie du spectre de l'EMG (De Luca, 1997). Ces signaux ont ensuite été rectifiés et filtrés avec un filtre Butterworth passe-bas de 4 Hz pour obtenir l'enveloppe linéaire du signal. Les valeurs d'EMG obtenues étaient normalisées des valeurs EMG maximales obtenues via des tests de contractions maximales volontaires (CMV) isométriques de 3 à 5 secondes pour tous les muscles impliqués.

Les pourcentages de CMV, les valeurs ont été calculées comme suit :

$$\% \text{ CMV} = \frac{\text{Valeur EMG mesurée pendant la condition}}{\text{Valeur EMG mesurée pendant la CMV}} \times 100 \quad (1)$$

3.2.7.4 Saturation en oxygène des muscles périphériques

Les mesures de la saturation en oxygène des muscles ont été réalisées lors des tests de suspension. L'oxygénation musculaire du gastrocnémien interne et du cubital antérieur a été mesurée du système Moxy-3 pour réaliser une analyse comparative entre les membres inférieurs et supérieurs. Ces mesures donnent une indication, en temps réel, du changement de l'état d'oxygénation du tissu musculaire localisé sous la sonde de mesure (Thiel *et al.*, 2011). La mesure d'oxygénation musculaire à l'aide de Moxy est fiable pour des niveaux d'efforts d'intensité faible à modérée (Andri *et al.*, 2019 ; Crum *et al.*, 2017). Les mesures d'oxygénation musculaire au mollet étaient particulièrement importantes pour mesurer l'efficacité des *trauma straps*.

3.2.7.5 Saturation en oxygène cérébrale

La saturation en oxygène de l'hémoglobine cérébrale (ScO₂) a été mesurée avec le système SenSmart™ Modèle X-100 (Nonin). Ce système utilise 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 (HbO₂) et une autre par l'hémoglobine réduite. La quantité de lumière réfléchi et le spectre d'absorption permettent de calculer la teneur en oxygène de la zone cérébrale explorée. Les valeurs normales à l'état éveillé oscillent généralement entre 60 et 75 %. Bien que l'évolution du chiffre soit plus intéressante en recherche expérimentale que la valeur absolue mesurée, une ScO₂ inférieure à 50 % a constitué un critère d'arrêt du test.

3.2.7.6 Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque moyenne (FC) a été mesurée avec un cardiofréquencemètre (POLAR Model RS800). 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. Une augmentation de la fréquence cardiaque de plus de 28 battements par minute par rapport à celle évaluée au repos était l'un des critères pouvant mettre fin au test de suspension (Hsiao *et al.*, 2012).

3.2.7.7 Pression artérielle

La pression artérielle a été 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 a été reprise à chaque période de 2 minutes. Compte tenu du délai pour la prise de mesure, celle-ci a été mesurée durant les 30 secondes précédant la fin de chaque période. La mesure de cette variable physiologique est particulièrement importante pour assurer la sécurité des participants lors des suspensions. Une diminution de la pression sanguine systolique supérieure à 20 mmHg ou une diminution de la pression sanguine diastolique supérieure à 10 mmHg par rapport à la pression mesurée avant le test pouvait donner lieu à l'arrêt immédiat du test de suspension (Hsiao *et al.*, [2012]).

3.2.7.8 Compilation des mesures enregistrées durant la suspension

Le tableau 8 présente la liste des variables mesurées et leur fréquence d'échantillonnage lors de la suspension. Les différentes valeurs de pressions exercées par les sangles des harnais étaient mesurées et moyennées pour les premières secondes de la suspension avec les différents harnais évalués.

Tableau 8. Variables mesurées, fréquences d'échantillonnage et données résultantes pour chaque période de 2 minutes durant le test de suspension de 10 minutes

Variable mesurée	Fréquence d'échantillonnage	Nombre de données moyennées pour chaque période
Fréquence cardiaque	1 par seconde	120
Oxygénation musculaire (avant-bras et mollet)	1 par seconde	120
Oxygénation cérébrale	15 par minute	30
Pression artérielle	1 par période	1
Inconfort (psychophysique)	1 par période ¹	1

¹ Mesure effectuée à la fin de la période de 2 minutes

3.2.8 Analyse statistique des résultats d'essais

Les analyses pour chaque type d'essais sont présentées synthétiquement au tableau 9. Pour l'analyse des résultats des essais de mouvements contrôlés, des analyses à un facteur à mesures répétées (ANOVA univariée à mesures répétées) ont été réalisées sur toutes les variables dépendantes (mesures psychophysiques et mesures biomécaniques). L'ANOVA est une ANOVA pour modèle mixte, avec le harnais comme variable indépendante fixe (4 niveaux) et les participants comme variable indépendante aléatoire. Pour la variable de l'activité musculaire (électromyographie), la variable indépendante fixe harnais avait 5 niveaux (4 harnais et la condition sans harnais). Pour l'analyse des résultats des essais de suspension, des analyses à deux facteurs à mesures répétées ont été réalisées sur toutes les variables dépendantes (mesures physiologiques, mesures biomécaniques et mesures psychophysiques). L'ANOVA est aussi une ANOVA pour modèle mixte, avec le harnais (4 niveaux) et la période (5 niveaux) comme variables indépendantes fixes et les participants comme variable indépendante aléatoire. Pour les variables mesurées avec les tapis de pression, des ANOVAs univariées ont été réalisées puisque le temps n'est pas un facteur pour ces mesures. Pour toutes les analyses, le seuil de significativité était de 5 % ($p < 0,05$).

Pour la variable appréciation psychophysique, la position des appréciations marquées sur les échelles visuelles analogues a été mesurée afin de les coder pour les analyses. Pour plusieurs variables mesurées, les analyses ont été réalisées séparément pour chacune des régions anatomiques évaluées. C'est le cas pour l'appréciation psychophysique (5 régions anatomiques), pour les variables liées aux tapis de pression (4 régions anatomiques), pour l'électromyographie (6 régions anatomiques) et la saturation en oxygène des muscles (2 régions anatomiques).

Tableau 9. Analyses réalisées suite aux essais de laboratoire

	Type de mesure	Pour chacun des 10 mouvements contrôlés	Test de suspension
Psychophysique	échelle visuelle analogue confort/inconfort	5 ANOVAs univariées pour 5 régions anatomiques (ÉPD, ÉPG, P, RPD, RPG) Facteur : Harnais (4 niveaux)	5 ANOVAs à deux facteurs pour 5 régions anatomiques (ÉPD, ÉPG, P, RPD, RPG) Facteurs : Harnais (4 niveaux) + Période (5 niveaux) + Harnais*Période
Biomécanique	tapis de pression	12 ANOVAs univariées pour 3 variables dépendantes (Pmax, Pmoy et Surface avec pression > 1 psi) et 4 régions anatomiques (ÉPD, ÉPG, RPD, RPG) Facteur : Harnais (4 niveaux)	12 ANOVAs univariées pour 3 variables dépendantes (Pmax, Pmoy et Surface avec pression > 1 psi) et 4 régions anatomiques (ÉPD, ÉPG, RPD, RPG) Facteur : Harnais (4 niveaux)
	électromyographie	6 ANOVAs univariées pour 6 régions anatomiques (TrapD, TrapG, ObID, ObIG, ÉrectD, ÉrectG) Facteur : Harnais (5 niveaux, incluant la condition sans harnais)	
Physiologique	saturation oxygène cérébral		ANOVA à deux facteurs Facteurs : Harnais (4 niveaux) + Période (5 niveaux) + Harnais*Période
	saturation oxygène muscles périphériques		2 ANOVAs à deux facteurs pour 2 régions anatomiques (avant-bras, mollet) Facteurs : Harnais (4 niveaux) + Période (5 niveaux) + Harnais*Période
	fréquence cardiaque		ANOVA à deux facteurs Facteurs : Harnais (4 niveaux) + Période (5 niveaux) + Harnais*Période
	pression artérielle		ANOVA à deux facteurs Facteurs : Harnais (4 niveaux) + Période (5 niveaux) + Harnais*Période

Des analyses post hoc de comparaisons multiples Bonferroni ont été faites pour déterminer les différences significatives entre les 4 différentes conditions de harnais (4 modèles de harnais) et, dans le cas de l'électromyographie, l'ajout de la 5^e condition, soit la condition sans harnais.

L'ensemble des analyses a été fait à l'aide du logiciel IBM SPSS v.27. Dans les résultats graphiques présentés au chapitre 3 (résultats) et les annexes (A et B), les barres d'erreur indiquent l'intervalle de confiance à 95 % pour la moyenne des individus. Pour chaque variable dépendante mesurée, des lettres ont été utilisées pour indiquer la significativité entre les différentes conditions de harnais : des lettres identiques indiquent que les harnais sont statistiquement similaires, et des lettres différentes indiquent que les harnais sont statistiquement différents. Un exemple de traitement statistique des résultats est donné en annexe A.I. Le test de sphéricité de Mauchly est utilisé pour valider l'ANOVA à mesures répétées. La sphéricité est une hypothèse pour les ANOVA à mesures répétées où les variances des différences entre toutes les paires possibles des conditions interparticipants sont égales. SPSS propose trois types de corrections au test de Mauchly : Greenhouse-Geisser (considérée comme conservatrice), Huynh-Feldt (considérée comme la moins conservatrice) et limite inférieure (considérée comme la plus conservatrice). La correction à utiliser dépend de la valeur d'épsilon (ϵ). Girden (1992) recommande d'utiliser la correction Huynh-Feldt lorsque $\epsilon > 0,75$ et la correction Greenhouse-Geisser lorsque $\epsilon < 0,75$.

L'ANOVA à mesures répétées a aussi été affinée pour évaluer l'influence du sexe et du somatotype. Le nombre de participants diminuant par groupe (30 par sexe, 20 par somatotype, 10 par somatotype x sexe), il est parfois difficile d'arriver à une puissance statistique permettant d'identifier une différence significative. Pour toutes les variables dont la période était un facteur, les ANOVA intégrant les facteurs sexe et somatotype ont été réalisées pour la dernière période seulement.

3.3 Conception de prototypes

Les deux prototypes ont été élaborés en collaboration directe avec l'équipementier sur la base des résultats d'analyse obtenus après la phase 1 de ce projet de recherche. La conception des prototypes s'est faite de la manière suivante :

- Les résultats d'essais obtenus lors des essais en laboratoire pour la phase 1 ont permis d'identifier quelques lignes directrices pour la conception de prototypes ;
- Plusieurs itérations de prototypes ont été réalisées pour valider ou écarter certains concepts, avec l'aide d'un étudiant participant au projet ;
- Des itérations ont été faites avec l'équipementier pour améliorer ces prototypes jusqu'à aboutir à deux prototypes finaux (configuration des sangles très similaire, mais possiblement une petite différence en termes de mobilité grâce à l'ajout de deux anneaux métalliques au niveau du torse).

3.4 Essais de laboratoire — Phase 2 (validation des prototypes)

Les prototypes ont été évalués par des essais en laboratoire comprenant la réalisation de mouvements contrôlés suivie d'une suspension prolongée selon un protocole expérimental très similaire à celui de la phase 1, présenté à la section 3.2. Le but de ces essais de laboratoire était de vérifier si les prototypes de harnais développés améliorent la convivialité perçue par les participants.

Le nombre de participants a été réduit à 36 (6 hommes et 6 femmes pour chacun des trois somatotypes, avec les moyennes indiquées au tableau 10). Les participants ont été recrutés parmi les étudiants de l'UQAM, selon les mêmes modalités que celles décrites à la section 3.2.1.

Tableau 10. Moyennes des valeurs de somatotypes obtenues pour les 36 participants lors des essais en laboratoire

Somatotype	Moyenne (écart-type) pour les hommes					Moyenne (écart-type) pour les femmes				
	Ecto	Méso	Endo	Poids (kg)	Taille (cm)	Ecto	Méso	Endo	Poids (kg)	Taille (cm)
Ectomorphe	4,3 (0,67)	3,2 (0,73)	2,8 (0,45)	66,7 (5,86)	181,6 (4,72)	4,0 (0,49)	2,5 (0,43)	3,8 (0,75)	56,6 (4,66)	169,5 (5,79)
Mésomorphe	1,8 (1,26)	5,6 (1,40)	3,8 (0,45)	70,6 (7,49)	170,8 (5,16)	1,4 (0,59)	5,1 (0,67)	4,3 (0,79)	59,1 (4,42)	159,2 (5,53)
Endomorphe	0,6 (1,72)	6,0 (1,74)	6,8 (0,50)	97,5 (8,24)	181,9 (6,39)	0,9 (0,65)	5,5 (1,66)	6,3 (0,69)	74,6 (15,63)	164,7 (3,32)

Les différences en termes de procédure expérimentale sont listées ci-dessous :

- Les mesures électromyographiques n'ont pas été reconduites pour la phase 2, car elles atteignaient rarement le seuil de significativité dans la phase 1 d'une part, et apportaient peu d'information nouvelle d'autre part ;
- Les harnais testés incluaient les deux prototypes développés, de même que deux harnais de la phase 1, et sont présentés à la section 3.4.1 ;
- Pour les essais de mouvements contrôlés et de suspension avec les tapis de pression, des mesures ont été prises (en plus de celles décrites dans la phase 1, section 3.2.7.2), au niveau des sangles dorsales des harnais, à l'exception du harnais C. En effet, pour ce harnais, aucune pression au dos n'est réellement exercée puisqu'il n'a qu'une unique sangle dorsale, centrée, du fait de sa construction en Y ;

- Des essais ont été réalisés avec les *trauma straps* (voir section 3.4.2).

3.4.1 Harnais utilisés pour la phase 2 de laboratoire

Les harnais utilisés pour la phase 2 de laboratoire sont présentés au tableau 11. Le harnais B et le harnais C ont été conservés comme références de la phase 1 pour les raisons suivantes : le harnais B, car il correspond au type de harnais le plus couramment rencontré sur les chantiers de construction, et le harnais C, car il offrait les meilleures performances générales dans la phase 1.

Tableau 11. Harnais utilisés pour la phase 2 de laboratoire

Mouvement contrôlé	Suspension prolongée (durée maximale de 10 minutes)
Harnais B (modèle en H)	Harnais B (modèle en H)
Harnais C (modèle en Y)	Harnais C (modèle en Y)
Prototype 1	Prototype 1
Prototype 2 (avec anneaux)	Prototype 2 (avec anneaux)
	Harnais B (modèle en H) et <i>trauma straps</i> (deux étriers)

3.4.2 Trauma straps

Les *trauma straps*, qui devraient permettre de réduire la pression exercée par les courroies du harnais à l'intérieur des cuisses en transférant une partie du poids de la personne sur les courroies qui passent sous ses pieds, ont été évalués dans la phase 2 de ce projet de recherche. Deux types de *trauma straps* ont été utilisés en combinaison avec les différents modèles de harnais, tel qu'illustré à la figure 17 : deux *trauma straps* ayant la forme d'un étrier, une pour chaque pied (Figure 17 a), et une *trauma strap* unique sur laquelle les deux pieds sont posés (Figure 17 b).

L'effet de l'utilisation des *trauma straps* sur l'appréciation psychophysique des participants et sur les variables physiologiques a été évalué durant la suspension prolongée (Tableau 11) pour le harnais B uniquement, avec les *trauma straps* à deux étriers (Figure 17 a), car des essais préliminaires réalisés par l'équipe de recherche semblaient indiquer que ce type de *trauma straps* était plus confortable. Le harnais B a été choisi, car il correspond au type de harnais le plus couramment rencontré sur les chantiers de construction.

L'effet de l'utilisation des deux types de *trauma straps* sur les pressions exercées par les sangles du harnais a été évalué durant une suspension courte (quelques secondes), pour chacun des quatre harnais utilisés dans la phase 2.

Figure 17. Suspension du participant dans le harnais B (modèle en H) avec *trauma straps* : (a) deux étriers séparés, (b) sangle unique.



4. RÉSULTATS

4.1 Observation de tâches et identification des mouvements contraignants

4.1.1 Éléments mentionnés dans les entrevues avec les travailleurs et formateurs du CFMA

Parmi les points ayant été mentionnés par les travailleurs et formateurs du CFMA lors des entrevues semi-dirigées portant sur la convivialité et le confort des harnais de sécurité, on note :

- Concernant le ressenti du harnais :
 - Le harnais est encombrant, mais pas vraiment lourd ;
 - Le harnais est plus gênant en hiver ;
 - Les travailleurs notent un inconfort au niveau des épaules (fatigue) ;
 - Ce n'est pas tant le harnais qui est gênant, mais la présence du cordon d'assujettissement ou de la ligne de vie.
- Concernant l'ajustement du harnais :
 - Le principal souci est de démêler les sangles lorsque le harnais est au sol ;
 - Souvent le harnais est ajusté pour le travailleur (harnais personnel) ;
 - L'ajustement est vérifié à l'aide des mains, au niveau des sangles de cuisses et de l'épaule.
- Concernant les mouvements contraignants ou problématiques lors du port du harnais : lorsque les travailleurs se penchent fréquemment, les sangles se desserrent et donc ils ont besoin de les réajuster.

Les travailleurs ont aussi émis un avis sur les harnais avec ceinture intégrée. Certains d'entre eux ont déjà utilisé ce type de harnais, et lorsque la partie harnais était trop usée, ils ont coupé les sangles du harnais et simplement conservé la ceinture. Souvent en cuir épais, celle-ci est plus durable que le reste du harnais et peut donc être réutilisée avec des harnais de classe A (modèles les plus simples et les moins onéreux). L'idée d'un harnais tout intégré avec une ceinture n'est donc pas nécessairement pertinente étant donné que la durée de vie du harnais va être plus réduite que celle de la ceinture.

Réalisation de mouvements contrôlés avec les formateurs du CFMA

Les impressions d'un formateur du CFMA ont été recueillies pour cinq modèles de harnais, avec réalisation de mouvements. Le tableau 12 présente les observations générales données par le formateur du CFMA lors de la réalisation de mouvements contrôlés.

Tableau 12. Observations valables pour les 5 modèles lors de différents mouvements

Mouvement	Observation
Élévation des épaules	Sangles serrées : pas de limitation de mouvement, mais potentiellement une demande musculaire plus forte.
Inclinaison latérale du tronc	Les sangles serrent du côté opposé au mouvement et au niveau des aines (sensation d'inconfort). Potentiellement plus demandant au niveau musculaire.
Rotation du tronc	Les sangles serrent du côté opposé au mouvement. Potentiellement plus demandant au niveau musculaire.
Flexion avant	Pas de tension des sangles. Probablement aucune demande supplémentaire au niveau musculaire. Cependant, les sangles distendues donnent de la friction au niveau des épaules, ce qui peut irriter les travailleurs à long terme.
Accroupi	Pas de tension dans les sangles. Probablement aucune demande supplémentaire au niveau musculaire. Pour deux harnais (DBI Sala et North FPR1F/1DBA), légère pression sur les cuisses.
À genoux au sol	Pas de tension des sangles. Probablement aucune demande supplémentaire au niveau musculaire.
Chevalier et rotation	Les sangles serrent du côté opposé au mouvement. Potentiellement plus demandant au niveau musculaire.

4.1.2 Mouvements identifiés dans les vidéos sur le terrain et au CFMA

Au CFMA, l'équipe de recherche a pu observer du travail de ferrailage en appui sur le mur d'armatures. Essentiellement, les étudiants ferrailleurs sont debout et le buste penché en arrière pour mettre la sangle qui relie leur ceinture au mur d'armature en tension, et ainsi libérer leurs deux mains pour la tâche à accomplir.

La ceinture de travail est indépendante du harnais et comporte plusieurs éléments : rouleau de fil de fer pour faire les ligatures, sac pour mettre les différentes pinces, sac pour mettre d'autre matériel (notamment des gants). La ceinture est équipée de son propre harnais pour répartir un peu son poids sur les épaules des travailleurs. Lors de l'utilisation sur le mur d'armature, le poids est probablement en grande partie repris directement au niveau des hanches (lors de l'utilisation des sangles de positionnement).

Les différentes tâches, mouvements et positions observés lors des activités de montage ou démontage du mur d'armature sont les suivantes :

- Réalisation de ligature au niveau du visage ou au-dessus du visage : dans cette position les bras sont relevés, les épaules également, et on perçoit une certaine tension dans les sangles d'épaule du harnais ;
- Attraper un objet / couper une ligature sur le côté : le tronc présente une certaine flexion, les bras sont tendus sur le côté, et le travailleur n'est donc plus symétrique dans son harnais, on perçoit une tension sur une des deux sangles d'épaule, et il y en a probablement aussi dans une des deux sangles de cuisses. Cette position, bien qu'inconfortable ou peu pratique, est adoptée pour limiter le besoin de déplacer le point d'ancrage ou le point d'attache de la ceinture de travail au mur d'armature ;
- Montée / descente sur le mur d'armature : ce mouvement est relativement similaire à celui nécessaire pour monter une échelle, à une différence près, le besoin de replacer les points d'ancrage de la longe en Y au-dessus de la tête à plusieurs reprises ;
- Réaliser une ligature / couper une ligature au niveau des genoux : ce mouvement semble moins fréquent, mais a été observé à plusieurs reprises. Là encore, la position de travail n'est pas idéale, mais ce mouvement semble être fait pour ne pas avoir à déplacer le point d'ancrage de la ceinture de travail au mur d'armatures. Lors de ce mouvement, il ne semble pas y avoir de tension particulière dans le harnais ;
- Travail accroupi : cette position a surtout été observée lorsque le mur d'armature est au début de sa construction et que les travailleurs sont au sol. On remarque que les travailleurs portent leur harnais en tout temps lorsqu'ils sont au sol, car ils peuvent avoir besoin de monter sur le mur d'armature assez rapidement. Lorsque les travailleurs sont accroupis, les harnais ne semblent pas représenter de gêne particulière, comme ce qui avait pu être observé lors des essais avec le formateur du CFMA.

Les harnais ne semblent pas être ajustés très serrés pour l'ensemble des étudiants observés, probablement pour gagner un peu de temps lors de l'enfilement du harnais et éviter des limitations de mouvements.

Le tableau 13 présente les fréquences des mouvements observés pour le travailleur monteur-assembleur montant un échafaudage. Trois mouvements présentés à la figure 18 reviennent très fréquemment et représentent plus de 90 % des mouvements observés : élévation d'un ou deux bras (environ 58 %) et flexion vers l'avant pour attraper un objet tendu par un autre travailleur au sol (environ 35 %).

Tableau 13. Fréquence des différents mouvements observés, pour le travailleur monteur-assembleur montant un échafaudage

Mouvement	%	Nombre observé
Élévation 1 bras (Figure 18 b)	25,6 %	11
Élévation 2 bras (Figure 18 c)	32,6 %	14
Flexion avant (Figure 18 a)	34,9 %	15
Inclinaison côté	4,7 %	2
Accroupi	0,0 %	0
Rotation buste	2,3 %	1
Genoux à terre	0,0 %	0

Le tableau 14 présente les fréquences des mouvements observés pour les six apprentis travaillant sur le mur d'armature. La diversité de mouvements observés est bien plus grande que dans le cas du travail de montage d'un échafaudage (Tableau 13). Le mouvement d'élévation d'un ou deux bras représente environ le tiers des mouvements observés, suivi de la rotation du buste (torsion), de la flexion en avant et de l'inclinaison sur le côté. Plusieurs mouvements observés sont une combinaison de flexion et/ou inclinaison du buste et/ou de flexion vers l'avant également (Figure 20). Les mouvements de montée ou descente sur le mur d'armature (« échelle » dans le tableau 14, à la figure 21) sont moins fréquents, notamment car les étudiants semblent préférer des positions incluant une flexion et une inclinaison du buste, plutôt que de se déplacer sur le mur d'armatures (ce qui impliquerait de manipuler leur sangle de positionnement et le cordon d'assujettissement qui permet d'arrêter leur chute éventuelle).

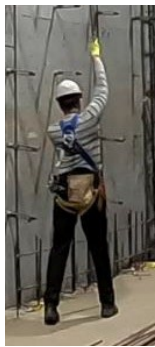
Figure 18. Mouvements observés fréquemment pour le montage d'échafaudage : (a) flexion avant, (b) élévation d'un bras, (c) élévation des deux bras.



Tableau 14. Fréquence des différents mouvements observés, pour les 6 étudiants ferrailleurs sur le mur d'armature

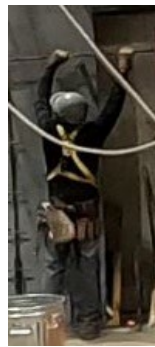
Mouvement	%	Nombre observé
Élévation 1 bras (Figure 19 a)	23,7 %	281
Élévation 2 bras (Figure 19 b)	10,4 %	123
Flexion avant (Figure 19 c)	18,1 %	215
Inclinaison côté (Figure 19 d)	15,5 %	184
Accroupi / genoux à terre (Figure 19 e)	3,3 %	39
Rotation buste (Figure 19 f)	19,7 %	234
Échelle (Figure 21)	9,4 %	111

Figure 19. Mouvements observés fréquemment pour le montage de mur d'armature.



(a)

Élévation
1 bras



(b)

Élévation
2 bras



(c)

Flexion avant



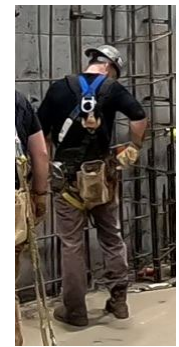
(d)

Inclinaison
côté



(e)

Accroupi



(f)

Rotation buste

Figure 20. Mouvements combinés : (a) inclinaison et rotation du buste, (b) inclinaison et flexion du buste, (c) élévation des deux bras, inclinaison et rotation du buste.



(a)

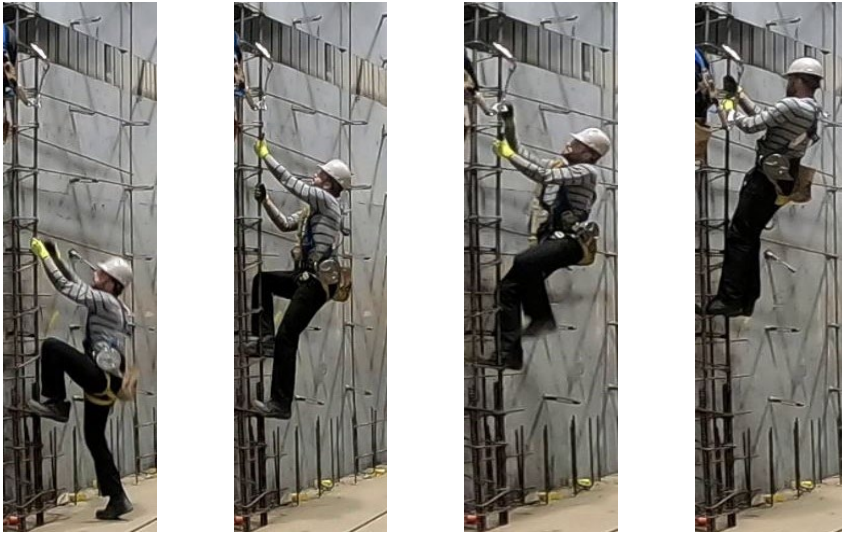


(b)



(c)

Figure 21. Mouvement « échelle » : déplacement vertical sur le mur d'armatures.



4.2 Essais de laboratoire — Phase 1

Cette section présente une synthèse des résultats et observations colligés lors des essais de laboratoire, pour chacun des quatre harnais à l'étude. Un exemple de traitement statistique des résultats est donné en annexe A.I. L'ensemble des détails, résultats et analyses statistiques pour chacun des paramètres mesurés est disponible en annexe A.II pour les mouvements contrôlés, et en annexe A.III pour la suspension.

4.2.1 Mouvements contrôlés

Afin de présenter un résumé de l'ensemble des résultats pour les dix mouvements contrôlés, et donner une vue globale des points forts et faibles de chaque harnais, le tableau 15 présente une synthèse des appréciations psychophysiques rapportées par les participants pour chaque mouvement et chaque zone, à l'aide d'une échelle de couleur en dégradé, allant du vert intense pour la valeur minimale (35,5 % dans le cas de l'épaule droite pour le harnais C, pour le mouvement d'inclinaison sur la droite) au rouge écarlate pour la valeur maximale (70,6 % dans le cas de l'épaule gauche, pour le harnais C, dans le cas du mouvement d'élévation des bras). Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort / inconfort). Le tableau 16 synthétise les résultats obtenus pour les pressions maximales, et le tableau 17 pour les pressions moyennes, mesurées avec les tapis de pression. Les résultats détaillés de tous les essais de mouvements contrôlés, et les différences statistiquement significatives observées sont détaillés dans l'annexe A.II. Les synthèses présentées du tableau 15 au tableau 17 permettent néanmoins d'apporter un éclairage quant à l'influence de chaque configuration de harnais sur la variable mesurée. Notons que les résultats pour les surfaces avec une pression mesurée supérieure à 1 psi ne sont

pas présentés dans les tableaux suivants pour deux raisons : (i) le seuil de significativité était plus rarement atteint que pour les appréciations psychophysiques ou les pressions d'une part, (ii) la surface avec une pression mesurée supérieure à 1 psi semble moins associée à l'appréciation psychophysique rapportée par les participants que la pression maximale ou moyenne. Notons également que les résultats des sollicitations musculaires mesurés par EMG ne sont pas non plus présentés dans les tableaux suivants, car le seuil de significativité était rarement atteint pour cette variable et, lorsqu'il l'était, c'était pour indiquer que le port de harnais était statistiquement différent de l'absence de harnais pour un seul groupe musculaire, mais que les harnais étaient indifférenciés. Pour ce qui est des différences parfois observées entre les côtés droit et gauche, notons que (i) de manière générale pour les mouvements d'inclinaison et de rotation, il est attendu que les pressions soient plus élevées du côté opposé au mouvement, (ii) pour des mouvements symétriques comme l'élévation des bras par exemple, on peut parfois observer des différences entre les côtés droit et gauche contrairement à ce qui serait attendu. Ces différences pourraient s'expliquer entre autres par un ajustement des harnais qui ne serait pas parfaitement symétrique.

Tableau 15. Appréciation psychophysique moyenne rapportée par les participants pour les différents mouvements et zones du corps


Appréciation psychophysique (%) 		Harnais A (X)		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Harnais D (H)	
Mouvement	Zone	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Élévation des bras	Épaules	60,1	60,9	59,2	59,2	70,6	70,4	62,8	63,0
	Région Pelvienne	41,6	41,3	44,7	44,5	43,7	43,6	42,8	42,8
Flexion avant	Épaules	42,3	42,5	42,9	43,6	43,9	44,0	43,9	44,4
	Région Pelvienne	39,8	39,9	41,5	41,7	44,4	43,9	43,7	43,6
Inclinaison gauche	Épaules	40,1	42,8	41,8	49,7	36,9	36,9	41,9	53,2
	Région Pelvienne	39,5	44,4	39,0	45,6	37,9	38,3	38,9	50,4
Inclinaison droite	Épaules	44,6	40,1	50,3	38,6	37,4	35,5	50,0	43,1
	Région Pelvienne	44,0	39,4	43,0	39,4	38,6	38,8	46,9	40,2
Rotation gauche	Épaules	46,1	48,6	44,9	54,4	42,6	48,8	41,5	60,7
	Région Pelvienne	39,4	40,4	43,3	45,3	38,1	39,0	42,6	46,8
Rotation droite	Épaules	49,0	46,3	53,9	42,7	47,7	43,8	54,3	43,9
	Région Pelvienne	40,8	39,4	44,1	41,6	39,1	39,2	45,3	42,3
Chevalier JG rot gauche	Épaules	44,9	45,4	41,3	51,1	42,3	41,1	41,6	55,4
	Région Pelvienne	42,4	43,1	42,9	46,1	43,9	40,0	43,3	51,0
Chevalier JD rot droite	Épaules	47,0	48,2	50,5	40,7	42,9	42,2	55,3	43,3
	Région Pelvienne	44,2	43,7	44,3	42,4	39,6	44,6	47,3	44,1
Chevalier JG rot droite	Épaules	44,8	43,8	44,8	44,1	40,7	39,5	46,8	46,4
	Région Pelvienne	41,5	40,5	41,5	43,9	41,8	38,2	40,8	45,5
Chevalier JD rot gauche	Épaules	45,0	44,2	40,6	45,0	39,2	40,5	42,9	49,6
	Région Pelvienne	41,3	41,5	39,0	41,3	38,3	41,1	40,6	42,5

Tableau 16. Pression maximale (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps

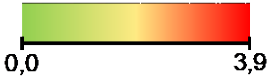

Pression maximale (psi)		Harnais A (X)		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Harnais D (H)	
		Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Mouvement	Zone								
Élévation des bras	Épaules	3,0	3,7	2,1	3,1	2,9	3,9	1,8	3,0
	Région Pelvienne	2,0	1,3	1,8	1,5	1,3	1,1	1,6	1,6
Flexion avant	Épaules	0,7	0,7	0,9	1,7	1,1	1,2	0,7	1,3
	Région Pelvienne	1,4	1,4	1,6	1,4	1,6	1,4	1,5	1,3
Inclinaison gauche	Épaules	0,9	1,0	0,3	1,4	0,2	0,5	0,4	1,2
	Région Pelvienne	1,1	1,2	0,8	1,4	1,0	0,8	0,9	1,3
Inclinaison droite	Épaules	1,1	0,8	1,1	0,5	0,5	0,2	0,9	0,3
	Région Pelvienne	1,7	0,9	1,7	0,7	1,0	0,7	1,6	0,7
Rotation gauche	Épaules	1,1	1,7	1,0	3,3	0,5	1,1	0,8	2,7
	Région Pelvienne	1,6	1,5	1,4	1,6	1,2	0,9	1,5	1,6
Rotation droite	Épaules	1,5	1,2	2,5	1,1	0,9	0,7	1,7	1,1
	Région Pelvienne	1,8	1,2	1,9	1,3	1,2	0,8	1,8	1,3
Chevalier JG rot gauche	Épaules	1,0	1,0	0,5	2,9	0,4	0,8	0,7	3,1
	Région Pelvienne	1,8	1,3	1,7	1,6	1,7	0,8	1,9	1,8
Chevalier JD rot droite	Épaules	1,2	1,1	1,9	0,7	0,7	0,6	1,4	0,9
	Région Pelvienne	1,8	1,4	1,8	1,2	1,2	1,3	1,7	1,3
Chevalier JG rot droite	Épaules	0,9	0,7	0,8	1,3	0,5	0,3	0,7	1,2
	Région Pelvienne	1,0	0,6	0,8	0,4	1,1	0,3	0,8	0,7
Chevalier JD rot gauche	Épaules	0,9	1,0	0,7	1,1	0,4	0,5	0,6	1,2
	Région Pelvienne	1,2	1,0	1,1	0,5	0,9	0,8	0,9	0,7

Tableau 17. Pression moyenne (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps

Pression moyenne (psi)		Harnais A (X)		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Harnais D (H)	
		Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Mouvement	Zone								
Élévation des bras	Épaules	1,8	2,1	1,3	1,8	1,8	2,0	1,2	1,6
	Région Pelvienne	1,2	0,8	1,2	1,0	0,8	0,5	1,0	1,1
Flexion avant	Épaules	0,3	0,3	0,4	1,1	0,6	0,8	0,4	0,9
	Région Pelvienne	0,9	0,9	1,1	0,9	1,0	0,8	1,0	0,7
Inclinaison gauche	Épaules	0,5	0,7	0,1	0,9	0,1	0,2	0,2	0,8
	Région Pelvienne	0,6	0,7	0,4	0,9	0,6	0,4	0,5	0,8
Inclinaison droite	Épaules	0,7	0,4	0,6	0,2	0,1	0,1	0,5	0,1
	Région Pelvienne	1,1	0,4	1,1	0,3	0,5	0,3	1,0	0,3
Rotation gauche	Épaules	0,7	0,9	0,3	1,8	0,1	0,6	0,3	0,7
	Région Pelvienne	1,0	0,9	1,0	1,0	0,7	0,5	0,9	1,0
Rotation droite	Épaules	1,0	0,8	1,5	0,7	0,4	0,4	1,5	0,7
	Région Pelvienne	1,1	0,7	1,4	0,8	0,7	0,5	1,2	0,8
Chevalier JG rot gauche	Épaules	0,5	0,6	0,2	1,6	0,1	0,4	0,4	1,7
	Région Pelvienne	1,2	0,8	1,0	1,0	1,0	0,3	1,2	1,2
Chevalier JD rot droite	Épaules	0,7	0,6	1,3	0,3	0,2	0,2	1,0	0,5
	Région Pelvienne	1,2	0,9	1,2	0,7	0,7	0,8	1,2	0,8
Chevalier JG rot droite	Épaules	0,5	0,3	0,4	0,9	0,1	0,1	0,3	0,7
	Région Pelvienne	0,5	0,6	0,4	0,4	0,3	0,3	0,7	0,7
Chevalier JD rot gauche	Épaules	0,5	0,6	0,2	0,7	0,1	0,1	0,2	0,7
	Région Pelvienne	0,8	0,5	0,7	0,1	0,5	0,4	0,5	0,2

4.2.1.1 Harnais A : configuration en X

Pour le mouvement d'**élévation des bras**, le harnais A est similaire aux harnais B et D (modèles en H) en termes d'appréciation psychophysique rapportée par les participants

au niveau des épaules (Figure 29, Tableau 15). Cependant, les pressions maximales (Figure 30, Tableau 16) et moyennes (Figure 31, Tableau 17) relevées à l'aide des tapis de pression au niveau des épaules sont parmi les plus élevées, avec le harnais C (modèle en Y). Les surfaces avec des pressions supérieures à 1 psi et les sollicitations musculaires mesurées par EMG sont confondues pour tous les harnais (Figure 32 et Figure 33). Bien que les participants ne semblent pas se plaindre des pressions élevées pour un essai, la configuration en X pourrait être fatigante à la longue pour ce mouvement.

Pour le mouvement de **flexion avant**, le harnais A est soit confondu avec les autres harnais (Figure 34 à Figure 38, Tableau 15 à Tableau 17) ou donne de meilleurs résultats dans le cas des pressions maximale et moyenne au niveau des épaules. Il reste que, globalement, la configuration en X ne semble pas apporter d'avantage significatif comparativement à la configuration traditionnelle en H.

Pour les mouvements d'**inclinaison sur le côté**, dans le cas de l'appréciation psychophysique rapportée par les participants, l'inconfort est légèrement perceptible à l'épaule et à la région pelvienne opposées au côté où l'on se penche (ex. côté droit pour une inclinaison sur la gauche, Figure 39 et Figure 43, Tableau 15). Pour les pressions maximales et moyennes mesurées à l'aide des tapis de pression (Figure 40, Figure 41, Figure 44, Figure 45, Tableau 16, Tableau 17), le harnais A est la plupart du temps indifférencié des harnais B et D (modèles en H). La mesure de la surface sur laquelle la pression est supérieure à 1 psi ne donne pas d'indications supplémentaires quant aux points forts ou faibles de cette configuration en X comparativement aux autres (Figure 42 et Figure 46). La sollicitation musculaire mesurée par EMG indique que le harnais A est similaire au harnais C (modèle en Y) et meilleur que les modèles en H (harnais B et D) : la sollicitation musculaire demandée est légèrement plus importante, ce qui est le signe d'un harnais limitant moins le mouvement (Figure 47). Pour ce mouvement, la configuration en X du harnais A est un intermédiaire entre le harnais C (modèle en Y) qui offre une mobilité accrue, et la configuration en H (harnais B et D) qui est plus restrictive.

Pour les mouvements de **rotation du buste**, du point de vue de l'appréciation psychophysique rapportée par les participants, les harnais A et C sont similaires (modèles en X et en Y respectivement) et offrent un meilleur confort en rotation que les deux modèles en H (harnais B et D) (Figure 48 et Figure 52, Tableau 15). Par ailleurs, concernant les valeurs mesurées à l'aide des tapis de pression au niveau des épaules ou de la région pelvienne du côté opposé à la rotation (pression maximale, pression moyenne et surface avec une pression supérieure à 1 psi, Figure 49, Figure 50, Figure 51, Figure 53, Figure 54, Figure 55, Tableau 16, Tableau 17), la configuration en X du harnais A donne des pressions et surfaces supérieures à celles obtenues pour le harnais C (modèle en Y), à équivalence avec le harnais D (modèle en H avec sous-pelvienne cousue au centre). Pour les sollicitations musculaires, tous les harnais sont similaires.

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du même côté que la jambe**, aux épaules, comme pour la région pelvienne, dans le cas de l'appréciation psychophysique donnée par les participants, ainsi que pour les pressions maximales et moyennes mesurées à l'aide des tapis de pression, le harnais A donne de meilleurs résultats (meilleur confort, et pression plus faible) que les harnais en H (harnais B et D), et des résultats similaires ou légèrement moins bons que le harnais C (modèle en Y, Figure 56, Figure 57, Figure 58, Figure 61, Figure 62, Figure 63, Tableau 15 à Tableau 17). Pour la sollicitation musculaire, les résultats sont plus compliqués à interpréter, et la tendance générale est que l'érecteur du rachis est plus sollicité lorsque l'on porte un harnais, sans pour autant qu'une configuration de harnais en particulier ressorte comme étant plus performante que les autres.

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du côté opposé à la jambe**, l'appréciation psychophysique donnée par les participants ne permet pas vraiment de discriminer les harnais (Figure 66 et Figure 70, Tableau 15). Les pressions maximales et moyennes, ainsi que les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi, relevées à l'aide des tapis de pression indiquent que le harnais A est un intermédiaire entre les modèles en H et le modèle en Y (harnais C, Figure 67 à Figure 69, Figure 71 à Figure 73). La mesure des sollicitations musculaires n'a pas permis de discriminer clairement les harnais les uns des autres.

Globalement, la configuration en X semble intéressante pour les mouvements d'inclinaison, de rotation, et de chevalier comparativement à la configuration traditionnelle en H (harnais B et D), sans pour autant donner autant de mobilité que la configuration en Y (harnais C). Pour la flexion avant, la configuration en X n'a pas d'avantage marquant sur la configuration en H. Pour l'élévation des bras, la pression mesurée aux épaules dans le cas de la configuration en X pourrait entraîner une fatigue plus importante si le mouvement était répété fréquemment.

4.2.1.2 Harnais C : configuration en Y

Pour le mouvement d'**élévation des bras**, le harnais C se distingue par les moins bonnes appréciations psychophysiques aux épaules (Figure 29, Tableau 15), les pressions maximales et moyennes les plus élevées aux épaules (Figure 30, Figure 31, Tableau 16, Tableau 17) et les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi les plus élevées aux épaules (Figure 32). Le harnais C est également le moins apprécié des participants pour le mouvement de **flexion avant** pour la zone de poitrine, possiblement du fait de la présence de la ceinture abdominale (Figure 34, les harnais sont indifférenciés pour les autres zones du corps).

Pour les mouvements d'**inclinaison sur le côté**, le harnais C est à la fois le plus apprécié par les participants (Figure 39 et Figure 43, Tableau 15), et celui donnant les pressions maximale (Figure 40 et Figure 44, Tableau 16), moyenne (Figure 41, Figure 45, Tableau

17) et surface avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 42, Figure 46) les plus faibles. Le constat est similaire pour le mouvement de **rotation du buste** (Figure 48 à Figure 55, Tableau 15), de **chevalier avec rotation du même côté que la jambe** (Figure 56 à Figure 65, Tableau 15), et de **chevalier avec rotation du côté opposé à la jambe** (Figure 66 à Figure 73, Tableau 15). La configuration en Y est donc clairement avantageuse pour ces mouvements.

4.2.1.3 Harnais B et D : configuration en H

Pour le mouvement d'**élévation des bras**, les harnais B et D sont ceux qui restreignent le moins le mouvement selon l'appréciation donnée par les participants (Tableau 15) et ils sont statistiquement confondus (Figure 29). Les observations sont les mêmes pour les pressions maximales et moyennes (Figure 30, Figure 31, Tableau 16, Tableau 17).

Pour le mouvement de **flexion avant**, les harnais B et D sont confondus avec le harnais A dans la majorité des cas, et donnent de meilleurs résultats que le harnais C, du fait de sa ceinture abdominale (Figure 34 à Figure 38, Tableau 15 à Tableau 17).

Pour les mouvements d'**inclinaison sur le côté**, les harnais B et D sont statistiquement confondus (Figure 39 à Figure 47), de même qu'avec le harnais A, et sont les plus restrictifs (Tableau 15 à Tableau 17), donc donnent de moins bons résultats que le harnais C.

Pour les mouvements de **rotation du buste**, les données des tapis de pression (Figure 49 à Figure 51 et Figure 53 à Figure 55) montrent également que les deux modèles en H (harnais B et D) sont ceux qui restreignent le plus le mouvement. Le modèle B donne des valeurs de pression maximale légèrement supérieures à celles mesurées pour le modèle D (Tableau 16, Figure 49, Figure 53). L'appréciation psychophysique indique également que les harnais B et D sont les plus contraignants du côté opposé au mouvement, dans certains cas de manière significative (Figure 48 et Figure 52).

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du même côté que la jambe**, l'appréciation psychophysique donnée par les participants indique que les harnais B et D sont les plus contraignants, tant au niveau des épaules que de la région pelvienne du côté opposé au mouvement (Figure 56 et Figure 61, Tableau 15). Concernant les pressions maximales, moyennes, et la surface avec une pression supérieure à 1 psi, les harnais B et D sont les plus contraignants au niveau des épaules et de la région pelvienne (Figure 57 à Figure 59, Figure 62 à Figure 64, Tableau 16 et Tableau 17) et sont généralement statistiquement confondus, mais dans certains cas le harnais D est légèrement plus contraignant que le harnais B.

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du côté opposé à la jambe**, l'appréciation psychophysique donnée par les participants ne permet pas vraiment de

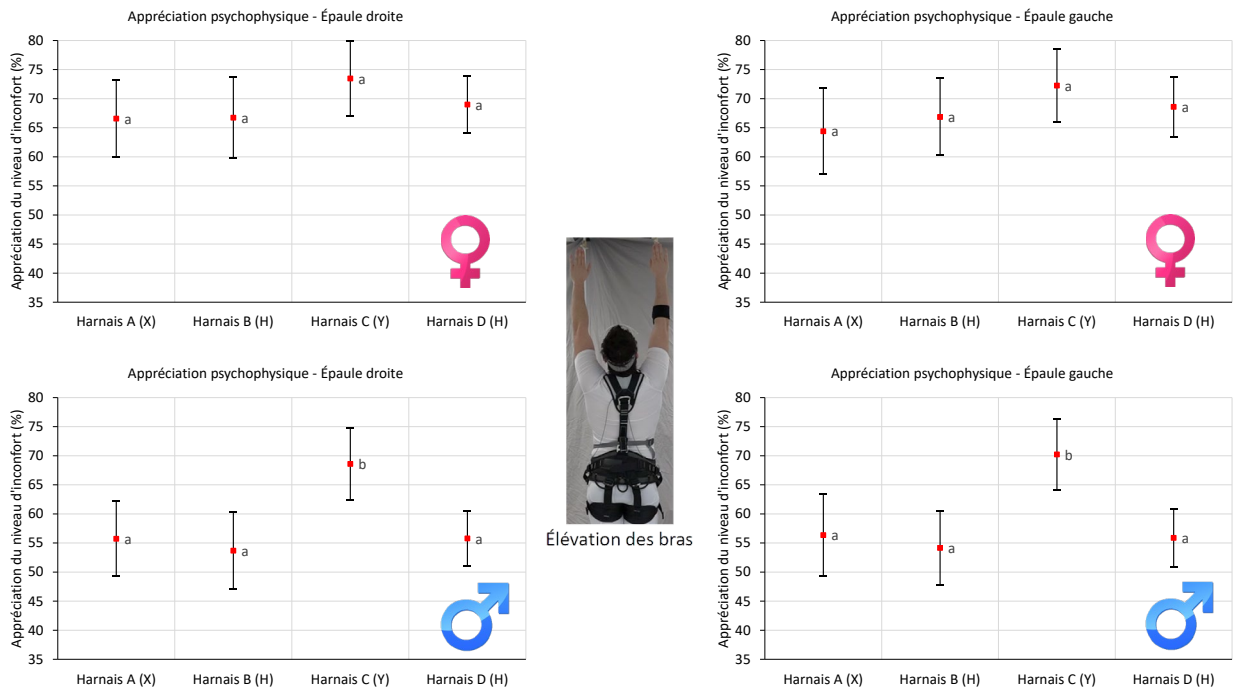
discriminer les harnais (Figure 66 et Figure 70, Tableau 15). Les pressions maximales et moyennes, ainsi que les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi, indiquent que les harnais B et D (modèles en H) sont les plus contraignants à l'épaule (Figure 67 à Figure 69, Figure 71 à Figure 73).

Globalement, les harnais avec une configuration traditionnelle en H sont contraignants pour plusieurs mouvements, à l'exception du mouvement d'élévation des bras où ils sont les plus performants, et de la flexion avant et inclinaison sur le côté où ils sont confondus avec le harnais A (configuration en X). Il n'y a, la plupart du temps, pas de différence significative entre le harnais B (avec sous-pelviennne de 6 pouces) et le harnais D (avec les sangles de cuisses cousues au centre de la sous-pelviennne).

4.2.1.4 Influence du somatotype et du sexe

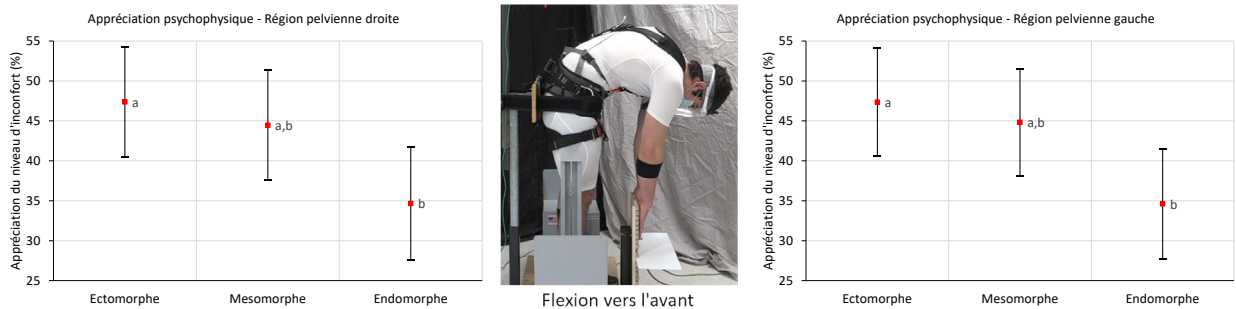
Dans le cas de l'**élévation des bras**, le sexe influence significativement l'appréciation psychophysique du harnais au niveau des épaules, mais l'interaction harnais x sexe n'est pas statistiquement significative. En effet, le score d'inconfort semble plus élevé pour le harnais C (modèle en Y), mais cette différence n'est pas statistiquement significative chez les femmes, alors qu'elle l'est chez les hommes (Figure 22). Ceci pourrait notamment s'expliquer par la différence de force entre les deux groupes : la perception de l'effort pour les femmes serait plus élevée en moyenne (même si la variable mesurée est le confort), ce qui ne permet pas de différencier les harnais. Une explication alternative serait que les femmes ont des épaules moins larges, ce qui pourrait augmenter les contraintes exercées par les sangles sur les épaules.

Figure 22. Appréciation psychophysique des harnais aux épaules droite et gauche durant le mouvement d'élévation des bras, en fonction du sexe.



Dans le cas de la **flexion avant**, le somatotype influence significativement l'appréciation psychophysique du harnais au niveau de la région pelvienne, mais l'interaction harnais x somatotype n'est pas statistiquement significative. Plus précisément, les participants endomorphes donnent des scores d'inconfort moins élevés que les mésomorphes et ectomorphes (Figure 23). L'hypothèse expliquant ce résultat est que la ceinture maintenant le bassin des participants appliquerait une pression au niveau des connecteurs du harnais, les enfonçant un peu sur le corps des participants, et générant un inconfort chez les ectomorphes et mésomorphes, mais moins chez les endomorphes du fait de la présence de tissus mous chez eux. Le sexe influence aussi significativement l'appréciation psychophysique du harnais au niveau de l'épaule, les femmes indiquant un score d'inconfort moins élevé que les hommes. Cependant, cette différence est significative du côté droit ($P = 0,038$), mais pas du côté gauche ($P = 0,055$) (Figure 74).

Figure 23. Appréciation psychophysique moyenne des harnais à la région pelvienne droite et gauche durant le mouvement flexion vers l'avant, en fonction du somatotype.



Dans le cas de l'**inclinaison à droite ou à gauche**, le sexe, le somatotype ou l'interaction de ces facteurs avec le harnais n'ont pas influencé significativement la perception du harnais, peu importe la région anatomique.

Dans le cas de la **rotation à droite**, le somatotype influence significativement la perception du harnais au niveau de la région pelvienne gauche (côté opposé à la rotation), mais l'interaction harnais x somatotype n'est pas statistiquement significative. Plus précisément, les participants endomorphes donnent des scores d'inconfort moins élevés que les mésomorphes et ectomorphes (Figure 75). Le mouvement symétrique (rotation à gauche et appréciation de la région pelvienne droite) n'atteint pas le seuil de significativité, mais s'en approche ($P = 0,053$). L'hypothèse expliquant ce résultat est que la ceinture maintenant le bassin des participants appliquerait une pression au niveau des connecteurs du harnais, les enfonçant un peu sur le corps des participants, et générant un inconfort chez les ectomorphes et mésomorphes, mais pas chez les endomorphes du fait de la présence de tissus mous chez eux.







Dans le cas des mouvements **chevalier** avec rotation du buste, le sexe n'influence significativement la perception du harnais que pour trois situations, au niveau des épaules seulement, et pour lesquelles les femmes ont noté un niveau d'inconfort des harnais plus grand que ne l'ont fait les hommes. L'interaction harnais x sexe n'est pas statistiquement significative.

Globalement, le somatotype et le sexe des participants influencent peu les résultats obtenus pour l'ensemble des participants confondus. Quelques résultats complémentaires sont donnés en annexe A.II.VII.

4.2.2 Suspension

Le tableau 18 donne une synthèse qualitative de l'ensemble des résultats obtenus pour les essais de suspension, avec les quatre modèles de harnais testés. Comme pour les résultats des mouvements contrôlés présentés du tableau 15 au tableau 17, le code couleur est un dégradé qui va du vert intense pour les valeurs les plus faibles du paramètre en question, au rouge écarlate pour les valeurs les plus élevées (de 61,0 % à 79,0 % dans le cas de l'appréciation psychophysique rapportée par les participants). Le score d'appréciation psychophysique indiqué au tableau 18 est la moyenne durant les 10 minutes de suspension. Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort / inconfort). Concernant l'évolution du niveau d'inconfort au cours de la suspension, les essais montrent que l'augmentation du niveau d'inconfort avec le temps de suspension suit une tendance linéaire pour chacune des régions, augmentant d'environ 1 % l'inconfort par minute de suspension (Figure 77). Ce résultat, de même que les résultats détaillés de tous les essais de suspension, et les différences statistiquement significatives observées sont détaillés dans l'annexe A.III. Le tableau 18 permet néanmoins d'apporter un éclairage quant à l'influence de chaque configuration de harnais sur la variable mesurée. Notons que les résultats pour les surfaces avec une pression mesurée supérieure à 1 psi ne sont pas présentés dans le tableau 18 pour deux raisons : (i) le seuil de significativité était plus rarement atteint que pour les appréciations psychophysiques ou les pressions d'une part, (ii) la surface avec une pression mesurée supérieure à 1 psi semble moins associée à l'appréciation psychophysique rapportée par les participants que la pression maximale ou moyenne. Il est intéressant de noter également que le score d'inconfort est plus élevé en général au niveau de la région pelvienne qu'aux épaules ou à la poitrine.

Tableau 18. Synthèse des résultats obtenus pour la suspension

Paramètre	Zone	Harnais A (X)		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Harnais D (H)	
		Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Appréciation psychophysique (%) 	Épaules	67,4	67,6	67,6	67,6	61,0	60,2	65,2	65,6
	R. Pelvienne	74,4	74,6	78,6	79,0	70,5	70,9	77,9	77,8
Pression maximale (psi) 	Épaules	1,1	1,3	1,7	2,7	1,9	2,0	1,7	2,6
	R. Pelvienne	5,2	5,5	5,3	5,4	3,5	2,9	6,6	6,1
Pression moyenne (psi) 	Épaules	0,7	0,9	1,0	1,7	1,4	1,3	1,0	1,6
	R. Pelvienne	2,3	2,3	2,5	2,3	1,8	1,6	2,8	2,6
Variation de l'oxygénation musculaire (p.p.) 	Avant-bras	-4,9		-12,2		-5,1		-15,5	
	Mollet	-9,1		-7,3		-7,4		-9,3	
Variation de l'oxygénation cérébrale (p.p.) 	N/A	-5,2		-0,6		-1,2		-1,2	
Variation de la fréquence cardiaque (bpm) 	N/A	15,6		11,9		9,6		17,9	

4.2.2.1 Harnais A : configuration en X

Pour l'**appréciation psychophysique** indiquée par les participants lors de la suspension, le harnais A est similaire aux modèles en H (harnais B et D) au niveau des épaules, et situé entre la configuration en Y (harnais C, le plus performant) et les modèles en H pour la région pelvienne (Figure 76, Tableau 18). Les **pressions maximales et moyennes**, ainsi que la **surface avec une pression supérieure à 1 psi** ont des tendances similaires (Tableau 18) : aux épaules le harnais A se distingue par les plus faibles pressions, et des pressions assez élevées à la région pelvienne (similaires au harnais B, modèle en H, mais inférieures au harnais D, modèle en H, Figure 79 à Figure 81). Cette pression plus faible aux épaules est liée à la position des sangles lors de la suspension du fait de la configuration en X. En effet, les sangles sont plus proches du centre du buste, ce qui limite moins le flux sanguin vers les bras et permet donc une meilleure **oxygénation des avant-bras** (Figure 82, Tableau 18), mais vient créer un effet

d'étranglement désagréable, et qui a un impact négatif sur l'**oxygénation cérébrale** (Figure 84, Tableau 18) ainsi que sur la **fréquence cardiaque** (Figure 85). En effet, les sangles qui resserrent le cou viennent appuyer sur les vaisseaux sanguins dans cette région, nécessitant une hausse de la fréquence cardiaque afin d'acheminer le sang vers la tête. En termes d'**oxygénation au mollet**, le harnais A est similaire au harnais D (modèle en H) et ne donne pas de bons résultats (Figure 83).

Dans le cas de la suspension, la configuration en X présente donc certains avantages (meilleure appréciation psychophysique pour les épaules et bonne oxygénation des avant-bras), mais son défaut majeur est de créer un effet d'étranglement, ce qui a des impacts négatifs sur l'oxygénation cérébrale et la fréquence cardiaque.

4.2.2.2 Harnais C : configuration en Y

Pour l'**appréciation psychophysique** indiquée par les participants lors de la suspension, le harnais C donne les meilleurs résultats au niveau des épaules, comme pour la région pelvienne (Figure 76, Tableau 18). Les **pressions maximales et moyennes**, ainsi que la **surface avec une pression supérieure à 1 psi** ont des tendances similaires : à la région pelvienne, le harnais C se distingue par les plus faibles pressions ; aux épaules, le harnais C a des pressions légèrement inférieures aux modèles en H (harnais B et D), mais supérieures au harnais A (Figure 79 à Figure 81, Tableau 18). Cette pression relativement faible aux épaules, notamment comparativement aux harnais en H, limite un peu moins le flux sanguin vers les bras et permet donc une meilleure **oxygénation des avant-bras** (Figure 82, Tableau 18), sans pour autant créer un effet d'étranglement comme pour le harnais A. En conséquence, l'**oxygénation cérébrale** (Figure 84, Tableau 18) est moins affectée. Le harnais C se distingue également par la plus faible augmentation de la **fréquence cardiaque** (Figure 85, Tableau 18). En termes d'oxygénation au mollet, le harnais C est similaire au harnais B (modèle en H) et donne de moins bons résultats que les harnais A et D (Figure 83, Tableau 18).

Le harnais C est globalement le meilleur du point de vue de la suspension (Tableau 18), probablement aidé par trois éléments : un angle de suspension assez important vers l'avant, des sangles plus larges que celles des trois autres harnais et la présence de la ceinture abdominale. Cette ceinture, assez imposante au niveau des hanches et du bas du dos, aide à reprendre une partie du poids des participants (alors que les pressions sur ces zones corporelles ne sont pas mesurées par les tapis). La pression est mieux répartie sur les sangles cuissardes, notamment grâce à la surface importante de mousse présente, ce qui diminue l'ampleur des points de pression.

4.2.2.3 Harnais B et D : configuration en H

Pour l'**appréciation psychophysique** indiquée par les participants lors de la suspension, les modèles en H (harnais B et D) sont les pires pour la région pelvienne (Figure 76, Tableau 18). Les **pressions maximales et moyennes**, ainsi que la **surface avec une**

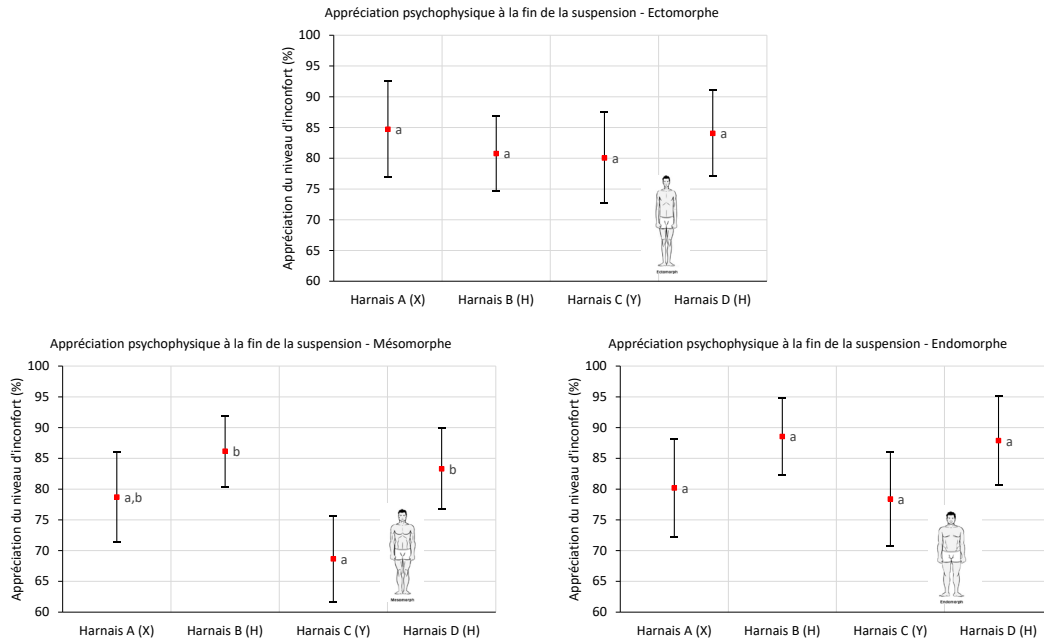
pression supérieure à 1 psi ont des tendances similaires : des pressions les plus élevées à la région pelvienne (Figure 79 à Figure 81, Tableau 18). En termes d'**oxygénation des avant-bras**, d'**oxygénation au mollet**, et d'**oxygénation cérébrale**, le harnais D est moins bon que le harnais B (Figure 82, Figure 83, Figure 84, Tableau 18). Pour la **fréquence cardiaque**, le harnais D est pire que le harnais B, avec la plus forte augmentation du rythme cardiaque (Figure 85, Tableau 18).

Les deux harnais en H donnent des résultats plutôt médiocres en suspension : niveau d'inconfort rapporté élevé, fortes pressions au niveau de la région pelvienne, mauvaise oxygénation des avant-bras. Ces harnais (comme le A, mais contrairement au C) 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. En plus, le harnais D (le pire des deux), avec les sangles de cuisse cousues au centre de la sous-pelvienne, se distingue avec la plus forte diminution de l'oxygénation musculaire au mollet, et la plus importante augmentation de la fréquence cardiaque. Dans le cas d'un harnais avec une configuration en H, il serait donc pertinent de s'orienter vers des modèles ayant une sangle sous-pelvienne de quelques pouces de longueur entre les sangles de cuisse (comme le harnais B), plutôt que des sangles de cuisses cousues au centre de la sous-pelvienne (comme le harnais D).

4.2.2.4 Influence du somatotype et du sexe

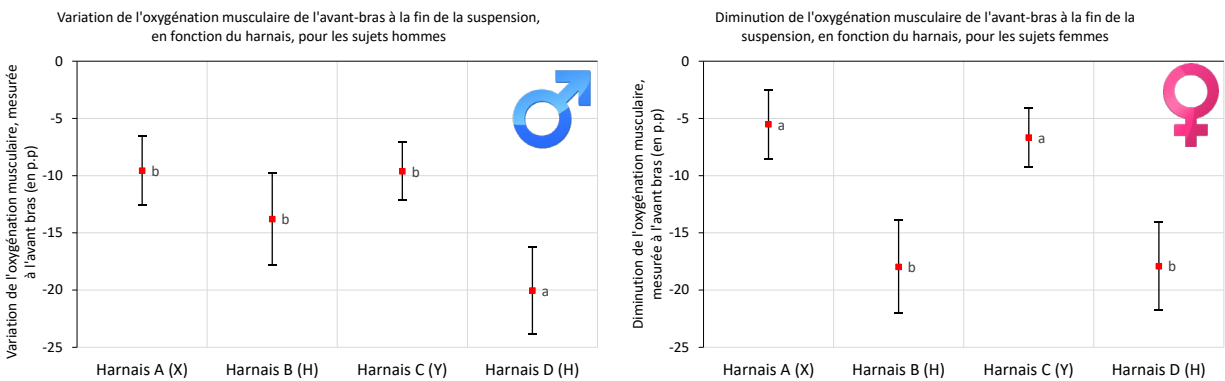
Dans le cas de l'**appréciation psychophysique**, le somatotype et le sexe n'influencent pas significativement la perception du harnais lors de la suspension. Outre les différences significatives pour les harnais présentées précédemment, l'interaction somatotype x harnais est significative pour la région pelvienne gauche : il y a quelques différences entre les harnais pour les mésomorphes (Figure 24). La différence de l'appréciation au niveau de la région pelvienne droite n'atteint pas le seuil de significativité ($P=0,073$).

Figure 24. Appréciation psychophysique à la fin de la suspension pour la région pelvienne gauche, interaction harnais X somatotype.



Pour l'**oxygénation musculaire mesurée à l'avant-bras** à la dernière période, les différences entre hommes et femmes, ou entre somatotypes ne sont pas statistiquement significatives. Il y a par contre l'interaction sexe x harnais qui est significative où les hommes semblent plus affectés par le port du harnais D, alors que les femmes semblent plus affectées par le port des harnais B et D (Figure 25).

Figure 25. Oxygénation musculaire mesurée à la fin de la suspension, à l'avant-bras, pour les participants hommes et femmes.



Pour l'**oxygénation musculaire mesurée au mollet** à la dernière période, les différences entre somatotypes ne sont pas statistiquement significatives, ni l'interaction du somatotype ou du sexe avec les harnais.

Pour l'**oxygénation cérébrale** et la **fréquence cardiaque**, mesurées à la dernière période, les différences entre somatotypes ou sexes ne sont pas statistiquement significatives, ni l'interaction du somatotype ou du sexe avec les harnais.

Globalement, le somatotype et le sexe des participants influencent peu les résultats obtenus pour l'ensemble des participants confondus. En effet, peu importe la variable mesurée ou la région anatomique, qu'il y ait ou non interaction avec le sexe ou le somatotype, il ressort que le harnais A (modèle en X) obtient des valeurs significativement plus faibles que les autres harnais pour la région des épaules, et le harnais C (modèle en Y) obtient des valeurs significativement plus faibles que les autres harnais pour la région pelvienne. Quelques résultats complémentaires sont donnés en annexe A.III.VIII.

4.2.3 Classement des harnais par rang

4.2.3.1 Cas des mouvements contrôlés

Les harnais ont été classés par rang pour les différents mouvements, en fonction des résultats obtenus pour l'appréciation psychophysique rapportée par les participants et les mesures de pression maximale et pression moyenne obtenus avec les tapis de pression. Les surfaces avec pression supérieure à 1 psi et les résultats de l'électromyographie ont été écartés, car ils étaient non discriminants la plupart du temps. Les résultats de ce classement par rang sont présentés du tableau 19 au tableau 23.

Le mouvement de flexion vers l'avant n'a pas été détaillé, car il n'y avait la plupart du temps pas de différence significative entre les harnais, à l'exception du harnais C (modèle en Y), qui est moins apprécié par les participants à cause de la ceinture abdominale.

Le harnais C (modèle en Y) est le harnais offrant le plus de liberté de mouvement et le moins de contraintes de manière générale, à l'exception du mouvement d'élévation des bras, où il se classe dernier. Le harnais A (modèle en X) se classe deuxième pour la liberté de mouvement, mais reste moins bon pour le mouvement d'élévation des bras, comme le harnais C. Les deux harnais en H (modèles B et D) sont les plus contraignants, avec le harnais D (sous-pelvienne cousue au centre) qui peut être encore un peu plus contraignant que le harnais B. Les harnais en H offrent en revanche une bonne performance pour le mouvement d'élévation des bras.

Tableau 19. Classement des harnais pour le mouvement d'élévation des bras

Mvt. — Élévation des bras	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	1	1	4	3
Tapis de pression — Pmax	3	1	3	1
Tapis de pression — Pmoy	3	1	3	1
Somme	7	3	10	5
Rang global	3	1	4	2

Tableau 20. Classement des harnais pour les mouvements d'inclinaison sur le côté

Mvt. — Inclinaison côté	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	2	3	1	3
Tapis de pression — Pmax	2	2	1	2
Tapis de pression — Pmoy	2	2	1	2
Somme	6	7	3	7
Rang global	2	3	1	3

Tableau 21. Classement des harnais pour les mouvements de rotation du torse

Mvt. — Rotation torse	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	1	3	1	4
Tapis de pression — Pmax	2	4	1	3
Tapis de pression — Pmoy	2	4	1	3
Somme	5	11	3	10
Rang global	2	4	1	3

Tableau 22. Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté de la jambe à 90°

Mvt. — Chevalier rot côté jambe	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	1	3	1	4
Tapis de pression — Pmax	2	3	1	3
Tapis de pression — Pmoy	2	3	1	3
Somme	5	9	3	10
Rang global	2	3	1	4

Tableau 23. Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté opposé de la jambe à 90°

Mvt. — Chevalier rot côté opposé jambe	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	1	1	1	1
Tapis de pression — Pmax	2	3	1	3
Tapis de pression — Pmoy	2	3	1	3
Somme	5	7	3	7
Rang global	2	3	1	3

Même si le harnais C (modèle en Y) est globalement le meilleur pour les mouvements, on remarque qu'il n'y a pas de harnais parfait, capable d'offrir la meilleure mobilité ou les contraintes les plus faibles pour tous les types de mouvements. Par exemple, pour des métiers où le travail avec les mains au-dessus de la tête est relativement fréquent (comme les tâches de ferrailleurs, telles qu'observées à la section 4.1), un modèle de harnais en Y serait probablement à déconseiller du fait des contraintes et de l'inconfort important qu'il pourrait générer au niveau des épaules.

4.2.3.2 Cas de la suspension

Afin d'agrèger les résultats des différentes mesures effectuées sur les participants lors des essais de suspension, les harnais ont été classés en ordre du meilleur (rang 1) au moins bon, pour chacun des essais. Le tableau 24 présente le classement des harnais pour la région des épaules lors des essais de suspension. Le harnais A (modèle en X) et le harnais C (modèle en Y) sont respectivement classés 1^{er} et 2^e alors que les deux modèles en H (harnais B et D) sont 3^e et 4^e.

Tableau 24. Classement des harnais pour la région des épaules lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée)

Test — Épaules	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	2	2	1	2
Tapis de pression — Pmax	1	2	2	2
Tapis de pression — Pmoy	1	2	2	2
Somme	4	6	5	6
Rang	1	3	2	3

Le tableau 25 présente le classement des harnais pour la région pelvienne lors des essais de suspension. Le harnais C (modèle en Y) et le harnais A (modèle en X) sont respectivement classés 1^{er} et 2^e alors que les deux modèles en H (harnais B et D) sont 3^e et 4^e respectivement. Une fois encore, du point de vue de l'appréciation psychophysique et des mesures effectuées grâce aux tapis de pression, ce sont les harnais en H (soit les modèles les plus communs) qui donnent les moins bons résultats en suspension, pour le confort perçu par les participants. Il faut noter que l'appréciation psychophysique des participants donne un inconfort plus important au niveau de la région pelvienne qu'au niveau des épaules, en conséquence, le classement indiqué au tableau 25 a une importance prépondérante sur celui indiqué au tableau 24.

Tableau 25. Classement des harnais pour la région pelvienne lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée)

Test — Région pelvienne	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Appréciation psychophysique	2	3	1	3
Tapis de pression — Pmax	2	2	1	4
Tapis de pression — Pmoy	2	3	1	4
Somme	6	8	3	11
Rang	2	3	1	4

Le tableau 26 présente le classement des harnais pour les paramètres physiologiques lors des essais de suspension. Le harnais C (modèle en Y) se détache significativement des trois autres et semble présenter le meilleur niveau de sécurité (impact plus limité sur les paramètres physiologiques) lors de la suspension. Le harnais A (modèle en X) présente un défaut lors des essais de suspension : la propension des sangles d'épaule à venir appuyer sur la carotide des participants limite l'afflux sanguin vers le cerveau, ce que l'on peut observer avec l'oxygénation cérébrale, qui diminue de manière plus significative pour ce harnais, et également avec une augmentation de la fréquence cardiaque assez prononcée.

Tableau 26. Classement des harnais pour les paramètres physiologiques lors de la suspension

Test	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Oxygénation — Musculaire	1	3	1	4
Fréq. cardiaque	3	2	1	4
Somme	4	5	2	8
Rang	2	3	1	4

Du point de vue de la suspension, le harnais C (modèle en Y) ressort clairement comme étant le meilleur, tant du point de vue des critères physiologiques, que du confort perçu par les participants. En deuxième, suivrait le harnais A (modèle en X), perçu comme étant relativement confortable par les participants, mais ayant un impact important sur la fréquence cardiaque et l'oxygénation cérébrale. Finalement, les deux modèles en H (harnais B et D) terminent le classement, avec un confort moindre lors de la suspension, et un impact qui peut être important sur les paramètres physiologiques. Cependant, de petites variations, non perceptibles a priori pour un utilisateur non averti, peuvent avoir un impact majeur sur la fréquence cardiaque ou l'oxygénation mesurée aux muscles. L'effet potentiel sur le temps de suspension avant que la vie du travailleur en suspension ne soit à risque n'a pas été estimé dans cette étude.

4.2.4 Synthèse des résultats et observations de la phase 1 de laboratoire

Les résultats obtenus durant la phase 1 des essais de laboratoire indiquent que l'appréciation psychophysique rapportée par les participants est similaire aux résultats mesurés avec les tapis de pression pour pression maximale et la pression moyenne, alors que la surface avec une pression supérieure à 1 psi ne semble pas être associée à l'appréciation psychophysique. Bien qu'un fourreau rembourré plus large soit utilisé pour le harnais C, ce qui permet de potentiellement mieux répartir la pression, le fourreau en

lui-même peut générer des contraintes et limiter les mouvements. Par ailleurs, d'après l'expérience des auteurs et les informations du manufacturier des prototypes, un fourreau pourrait être perçu comme plus confortable pour la pression en laboratoire, mais apportera certaines contraintes thermiques, ce qui pourrait le rendre désagréable durant la période estivale. Finalement, les fourreaux rembourrés empêchent l'inspection visuelle des sangles et coutures sur lesquelles ils sont installés, ce qui peut poser des enjeux de sécurité.

Les résultats indiquent également que l'effet du somatotype et du sexe des participants a un impact limité sur les observations et le classement des harnais. Il ne semble donc pas y avoir de harnais qui soit spécifiquement plus confortable pour les femmes, ou pour un somatotype particulier.

Finalement, les tableau 27 et tableau 28 présentent un classement global des quatre harnais testés en laboratoire. Le harnais C se distingue comme le plus confortable pour les mouvements contrôlés, à l'exception du mouvement d'élévation des bras où il est très contraignant, et de la flexion avant, où sa ceinture abdominale gêne le mouvement. Les harnais traditionnels avec une configuration en H (harnais B et D) sont les plus restrictifs pour les mouvements. Concernant la suspension, le harnais C est le plus performant sur la majorité des variables mesurées. Le harnais A (configuration en X) crée un effet d'étranglement très gênant pour les participants et ayant un impact notable sur la fréquence cardiaque. Finalement, le harnais D (modèle en H avec les sangles de cuisses cousues au centre de la sous-pelviennne) semble être le moins confortable de tous les harnais testés.

Tableau 27. Classement global des harnais pour les mouvements contrôlés

Mouvement	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Élévation bras	3	1	4	2
Flexion avant	1	2	3	2
Inclinaison	2	3	1	3
Rotation	2	4	1	3
Chevalier rotation même côté	2	3	1	4
Chevalier rotation côté opposé	2	3	1	3

Tableau 28. Classement global des harnais pour la suspension

Suspension	Harnais A (X)	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Harnais D (H)
Psychophysique et pression — Épaules	1	3	2	3
Psychophysique et pression — Hanches	2	3	1	4
Oxygénation musculaire avant-bras	1	3	1	4
Oxygénation musculaire mollet	3	1	1	3
Fréquence cardiaque	3	2	1	4

4.3 Conception des prototypes

Cette section présente les critères de conception des harnais identifiés d'après les résultats de la phase 1 de l'étude (4.3.1) et détaille les deux prototypes qui ont été retenus pour la suite de l'étude (4.3.2).

4.3.1 Critères de conception des harnais et conséquences pour les travailleurs

4.3.1.1 Cas des mouvements

Le tableau 29 présente un résumé des principales observations récoltées lors des essais de laboratoire avec mouvements contrôlés. Ces observations sont qualitatives et visent à identifier les principales caractéristiques impactant le confort des harnais de sécurité en termes de mouvements.

Tableau 29. Synthèse des observations relevées pour chaque mouvement lors des essais de laboratoire

Mouvement	Commentaires
Élévation des bras	Le harnais C (Y) se démarque : il a la moins bonne appréciation psychophysique, et la pression la plus élevée (à égalité avec le modèle en X). Lié à la forme du rembourrage dans le dos ? (moins de mobilité pour que les sangles se « rapprochent » du cou ?
Flexion avant	Le harnais C est perçu comme gênant par les participants (présence de la ceinture), les autres sont à peu près tous semblables.
Inclinaison côté	Le harnais C (Y) est celui offrant le plus de mobilité (épaules et cuisses), le A vient ensuite (X, perception similaire au Y), les modèles en H sont les plus contraignants (épaules et cuisses).
Rotations	Les harnais A et C (X et Y) sont les meilleurs en perception et aussi pour les pressions (épaules et cuisses).
Chevalier rotation même bord que jambe	Le harnais C (Y) est le meilleur, suivi du A (X), puis les deux H (B et finalement D). La couture des cuissardes au centre de la sous-pelviennne semble être un facteur limitant.
Chevalier rotation bord opposé jambe	Ce mouvement n'est pas vraiment discriminant.

Sur la base des observations répertoriées au tableau 29 lors des essais de laboratoire, les critères de conception suivants ont été identifiés comme facilitant le confort des harnais pour les mouvements :

- Pas de ceinture, car elle provoque une gêne pour le mouvement de flexion avant, et une ceinture intégrée va s'user (mentionné par les utilisateurs), ce qui conduit au changement du harnais complet, plutôt que changer seulement la ceinture de travail ;
- Construction qui facilite la mobilité : point de rotation pour l'inclinaison côté, et éviter les longues sangles qui vont devant-derrrière (limitation pour les mouvements de rotation du buste et chevalier). Typiquement une construction en Y ou en X ;
- Sous-pelviennne absente ou un peu longue, mais pas de sangles de cuisses cousues en son centre ;
- Construction qui permet de « rapprocher » les sangles pour ne pas provoquer trop de gêne pour les mouvements avec élévation des bras (qui sont assez fréquents pour certaines tâches de travail) ;

- Défaut de l'arrangement des sangles en Y : si beaucoup de tâches de travail requièrent d'avoir les bras levés, il y a un risque que les travailleurs n'ajustent pas correctement leurs sangles d'épaule. Dans le cas des essais menés dans la phase 1, la question se pose pour le harnais C (modèle en Y) de savoir si les restrictions observées sont amplifiées par le rembourrage des sangles d'épaule.

4.3.1.2 Cas de la suspension

Le tableau 30 présente un résumé des principales observations récoltées lors des essais de laboratoire en suspension prolongée. Ces observations sont qualitatives et visent à identifier les principales caractéristiques impactant le confort des harnais de sécurité en suspension.

Tableau 30. Synthèse des observations relevées pour la suspension lors des essais de laboratoire

Paramètre	Commentaire
Appréciation psychophysique	Le harnais C (Y) est perçu comme étant le moins inconfortable en suspension, devant le harnais A (X, qui est surtout inconfortable au niveau du cou avec les sangles qui viennent faire pression sur la carotide). Finalement, les deux harnais en H (B et D) sont les plus inconfortables (à égalité).
Pression	Éviter la conception en H, et surtout éviter les cuissardes cousues au centre de la sous-pelvienne (pressions plus élevées pour le harnais D)
Oxygénation avant-bras	Éviter la conception en H
Oxygénation mollet	Non discriminant
Oxygénation cérébrale	Éviter la conception en X (sensation d'étranglement notée par les participants)
Fréquence cardiaque	Éviter la conception en X (étranglement) Harnais en H : éviter les cuissardes cousues au centre de la sous-pelvienne

Sur la base des observations répertoriées au tableau 30 lors des essais de laboratoire, les critères de conception suivants ont été identifiés comme améliorant le confort des harnais ou ayant un impact bénéfique sur les paramètres physiologiques lors de la suspension :

- Pas de ceinture (conception possiblement avantageuse en suspension, mais potentiellement dangereuse dans le cas de la chute dans le harnais, ce point est également soulevé par Baszczyński (2021, 2022) ;
- Sous-pelvienne absente ou un peu longue, mais pas de sangles de cuisses cousues en son centre ;

- Éviter toute conception qui a tendance à générer un étranglement (modèle en X en particulier) ;
- Si possible éviter la construction en H traditionnelle.

La construction traditionnelle en H est clairement la plus désavantageuse en suspension, tant au niveau du confort perçu que des paramètres physiologiques mesurés. Cependant, ce type de harnais, le plus répandu, est bien connu des travailleurs, facile à enfiler, et relativement facile à ajuster. Ces avantages sont à considérer également dans le choix et la conception d'un harnais, car un harnais porté, même inconfortable en suspension, sera toujours plus sécuritaire qu'un harnais non porté.

4.3.2 Présentation des prototypes

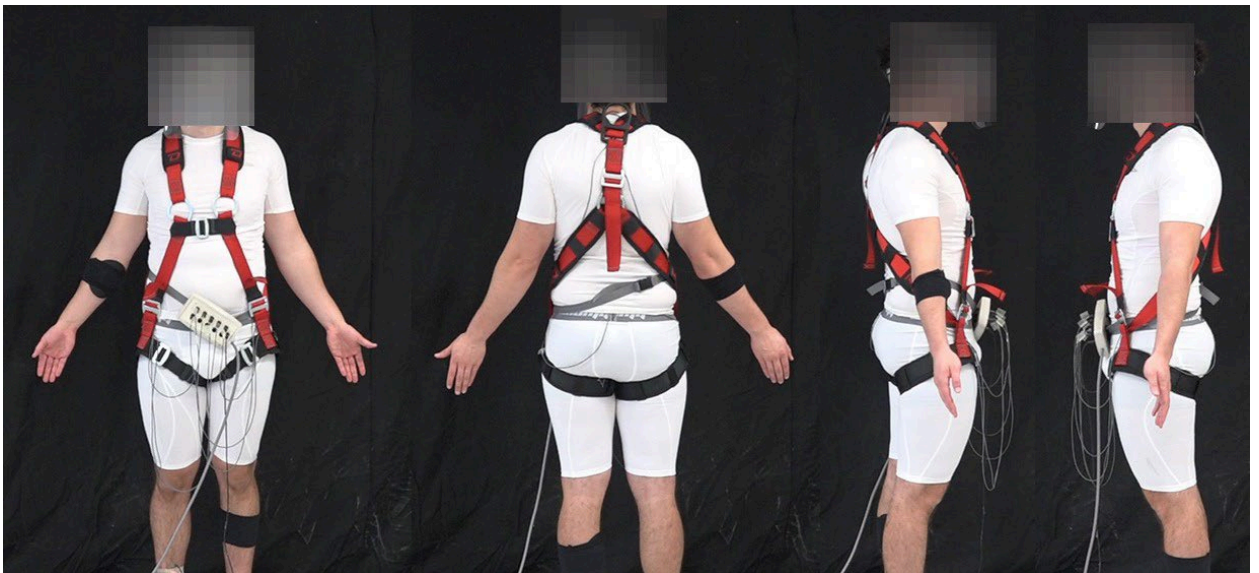
Le prototype 1 est présenté en Figure 26 et le prototype 2 en Figure 27. Les deux prototypes sont équipés de rembourrage étroit (66 mm de largeur) au niveau des épaules, pour les sangles en Y inversé dans le dos et au niveau des cuisses. La connexion des sangles de la partie haute du harnais (buste) aux sangles de cuisse se fait légèrement sur l'avant des cuisses. Cette option pourrait permettre d'améliorer le confort perçu en suspension.

La différence entre le prototype 1 et le prototype 2 consiste en la présence des deux anneaux sur la face avant du harnais pour le prototype 2. Outre leur intérêt potentiel pour la mobilité lors du mouvement d'inclinaison sur le côté, l'ajout de ces anneaux a aussi pour effet de ramener les deux sangles verticales vers le centre du buste. Ceci pourrait potentiellement être gênant pour les participants femme, mais pourrait aussi avoir des avantages en termes de confort perçu pour la mobilité en rotation, ou même avoir un impact bénéfique sur les paramètres physiologiques lors de la suspension.

Figure 26. Prototype 1.



Figure 27. Prototype 2 (avec anneaux).



Le tableau 31 présente les critères retenus pour chacun des deux prototypes, parmi ceux ayant été identifiés lors de l'analyse des résultats d'essais de laboratoire. Parmi les critères retenus, il est possible de noter :













- L'absence de ceinture. Bien que cet élément semble apporter un certain confort lors de la suspension (comme semblent l'indiquer les résultats d'appréciation psychophysique et les mesures de pression pour le harnais C), la ceinture

présente aussi certains inconvénients, notamment : (i) une gêne lors des mouvements de flexion vers l'avant, (ii) une durée de vie généralement plus limitée que les autres éléments du harnais, du fait de son utilisation avec des outils parfois coupants, ce qui conduit à changer le harnais au complet, et est perçu comme un défaut par les travailleurs de la construction.

- Une conception visant une amélioration de la mobilité pour les mouvements inclinaison et rotation. Dans le cas du prototype 1, l'adoption d'un Y inversé dans le dos (une seule sangle verticale connectée à l'anneau en D dans le dos) devrait permettre d'améliorer la mobilité en rotation. Dans le cas du prototype 2, la même configuration de sangles a été retenue pour le dos, mais deux anneaux métalliques sont présents sur l'avant du harnais, afin d'améliorer la mobilité pour les mouvements d'inclinaison. Le bénéfice potentiel de l'ajout de ces deux anneaux sera à confirmer avec les résultats d'essais en laboratoire.
- Absence de sous-pelviennne. Pour compenser l'absence de sous-pelviennne, et éviter le risque de sortie du harnais de sécurité par l'arrière, la configuration en Y inversé a été adoptée. Les deux sangles de cuisses sont donc indépendantes, ce qui pourrait potentiellement améliorer la mobilité pour les mouvements de type chevalier. L'absence de sous-pelviennne aura potentiellement des effets bénéfiques pour le confort en suspension.
- La configuration des sangles adoptée (Y inversé dans le dos et H pour la face avant du buste) ne devrait pas trop impacter la mobilité pour le mouvement d'élévation des bras. Cet aspect reste à confirmer lors des essais de laboratoire. Cette configuration des sangles « hybride », devrait limiter l'inconfort perçu dans la région pelvienne lors de la suspension.
- La configuration des sangles sur la face avant (H traditionnel ou s'apparentant à un H dans le cas du prototype 2, avec les deux anneaux métalliques), devrait éviter la sensation d'étranglement qu'apportait le harnais en X. Par ailleurs, le prototype 2 ayant des sangles plus proches du plexus solaire, il sera intéressant de vérifier si cela affecte positivement l'oxygénation musculaire mesurée aux avant-bras.

Comme le montrent le tableau 31 et le texte l'accompagnant, les deux prototypes développés essayent de faire une synthèse des éléments identifiés dans la phase 1 de laboratoire comme pouvant avoir un impact sur le confort perçu lors de la réalisation de mouvements ou pour les phases de suspension.

Tableau 31. Critères retenus pour les deux prototypes

Critère favorisant le confort en mouvement	Prototype 1	Prototype 2
Pas de ceinture		
Construction qui facilite la mobilité (inclinaison et rotation)		
Sous pelvienne absente		
Construction qui ne restreint pas l'élévation des bras	À valider	À valider
Critères favorisant le confort en suspension		
Sous pelvienne absente		
Éviter les étranglements		
Éviter la construction en H traditionnelle		

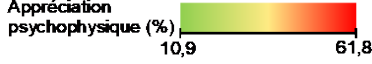
4.4 Essais de laboratoire — Phase 2

4.4.1 Mouvements contrôlés

Afin de présenter un résumé de l'ensemble des résultats pour les dix mouvements contrôlés, et donner une vue globale des points forts et faibles des harnais commerciaux et prototypes, le tableau 32 présente une synthèse des appréciations psychophysiques rapportées par les participants pour chaque mouvement et chaque zone, à l'aide d'une échelle de couleur en dégradé, allant du vert intense pour la valeur minimale (10,9 % dans le cas de la région pelvienne gauche pour le prototype 1, dans le cas du mouvement chevalier jambe gauche avec rotation sur la droite) au rouge écarlate pour la valeur maximale (61,8 % dans le cas de l'épaule droite, pour le harnais B, dans le cas du mouvement de rotation à gauche). Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort / inconfort). Le tableau 33 synthétise les résultats obtenus pour les pressions maximales, et le tableau 34 pour les pressions moyennes, mesurées avec les tapis de pression. Les résultats détaillés de tous les essais de mouvements contrôlés, et les différences statistiquement significatives observées sont détaillés dans l'annexe B.I. Les synthèses présentées du tableau 32 au tableau 34 permettent néanmoins d'apporter un éclairage quant à l'influence de chaque configuration de harnais sur la variable mesurée. Notons que les résultats pour les surfaces avec une pression mesurée supérieure à 1 psi ne sont pas

présentés dans les tableaux suivants pour deux raisons : (i) le seuil de significativité était plus rarement atteint que pour les appréciations psychophysiques ou les pressions d'une part, (ii) la surface avec une pression mesurée supérieure à 1 psi semble moins associée à l'appréciation psychophysique rapportée par les participants que la pression maximale ou moyenne. Par ailleurs, les pressions au dos n'ont pas été mesurées sur le harnais C (Y), car sa configuration de sangle dorsale est très différente de celle des trois autres harnais (une seule sangle le long de la colonne, contre des sangles qui passent sur le côté des côtes flottantes), ce qui rendrait la comparaison difficile.

Tableau 32. Appréciation psychophysique moyenne rapportée par les participants pour les différents mouvements et zones du corps — Phase 2

		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		App (%)		App (%)		App (%)		App (%)	
Mouvement	Zone	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Élévation des bras	Épaules	59,1	59,7	54,2	54,6	48,8	48,2	47,3	46,7
	R. Pelvienne	36,5	36,7	18,6	17,7	22,0	21,8	20,2	20,0
Flexion avant	Épaules	21,6	20,5	17,6	18,0	16,4	16,4	14,2	13,2
	R. Pelvienne	27,3	26,8	15,4	14,8	18,2	18,4	17,9	17,3
Inclinaison gauche	Épaules	24,5	51,9	10,9	12,2	12,8	36,7	13,8	29,9
	R. Pelvienne	23,7	54,5	18,1	14,1	15,7	22,1	14,6	17,7
Inclinaison droite	Épaules	47,4	22,5	13,1	11,1	36,1	12,9	29,1	13,1
	R. Pelvienne	43,8	22,2	14,3	18,0	20,3	14,5	18,3	14,6
Rotation gauche	Épaules	30,5	61,8	19,2	23,9	20,6	40,3	18,4	36,5
	R. Pelvienne	31,0	45,4	17,2	16,5	17,7	22,6	19,1	23,5
Rotation droite	Épaules	58,6	26,9	26,7	18,5	40,7	18,7	40,8	22,8
	R. Pelvienne	39,0	33,4	18,3	16,7	20,6	17,3	21,8	18,8




Appréciation psychophysique (%) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		App (%)		App (%)		App (%)		App (%)	
Chevalier JG rot gauche	Épaules	18,7	48,9	14,7	16,0	14,5	27,2	14,5	23,7
	R. Pelvienne	23,6	44,8	23,5	16,1	12,0	18,3	15,3	17,5
Chevalier JD rot droite	Épaules	43,4	21,1	16,3	17,9	30,2	14,0	26,5	14,9
	R. Pelvienne	38,5	22,7	15,5	24,8	17,2	14,4	19,0	17,4
Chevalier JG rot droite	Épaules	22,7	29,4	14,1	14,5	13,8	20,5	15,9	19,0
	R. Pelvienne	20,2	33,6	16,5	12,8	10,9	14,6	14,7	16,3
Chevalier JD rot gauche	Épaules	21,5	28,3	13,1	14,1	14,3	17,2	15,7	19,5
	R. Pelvienne	25,0	24,3	12,5	13,2	11,7	12,1	15,7	14,1

Tableau 33. Pression maximale (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps — Phase 2

Pression maximale (psi) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)	
Mouvement	Zone	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Élévation des bras	Épaules	3,7	5,0	4,1	5,1	3,5	4,7	4,1	5,4
	Dos	0,5	0,8			0,1	0,2	0,1	0,2
	Région Pelvienne	2,2	2,5	1,0	1,2	0,9	1,2	1,0	1,2
Flexion avant	Épaules	1,5	2,1	1,4	1,9	1,4	1,7	1,1	1,5
	Dos	1,1	1,3			0,8	1,0	0,7	0,7
	Région Pelvienne	2,3	2,4	1,4	1,8	1,4	1,6	0,9	1,1

Pression maximale (psi) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)	
Inclinaison gauche	Épaules	0,8	2,9	0,2	0,9	0,6	2,0	0,7	2,1
	Dos	0,7	0,7			0,2	0,4	0,3	0,4
	Région Pelvienne	1,6	2,3	1,4	1,7	1,4	1,9	0,9	1,4
Inclinaison droite	Épaules	2,0	0,9	0,6	0,2	1,4	0,8	1,8	0,8
	Dos	0,4	1,1			0,3	0,3	0,5	0,4
	Région Pelvienne	2,2	1,8	1,4	1,7	1,3	1,8	0,9	1,1
Rotation gauche	Épaules	1,3	4,6	0,9	1,7	1,1	3,1	1,5	2,9
	Dos	1,3	1,1			0,3	0,7	0,5	0,5
	Région Pelvienne	2,5	3,2	1,5	2,1	1,5	2,1	1,0	1,6
Rotation droite	Épaules	3,7	2,1	1,3	1,2	2,6	1,8	2,5	1,8
	Dos	1,0	2,3			0,5	0,7	0,5	0,5
	Région Pelvienne	2,9	2,9	1,6	1,9	1,8	2,0	1,1	1,5
Chevalier JG rot gauche	Épaules	0,8	3,6	0,6	1,5	0,7	1,9	0,9	1,8
	Dos	0,9	0,6			0,1	0,1	0,1	0,1
	Région Pelvienne	1,2	2,3	1,7	1,2	0,4	0,7	0,3	0,8





Pression maximale (psi) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)	
Chevalier JD rot droite	Épaules	2,9	1,0	1,1	0,8	1,3	0,7	1,3	0,9
	Dos	0,4	1,4			0,1	0,2	0,1	0,1
	Région Pelvienne	1,6	1,3	0,9	2,3	0,5	0,5	0,4	0,3
Chevalier JG rot droite	Épaules	1,1	1,9	0,7	0,7	0,7	1,3	0,8	1,3
	Dos	0,5	0,4			0,0	0,1	0,0	0,1
	Région Pelvienne	0,4	1,5	1,0	0,9	0,2	0,6	0,1	0,7
Chevalier JD rot gauche	Épaules	1,1	1,3	0,5	0,8	0,8	0,9	0,8	1,0
	Dos	0,3	0,6			0,1	0,1	0,1	0,1
	Région Pelvienne	0,9	0,5	0,6	1,3	0,4	0,3	0,4	0,2

Tableau 34. Pression moyenne (en psi) mesurée sur les participants pour les différents mouvements et zones du corps — Phase 2

Pression moyenne (psi) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)	
Mouvement	Zone	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Élévation des bras	Épaules	2,0	2,3	2,1	2,4	1,9	2,2	2,1	2,4
	Dos	0,1	0,4			0,0	0,0	0,0	0,0
	Région Pelvienne	1,3	1,5	0,5	0,7	0,4	0,7	0,5	0,7

Pression moyenne (psi) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)		Pmax (psi)	
Flexion avant	Épaules	0,8	1,3	0,9	1,2	0,8	1,1	0,6	0,9
	Dos	0,6	0,9			0,4	0,6	0,3	0,4
	Région Pelvienne	1,4	1,4	0,9	1,1	0,9	1,0	0,5	0,7
Inclinaison gauche	Épaules	0,4	1,6	0,1	0,5	0,1	1,5	0,4	1,4
	Dos	0,4	0,3			0,0	0,1	0,0	0,2
	Région Pelvienne	0,9	1,4	0,7	0,9	0,8	1,1	0,5	0,9
Inclinaison droite	Épaules	1,3	0,5	0,2	0,1	0,9	0,3	1,0	0,4
	Dos	0,1	0,6			0,0	0,1	0,1	0,2
	Région Pelvienne	1,3	1,1	0,8	1,0	0,9	1,0	0,5	0,6
Rotation gauche	Épaules	0,7	2,1	0,4	1,2	0,7	1,9	0,9	1,7
	Dos	0,8	0,7			0,1	0,3	0,2	0,3
	Région Pelvienne	1,4	1,7	0,9	1,1	1,1	1,2	0,5	1,0
Rotation droite	Épaules	1,8	1,3	0,8	0,8	1,6	1,4	1,5	1,2
	Dos	0,6	1,3			0,2	0,3	0,2	0,2
	Région Pelvienne	1,5	1,5	0,9	1,1	1,3	1,1	0,6	1,0
Chevalier JG rot gauche	Épaules	0,4	1,8	0,2	0,8	0,3	1,3	0,5	1,3
	Dos	0,5	0,2			0,0	0,0	0,0	0,0
	Région Pelvienne	0,8	1,4	1,0	0,7	0,1	0,2	0,1	0,4

Pression moyenne (psi) 		Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
		Pmax (psi)	Pmax (psi)	Pmax (psi)	Pmax (psi)	Pmax (psi)	Pmax (psi)	Pmax (psi)	Pmax (psi)
Chevalier JD rot droite	Épaules	1,6	0,5	0,6	0,4	0,8	0,2	0,8	0,5
	Dos	0,1	0,9			0,0	0,1	0,0	0,0
	Région Pelvienne	1,0	0,7	0,5	1,3	0,1	0,2	0,2	0,1
Chevalier JG rot droite	Épaules	0,6	1,2	0,3	0,3	0,3	0,9	0,4	0,7
	Dos	0,1	0,1			0,0	0,1	0,0	0,0
	Région Pelvienne	0,1	0,9	0,6	0,5	0,1	0,2	0,0	0,4
Chevalier JD rot gauche	Épaules	0,5	0,9	0,1	0,5	0,4	0,4	0,5	0,6
	Dos	0,1	0,3			0,0	0,0	0,0	0,0
	Région Pelvienne	0,5	0,3	0,2	0,6	0,2	0,1	0,1	0,0

4.4.1.1 Harnais commerciaux

Pour le mouvement d'**élévation des bras**, les appréciations psychophysiques aux épaules (Figure 88, Tableau 32), les pressions maximales (Figure 89, Tableau 33) et moyennes (Figure 90, Tableau 34) restent élevées aux épaules ainsi que les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 91), mais sont confondues pour tous les harnais. Le harnais B (modèle en H) se distingue par des pressions maximales et moyennes plus élevées aux cuisses pour ce mouvement.

Le harnais C (modèle en Y) est également le moins apprécié des participants pour le mouvement de **flexion avant** pour la zone de poitrine dans le cas des femmes, possiblement du fait de la présence de la ceinture abdominale (Figure 92, les harnais sont généralement indifférenciés pour les autres zones du corps). Les harnais B et C sont confondus dans la majorité des cas (Figure 93 à Figure 95, Tableau 32 à Tableau 34).

Pour les mouvements d'**inclinaison sur le côté**, le harnais C (modèle en Y) est à la fois le plus apprécié par les participants (Figure 96 et Figure 100, Tableau 32), et celui donnant les pressions maximales (Figure 97 et Figure 101, Tableau 33) moyennes (Figure 98, Figure 102, Tableau 34) et la surface avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 99, Figure 103) les plus faibles. Le harnais B donne des pressions maximales

moyennes et une surface avec une pression supérieure à 1 psi les plus élevées. Les deux harnais commerciaux donnent donc les bornes limites pour ce mouvement, tandis que les deux prototypes sont des intermédiaires.

Pour les mouvements de **rotation du buste**, les données des tapis de pression (Figure 105 à Figure 107 et Figure 109 à Figure 111, Tableau 32 et Tableau 33) montrent que le modèle en H (harnais B) est celui qui restreint le plus le mouvement, tandis que le modèle en Y (harnais C) est celui qui donne le plus de liberté de mouvement. L'appréciation psychophysique confirme les résultats mesurés avec les tapis de pression (Figure 104 et Figure 108). Là encore, les deux harnais commerciaux donnent donc les bornes limites pour ce mouvement, tandis que les deux prototypes sont des intermédiaires.

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du même côté que la jambe**, l'appréciation psychophysique donnée par les participants indique que le harnais B (modèle en H) est le plus contraignant, tant au niveau des épaules que de la région pelvienne du côté opposé au mouvement (Figure 112 et Figure 116, Tableau 32). Concernant les pressions maximales, moyennes, et la surface avec une pression supérieure à 1 psi, le harnais B est le plus contraignant au niveau des épaules et de la région pelvienne du côté opposé au mouvement (Figure 113 à Figure 115, Figure 117 à Figure 119, Tableau 33 et Tableau 34) tandis que le harnais C (modèle en Y) est le moins contraignant à l'épaule, et parmi les moins contraignants au niveau de la région pelvienne, étant souvent confondu avec les deux prototypes.

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du côté opposé à la jambe**, l'appréciation psychophysique indique que le harnais B (modèle en H) est le plus contraignant au niveau de l'épaule et de la région pelvienne (Figure 120 et Figure 124, Tableau 32). Les pressions maximales et moyennes, ainsi que les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi, indiquent que le harnais B (modèle en H) est le plus contraignant à l'épaule, tandis que le harnais C (modèle en Y) est le plus contraignant au niveau de la région pelvienne, du côté opposé à la rotation (Figure 121 à Figure 123, Figure 125 à Figure 127). Les deux prototypes semblent meilleurs que le harnais B aux épaules.

Globalement, les résultats des harnais commerciaux B (modèle en H) et C (modèle en Y) obtenus dans la phase 2 sont similaires à ceux obtenus dans la phase 1, pour l'ensemble des mouvements contrôlés.

4.4.1.2 Prototypes

Pour le mouvement d'**élévation des bras**, l'appréciation psychophysique rapportée par les participants pour les deux prototypes indique qu'ils sont confondus avec les deux harnais commerciaux (Figure 88, Tableau 32). Les pressions maximales et moyennes sont élevées aux épaules (Figure 89, Figure 90, Tableau 33, Tableau 34) ainsi que les

surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 91), mais restent confondues avec les autres harnais. Les deux prototypes sont confondus avec le harnais C pour la pression et l'appréciation psychophysique au niveau de la région pelvienne et sont donc une amélioration par rapport au harnais B (modèle en H).

Les harnais prototypes sont la plupart du temps confondus avec les harnais commerciaux, tant en termes d'appréciation psychophysique que de pressions mesurées pour le mouvement de **flexion avant** (Figure 92 à Figure 95, Tableau 32 à Tableau 34). Une exception notable est le prototype 2 (avec anneaux), qui donne les pressions maximales et moyennes les plus faibles au niveau de la région pelvienne.

Pour les mouvements d'**inclinaison sur le côté**, le harnais C (modèle en Y) reste le plus apprécié par les participants (Figure 96 et Figure 100, Tableau 32). En termes de pressions maximales (Figure 97 et Figure 101, Tableau 33) moyennes (Figure 98, Figure 102, Tableau 34) et une surface avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 99, Figure 103) les deux prototypes sont des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H) et le harnais C (modèle en Y) au niveau des épaules, tandis qu'ils sont confondus avec le harnais C au niveau de la région pelvienne, du côté opposé au mouvement. Les deux prototypes constituent donc une amélioration comparativement au harnais B, sans atteindre le niveau de performance du harnais C. L'équipe de recherche s'attendait à ce que le prototype 2 (avec anneaux) soit plus performant que le prototype 1 pour ce mouvement, mais les deux prototypes restent statistiquement confondus. L'ajout d'anneaux sur les sangles frontales du harnais ne semble donc pas pertinent considérant le surcoût engendré et l'absence d'amélioration en termes de mobilité pour le buste.

Pour les mouvements de **rotation du buste**, les données des tapis de pression (Figure 105 à Figure 107 et Figure 109 à Figure 111, Tableau 32 et Tableau 33) montrent que les deux prototypes sont des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H) et le harnais C (modèle en Y) au niveau des épaules, tandis qu'ils sont confondus avec le harnais C au niveau de la région pelvienne. L'appréciation psychophysique indique la même tendance que celle notée pour les tapis de pression (Figure 104 et Figure 108). Les deux prototypes constituent donc une amélioration comparativement au harnais B, sans toujours atteindre le niveau de performance du harnais C.

Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du même côté que la jambe**, l'appréciation psychophysique donnée par les participants indique que les deux prototypes sont des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H), le plus contraignant, et le harnais C (modèle en Y) au niveau des épaules, tandis qu'ils sont confondus avec le harnais C au niveau de la région pelvienne, du côté opposé au mouvement (Figure 112 et Figure 116, Tableau 32). Concernant les pressions maximales, moyennes, et la surface avec une pression supérieure à 1 psi, les deux prototypes sont confondus avec le harnais C (modèle en Y) au niveau des épaules ce qui est une amélioration comparativement au harnais B (Figure 113 à Figure 115, Figure 117 à Figure 119, Tableau 33 et Tableau 34).

Au niveau de la région pelvienne, les deux prototypes sont confondus entre eux, mais significativement meilleurs (pressions plus faibles) que le harnais C (modèle en Y). Les deux prototypes offrent donc une meilleure performance globale que les harnais commerciaux pour ce mouvement.





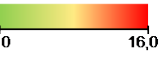
Pour les mouvements de **chevalier avec rotation du côté opposé à la jambe**, l'appréciation psychophysique donnée par les participants ne permet pas vraiment de discriminer clairement les prototypes des harnais commerciaux (Figure 120 et Figure 124, Tableau 32). Les pressions maximales et moyennes, ainsi que les surface avec une pression supérieure à 1 psi, indiquent que les deux prototypes sont confondus entre eux et des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H) et le harnais C (modèle en Y) à l'épaule, tandis qu'ils sont confondus ou à certaines occasions meilleures que le harnais C au niveau de la région pelvienne, du côté opposé à la rotation (Figure 121 à Figure 123, Figure 125 à Figure 127). Les deux prototypes semblent meilleurs que le harnais B aux épaules, et meilleurs ou comparables au harnais C au niveau de la région pelvienne.

Pour l'ensemble des mouvements contrôlés, l'adjonction d'anneaux sur la face avant du harnais (prototype 2) ne semble pas avoir d'influence significative sur les pressions mesurées et l'appréciation psychophysique des participants. Les deux prototypes sont une claire amélioration comparativement au harnais B (modèle en H) en termes de confort pour les mouvements contrôlés, mais ne parviennent pas à égaler le harnais C (modèle en Y) dans tous les mouvements.

4.4.2 Suspension

Le Tableau 35 donne une synthèse qualitative de l'ensemble des résultats obtenus pour les essais de suspension, avec les cinq conditions de port de harnais, soit les modèles commerciaux et prototypes, ainsi que le harnais B avec les *trauma straps* à deux étriers (TS2É). Comme pour les résultats des mouvements contrôlés présentés du Tableau 32 au Tableau 34, le code de couleur est un dégradé qui va du vert intense pour les valeurs les plus faibles du paramètre en question, au rouge écarlate pour les valeurs les plus élevées (de 43,9 % à 70,0 % dans le cas de l'appréciation psychophysique rapportée par les participants). Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort / inconfort). Par ailleurs, les pressions au dos n'ont pas été mesurées sur le harnais C (Y), car sa configuration de sangle dorsale est très différente de celle des trois autres harnais (une seule sangle le long de la colonne, contre des sangles qui passent sur le côté des côtes flottantes), ce qui rendrait la comparaison difficile. Les résultats détaillés de tous les essais de suspension, et les différences statistiquement significatives observées sont détaillés dans l'annexe B.II. Le Tableau 35 permet néanmoins d'apporter un éclairage quant à l'influence de chaque configuration de harnais sur la variable mesurée.

Tableau 35. Synthèse des résultats obtenus pour la suspension — Phase 2

Paramètre	Zone	Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)		Harnais B + TS(2É)	
		G	D	G	D	G	D	G	D	G	D
Appréciation psychophysique (%) 	Épaules	55,9	57,6	43,9	43,5	44,5	44,0	58,4	59,0	58,1	58,6
	R. Pelv	69,2	70,0	58,3	57,0	60,7	60,4	67,7	67,8	45,5	46,8
Pression maximale (psi) 	Épaules	2,7	3,6	2,9	3,2	2,4	2,5	2,2	2,9	3,0	3,9
	Dos	4,1	3,4			3,2	2,5	3,3	2,9	4,1	3,9
	R. Pelv	5,6	7,4	5,2	5,2	5,2	5,5	5,1	5,2	3,9	5,2
Pression moyenne (psi) 	Épaules	1,5	1,9	1,7	1,7	1,5	1,8	1,5	1,8	1,7	2,0
	Dos	2,1	1,9			1,8	1,4	1,8	1,5	2,2	2,0
	R. Pelv	2,5	3,0	2,1	2,2	2,7	2,8	2,6	2,7	2,0	2,3
Diminution oxygénation musculaire (p.p.) 	Avant-bras	13,1		7,2		11,5		8,1		12,6	
	Mollet	8,0		10,1		8,8		8,2		4,4	
Augmentation freq. cardiaque (bpm) 	N/A	14,3		10,7		14,3		16,0		14,6	

*G = gauche, D = droite, TS(2É) = *trauma strap* à deux étrières

4.4.2.1 Harnais commerciaux

Pour l'**appréciation psychophysique** indiquée par les participants lors de la suspension, le harnais C (modèle en Y) donne les meilleurs résultats au niveau des épaules, comme pour la région pelvienne (Figure 128, Tableau 35), tandis que le harnais B (modèle en H) donne les pires résultats à la région pelvienne. Les **pressions maximales et moyennes**, ainsi que la **surface avec une pression supérieure à 1 psi** ont des tendances similaires : à la région pelvienne, le harnais C se distingue par les plus faibles pressions ; aux épaules, le harnais C a des pressions équivalentes à celles du harnais B (modèle en H, Figure 131 à Figure 133, Tableau 35). Cette pression relativement faible aux épaules ne limite pas trop le flux sanguin vers les bras et permet une **oxygénation des avant-bras** adéquate (Figure 146, Tableau 35), sans pour autant créer un effet d'étranglement comme pour le harnais A (phase 1). Le harnais C se distingue également par la plus faible augmentation de la **fréquence cardiaque** (Figure 149, Tableau 35). En termes

d'**oxygénation au mollet** et d'**oxygénation cérébrale**, les harnais sont tous similaires (Figure 147, Figure 148, Tableau 35).

Le harnais C est globalement le meilleur du point de vue de la suspension (Tableau 35), probablement aidé par la présence de la ceinture abdominale qui aide à reprendre une partie du poids des participants.

4.4.2.2 Prototypes

Pour l'**appréciation psychophysique** indiquée par les participants lors de la suspension, le prototype 1 donne les meilleurs résultats au niveau des épaules (confondu avec le harnais C, modèle en Y), tandis que les deux prototypes sont confondus avec le harnais B (modèle en H) pour la région pelvienne (Figure 128, Tableau 35). Pour la **pression maximale**, les prototypes sont le plus souvent confondus avec le harnais C (modèle en Y), et parfois aussi avec le harnais B (modèle en H, Figure 131, Tableau 35). Cependant, la **pression moyenne** a une tendance similaire à l'appréciation psychophysique à la région pelvienne, c.-à-d. que les deux prototypes sont confondus avec le harnais B (modèle en H, Figure 132, Tableau 35). La pression maximale légèrement plus faible aux épaules pour les prototypes comparativement au harnais B (modèle en H), semble limiter un peu moins le flux sanguin vers les bras et permet donc une meilleure **oxygénation des avant-bras**, notamment dans le cas du prototype 2 (Figure 146, Tableau 35), sans pour autant créer un effet d'étranglement comme pour le harnais A (phase 1). Le harnais C se distingue également par la plus faible augmentation de la **fréquence cardiaque** (Figure 149, Tableau 35). En termes d'**oxygénation au mollet** et d'**oxygénation cérébrale**, les harnais sont tous similaires (Figure 147, Figure 148, Tableau 35).

4.4.2.3 Influence du somatotype et du sexe

Dans le cas de l'**appréciation psychophysique**, le somatotype et le sexe n'influencent généralement pas significativement la perception du harnais lors de la suspension. Une exception notable est l'appréciation psychophysique rapportée par les participants femmes au niveau de la poitrine : elles ont noté le prototype 2 (avec anneaux) comme étant le plus inconfortable, le harnais C (modèle en Y) comme étant le plus confortable, et elles semblent plus sensibles aux différentes configurations des sangles des harnais pour cette zone du corps (Figure 130). Les participants hommes, quant à eux, n'ont rapporté aucune différence significative entre les harnais. Dans le cas de l'**oxygénation musculaire** mesurée au mollet, l'interaction sexe x harnais est significative et on note une différence pour le prototype 2 entre les hommes et les femmes : les femmes subissent une moins grande diminution de l'oxygénation musculaire que les hommes avec le prototype 2, ce qui leur donne des résultats comparables au harnais B avec les *trauma straps*.

Globalement, le somatotype et le sexe des participants influencent peu les résultats obtenus pour l'ensemble des participants confondus : pour les valeurs physiologiques et

les valeurs de pression mesurées durant la suspension, la plupart du temps les différences entre somatotypes ou sexes ne sont pas statistiquement significatives, ni l'interaction du somatotype ou du sexe avec les harnais.

4.4.2.4 *Trauma straps*

Pour l'**appréciation psychophysique** indiquée par les participants lors de la suspension prolongée, l'utilisation de *trauma straps* (deux étriers) avec le harnais B (modèle en H), donne les meilleurs résultats pour la région pelvienne, et n'a pas d'influence au niveau des épaules (Figure 128, Tableau 35).

Pour les paramètres physiologiques durant la suspension prolongée (Figure 146 à Figure 149), l'utilisation de *trauma straps* (deux étriers) avec le harnais B permet d'améliorer significativement la circulation sanguine vers les membres inférieurs (mesuré avec l'**oxygénation au mollet**) et n'a pas d'effet pour l'**oxygénation des avant-bras**. En termes d'**oxygénation cérébrale**, tous les harnais sont confondus, et il n'y a pas d'effet notable pour l'utilisation des *trauma straps*. Finalement, pour la **fréquence cardiaque**, l'utilisation des *trauma straps* ne semble pas avoir d'influence significative, et l'augmentation en termes de battements par minute est statistiquement confondue avec celle mesurée pour le harnais B sans les *trauma straps*.

Le Tableau 36 et le Tableau 37 présentent une synthèse, respectivement, des **pressions maximales** et **moyennes mesurées** sur les quatre harnais, avec et sans *trauma straps*. Le détail des résultats est présenté en annexe B.II.III. Notons que les différences parfois observées entre les côtés droit et gauche pourraient s'expliquer entre autres par un ajustement des harnais qui ne serait pas parfaitement symétrique.

Sans *trauma straps*, le harnais B (modèle en H) est le pire au niveau de la région pelvienne, avec des pressions maximales significativement plus élevées que les trois autres harnais essayés (Tableau 36). L'utilisation des *trauma straps* permet d'abaisser significativement la pression dans cette zone, sans augmenter significativement la pression au niveau des sangles dorsales, et avec une augmentation contenue au niveau des épaules (statistiquement significative uniquement pour le cas des deux étriers, Figure 134 à Figure 136).

Sans *trauma straps*, le harnais C (modèle en Y) et les deux prototypes sont confondus au niveau des épaules pour la pression moyenne et maximale, et confondus pour la région pelvienne en termes de pressions maximales (Figure 131 et Figure 132). L'utilisation des *trauma straps* permet d'abaisser significativement les pressions maximales et moyennes au niveau de la région pelvienne (Figure 137 à Figure 145), tant pour le harnais C que pour les deux prototypes. Ce bénéfice compense la légère augmentation des pressions au niveau des épaules et du dos. Pour rappel, comme pour les autres essais, les pressions au dos n'ont pas été mesurées sur le harnais C (Y), car sa configuration de sangle dorsale est très différente de celle des trois autres harnais (une seule sangle le

long de la colonne, contre des sangles qui passent sur le côté des côtes flottantes), ce qui rendrait la comparaison difficile.

Parmi les deux modèles de *trauma straps* évalués, l'option à deux étriers semble préférable : elle permet d'abaisser plus fortement les pressions mesurées à la région pelvienne, sans entraîner une augmentation plus importante de la pression au niveau des sangles dorsales ni au niveau des épaules (à l'exception du prototype 1), que la *trauma strap* unique (Figure 134 à Figure 145).

Quel que soit le type de harnais, l'utilisation de *trauma straps* est bénéfique pour les pressions au niveau de la région pelvienne, ce qui devrait favoriser la circulation sanguine.

Tableau 36. Synthèse des pressions maximales mesurées pour les *trauma straps*

Pression maximale (psi) 	Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
<i>Sans trauma straps</i>								
Épaules	2,7	3,6	2,9	3,2	2,2	2,9	2,4	2,5
Dos	4,1	3,4			3,3	2,9	3,1	2,4
R. Pelvienne	5,6	7,4	5,2	5,2	5,1	5,2	5,2	5,5
<i>Trauma strap</i> unique (2 pieds sur la même sangle)								
Épaules	3,0	3,9	1,7	1,6	2,2	3,1	2,4	3,7
Dos	4,1	3,9			4,9	4,3	4,5	4,0
R. Pelvienne	3,9	5,2	3,9	4,6	2,4	3,0	2,6	2,9
<i>Trauma strap</i> de type 2 étriers (1 pied dans chaque étrier)								
Épaules	3,7	4,4	1,5	2,0	3,0	4,5	3,0	4,1
Dos	4,1	4,0			3,8	3,6	4,0	3,7
R. Pelvienne	2,9	3,8	1,9	2,3	0,7	1,3	0,8	1,0

Tableau 37. Synthèse des pressions moyennes mesurées pour les *trauma straps*

Pression moyenne (psi) 	Harnais B (H)		Harnais C (Y)		Prototype 1		Prototype 2 (A)	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
<i>Sans trauma straps</i>								
Épaules	1,5	1,9	1,7	1,7	1,5	1,8	1,5	1,8
Dos	2,1	1,9			1,8	1,5	1,8	1,4
R. Pelvienne	2,5	3,0	2,1	2,2	2,6	2,7	2,7	2,8
<i>Trauma strap unique (2 pieds sur la même sangle)</i>								
Épaules	1,7	2,0	1,0	1,0	1,3	1,7	1,6	1,9
Dos	2,2	2,0			2,4	2,2	2,3	2,3
R. Pelvienne	2,0	2,3	1,8	1,9	1,4	1,6	1,4	1,4
<i>Trauma strap de type 2 étriers (1 pied dans chaque étrier)</i>								
Épaules	1,9	2,1	0,9	1,2	1,8	2,3	1,9	2,1
Dos	2,2	2,2			2,2	2,0	2,2	2,0
R. Pelvienne	1,6	1,9	1,1	1,1	0,4	0,8	0,4	0,5

4.4.3 Classement des harnais par rang

4.4.3.1 Cas des mouvements contrôlés

Les harnais ont été classés par rang pour les différents mouvements, en fonction des résultats obtenus pour l'appréciation psychophysique rapportée par les participants et les mesures de pression maximale et pression moyenne obtenus avec les tapis de pression. Les surfaces avec pression supérieure à 1 psi ont été écartées, car elles étaient non discriminantes la plupart du temps. Les résultats de ce classement par rang sont présentés du tableau 38 au tableau 42.

Le mouvement de flexion vers l'avant n'a pas été détaillé, car il n'y avait la plupart du temps pas de différence significative entre les harnais, à l'exception du harnais C (modèle en Y), qui est moins apprécié par les participants à cause de la ceinture abdominale.

Le harnais C (modèle en Y) est le harnais offrant le plus de liberté de mouvement et le moins de contraintes de manière générale, à l'exception des mouvements de chevalier, où il se classe troisième. Le harnais B (modèle en H) finit dernier dans l'ensemble des mouvements contrôlés. Les deux prototypes développés dans le cadre de ce projet de recherche se classent relativement bien : ils sont proches du harnais C (modèle en Y) pour les mouvements d'élévation des bras, d'inclinaison et de rotation, et sont meilleurs que le harnais C pour les mouvements de chevalier.

Tableau 38. Classement des harnais pour le mouvement d'élévation des bras — Phase 2

Mvt. — Élévation des bras	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	4	1	1	1
Tapis de pression — Pmax	4	1	1	1
Tapis de pression — Pmoy	4	1	1	1
Somme	12	3	3	3
Rang global	4	1	1	1

Tableau 39. Classement des harnais pour les mouvements d'inclinaison sur le côté — Phase 2

Mvt. — Inclinaison côté	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	4	1	2	2
Tapis de pression — Pmax	4	1	2	2
Tapis de pression — Pmoy	4	1	2	2
Somme	12	3	6	6
Rang global	4	1	2	2

Tableau 40. Classement des harnais pour les mouvements de rotation du torse — Phase 2

Mvt. — Rotation torse	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	4	1	2	2
Tapis de pression — Pmax	4	1	2	2
Tapis de pression — Pmoy	4	1	2	2
Somme	12	3	6	6
Rang global	4	1	2	2

Tableau 41. Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté de la jambe à 90° — Phase 2

Mvt. — Chevalier rot côté jambe	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	4	1	2	2
Tapis de pression — Pmax	4	3	1	1
Tapis de pression — Pmoy	4	3	1	1
Somme	12	7	4	4
Rang global	4	3	1	1

Tableau 42. Classement des harnais pour les mouvements chevalier avec rotation du côté opposé de la jambe à 90° — Phase 2

Mvt. — Chevalier rot côté opposé jambe	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	4	1	1	1
Tapis de pression — Pmax	3	3	1	1
Tapis de pression — Pmoy	3	3	1	1
Somme	10	7	3	3
Rang global	4	3	1	1

Comme dans la phase 1, on remarque qu'il n'y a pas de harnais parfait, capable d'offrir la meilleure mobilité ou les contraintes les plus faibles pour tous les types de mouvements. Le harnais C (modèle en Y) et les deux prototypes offrent par contre une meilleure liberté de mouvement que le harnais B, avec sa conception en H que l'on retrouve sur de nombreux harnais disponibles dans le commerce.

4.4.3.2 Cas de la suspension

Afin d'agrèger les résultats des différentes mesures effectuées sur les participants lors des essais de suspension, les harnais ont été classés en ordre du meilleur (rang 1) au moins bon, pour chacun des essais. Le tableau 43 présente le classement des harnais pour la région des épaules lors des essais de suspension. Le prototype 1 est classé 1^{er}, le harnais C (modèle en Y) et le prototype 2 (avec anneaux) sont à égalité et classés 2^e, alors que le harnais B (modèle en H) est au dernier rang.

Tableau 43. Classement des harnais pour la région des épaules lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée) — Phase 2

Test — Épaules	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	3	1	1	3
Tapis de pression — Pmax	3	3	1	1
Tapis de pression — Pmoy	1	1	1	1
Somme	7	5	3	5
Rang	4	2	1	2

Le tableau 44 présente le classement des harnais pour la région pelvienne lors des essais de suspension. Le harnais C (modèle en Y) et les prototypes 1 et 2 sont respectivement classés 1^{er} et 2^e alors que le modèle en H (harnais B) est 4^e. Une fois encore, du point de vue de l'appréciation psychophysique et des mesures effectuées grâce aux tapis de pression, c'est le harnais en H (soit le type de harnais le plus commun) qui donne les moins bons résultats en suspension. Il faut noter que l'appréciation psychophysique des participants donne un inconfort plus important au niveau de la région pelvienne qu'au niveau des épaules, en conséquence, le classement indiqué au tableau 44 a une importance prépondérante sur celui indiqué au tableau 43.

Tableau 44. Classement des harnais pour la région pelvienne lors de la suspension (appréciation psychophysique et pression mesurée) — Phase 2

Test — Région pelvienne	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Appréciation psychophysique	2	1	2	2
Tapis de pression — Pmax	4	1	1	1
Tapis de pression — Pmoy	2	1	2	2
Somme	8	3	5	5
Rang	4	1	2	2

Le tableau 45 présente le classement des harnais pour les paramètres physiologiques lors des essais de suspension. L'oxygénation cérébrale et les pressions artérielles n'ont pas été considérées, car tous les harnais sont confondus. Le harnais C (modèle en Y) se détache des trois autres et semble présenter le meilleur niveau de sécurité (impact plus limité sur les paramètres physiologiques) lors de la suspension, suivi du prototype 2, puis du prototype 1, et finalement du harnais B.

Tableau 45. Classement des harnais pour les paramètres physiologiques lors de la suspension — Phase 2

Test	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Oxygénation — Musculaire	4	1	3	1
Fréq. cardiaque	2	1	2	2
Somme	6	2	5	3
Rang	4	1	3	2

Du point de vue de la suspension, le harnais C (modèle en Y) ressort clairement comme étant le meilleur, tant du point de vue des critères physiologiques, que du confort perçu par les participants. En deuxième suivraient les deux prototypes. Finalement, le modèle en H (harnais B) termine le classement, avec un confort moindre lors de la suspension, et un impact qui peut être important sur les paramètres physiologiques. Les deux prototypes constituent donc une amélioration par rapport au harnais B (modèle en H), qui est le type de harnais le plus commun, sans toutefois atteindre d'aussi bons résultats que le harnais C (modèle en Y).

4.4.4 Synthèse des résultats et observations de la phase 2 de laboratoire

Comme dans la phase 1, les résultats obtenus durant la phase 2 des essais de laboratoire indiquent que l'appréciation psychophysique rapportée par les participants est similaire aux résultats mesurés avec les tapis de pression pour la pression maximale et la pression moyenne, alors que la surface avec une pression supérieure à 1 psi ne semble pas être associée à l'appréciation psychophysique. Les résultats indiquent également que l'effet du somatotype et du sexe des participants a un impact limité sur les observations et le classement des harnais. Il ne semble donc pas y avoir de harnais qui soit spécifiquement plus confortable pour les femmes, ou pour un somatotype particulier, en toutes circonstances. Deux exceptions qui touchent le harnais C : (i) les femmes rapportent une moins bonne appréciation psychophysique pour le harnais C (modèle en Y) comparativement aux autres modèles de harnais, aux épaules et à la poitrine, dans le cas du mouvement de flexion avant : le harnais semblent interférer avec leur poitrine, (ii)

les femmes rapportent une meilleure appréciation psychophysique au niveau de la poitrine lors de la suspension pour le harnais C (modèle en Y) et moins bonne pour le prototype 2 (avec anneaux).

Finalement, les tableau 46 et tableau 47 présentent un classement global des quatre harnais testés en laboratoire pour les mouvements contrôlés et pour la suspension, respectivement. Le harnais C se distingue comme le plus confortable pour les mouvements contrôlés, à l'exception des mouvements de type chevalier, où les deux prototypes semblent meilleurs. Les harnais traditionnels avec une configuration en H (harnais B) sont les plus restrictifs pour les mouvements.

Tableau 46. Classement global des harnais pour les mouvements contrôlés — Phase 2

Mouvement	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototype 2 (A)
Élévation bras	4	1	1	1
Inclinaison	4	1	2	2
Rotation	4	1	2	2
Chevalier rotation même côté	4	3	1	1
Chevalier rotation côté opposé	4	3	1	1

Concernant la suspension, le harnais C est le plus performant sur la majorité des variables mesurées. Le prototype 2 donne de bons résultats au niveau de l'oxygénation des avant-bras grâce aux sangles frontales qui sont plus proches du plexus solaire. De manière générale, les deux prototypes constituent une amélioration comparativement au harnais B (modèle en H), sans toutefois atteindre le niveau de performance du harnais C (modèle en Y). Cependant, la présence de la ceinture abdominale sur le harnais C pourrait générer des blessures en cas d'arrêt de chute, si la conception n'est pas de type ceinture flottante. Le bénéfice apparent de la ceinture abdominale pour ces suspensions réalisées en laboratoire est donc à nuancer.

Tableau 47. Classement global des harnais pour la suspension — Phase 2

Suspension	Harnais B (H)	Harnais C (Y)	Prototype 1	Prototye 2 (A)
Appréciation psychophysique et tapis de pression — Épaules	4	2	1	2
Appréciation psychophysique et tapis de pression — Région pelvienne	4	1	2	2
Oxygénation musculaire avant-bras	4	1	3	1
Oxygénation musculaire mollet	1	1	1	1
Fréquence cardiaque	2	1	2	2

5. DISCUSSION

5.1 Critères à considérer pour choisir ou concevoir un harnais favorisant la liberté de mouvement

Sur la base des résultats obtenus lors de la phase 1 des essais de laboratoire, les critères de conception suivants ont été identifiés comme facilitant le confort des harnais pour les mouvements :

- Éviter l'utilisation d'une ceinture abdominale, car elle provoque une gêne pour le mouvement de flexion avant. D'autre part, une ceinture intégrée au harnais risque de s'user prématurément (souvent mentionné par les utilisateurs), ce qui conduit au changement du harnais complet, plutôt que changer seulement la ceinture de travail ;
- Construction qui facilite la mobilité : point de rotation pour l'inclinaison côté, et éviter les longues sangles qui vont devant derrière (limitation pour les mouvements de rotation du buste et chevalier). Typiquement une construction en Y ou en X et non en H ;
- Sangle sous-pelvienne absente ou un peu longue, mais en tout cas éviter les sangles de cuisses cousues au centre de la sous-pelvienne ;
- Construction qui permet de « rapprocher » les sangles d'épaules pour ne pas provoquer trop de gêne pour les mouvements avec élévation des bras (qui sont assez fréquents pour certaines tâches de travail) ;
- Être vigilant si l'arrangement des sangles choisi a une configuration en Y : une restriction importante pour le mouvement d'élévation des bras a été observée.

Pour les deux prototypes (voir les figure 26 et figure 27), les critères suivants ont été retenus :

- L'absence de ceinture abdominale.
- Une conception visant une amélioration de la mobilité pour les mouvements inclinaison et rotation.
 - Dans le cas du prototype 1, l'adoption d'un Y inversé dans le dos (une seule sangle verticale connectée à l'anneau en D dans le dos) afin de permettre d'améliorer la mobilité en rotation.
 - Dans le cas du prototype 2, la même configuration de sangles a été retenue pour le dos, mais deux anneaux métalliques sont présents sur l'avant du harnais, afin d'améliorer la mobilité pour les mouvements d'inclinaison.
- L'absence de sangle sous-pelvienne. Pour compenser l'absence de sous-pelvienne, et éviter le risque de sortie du harnais de sécurité par l'arrière, la configuration en Y inversé a été adoptée pour le dos. Les deux sangles de cuisses

sont donc indépendantes, ce qui devait potentiellement améliorer la mobilité pour les mouvements de type chevalier.

- La configuration des sangles adoptée (Y inversé dans le dos et H pour la face avant du buste) afin de ne pas trop impacter la mobilité pour le mouvement d'élévation des bras.
- Les résultats de la phase 2 des essais de laboratoire ont permis de tirer les conclusions suivantes concernant les avenues de développement essayées avec les deux prototypes pour les mouvements.
- L'absence de ceinture abdominale a semblé être appréciée particulièrement par les participants femmes, qui ont noté à plusieurs reprises un score d'inconfort plus élevé que les participants hommes pour le harnais C ;
- La configuration des sangles en Y inversé dans le dos semble effectivement apporter une mobilité accrue pour les mouvements d'inclinaisons sur le côté, de rotation du buste, et de chevalier. Cependant, contrairement à ce qui avait été anticipé par l'équipe de recherche, l'adjonction d'anneaux sur les sangles frontales du harnais (prototype 2) ne semble pas avoir d'influence significative sur les pressions mesurées et l'appréciation psychophysique rapportée par les participants pour l'ensemble des mouvements ;
- L'absence de sangle sous-pelvienne semble effectivement apporter une amélioration du confort pour les mouvements de type chevalier ;
- Dans la phase 2 de laboratoire, tous les harnais sont confondus au niveau de l'appréciation psychophysique et des pressions mesurées au niveau des épaules pour le mouvement d'élévation des bras (contrairement à la phase 1 où le harnais C'était ressorti comme le pire en termes d'appréciation psychophysique). Il est donc impossible de tirer une conclusion définitive pour cet élément.

Les deux prototypes démontrent une amélioration comparativement au harnais B (modèle en H) en termes de confort pour les mouvements contrôlés, mais ne parviennent pas à égaler le harnais C (modèle en Y) dans tous les mouvements.

5.2 Critères à considérer pour choisir ou concevoir un harnais favorisant le confort et la sécurité en suspension

Sur la base des résultats de la phase 1 des essais de laboratoire, les critères de conception suivants ont été identifiés comme améliorant le confort des harnais ou ayant un impact bénéfique sur les paramètres physiologiques lors de la suspension :

- Absence de ceinture abdominale : la ceinture est possiblement avantageuse en suspension, mais potentiellement dangereuse dans le cas d'un arrêt de chute ;
- Sous-pelvienne absente ou un peu longue, mais pas de sangles de cuisses cousues au centre de la sous-pelvienne ;
- Éviter toute conception qui a tendance à générer un étranglement (modèle en X en particulier) lors de la suspension ;

- Si possible éviter la construction en H traditionnelle.

La construction traditionnelle en H est clairement la plus désavantageuse en suspension, tant au niveau du confort perçu que des paramètres physiologiques mesurés. Cependant, ce type de harnais, le plus répandu, est bien connu des travailleurs, facile à enfiler, et relativement facile à ajuster. Ces avantages sont à considérer également dans le choix et la conception d'un harnais, car un harnais porté, même inconfortable en suspension, sera toujours plus sécuritaire qu'un harnais non porté.

Pour les deux prototypes (voir les figure 26 et figure 27), les critères suivants ont été retenus :

- L'absence de ceinture, qui pourrait générer des blessures au niveau des côtes flottantes lors d'un arrêt de chute, à moins qu'une conception de type « ceinture flottante » soit adoptée (pour un coût de fabrication plus élevé).
- Absence de sous-pelviennne. Pour compenser l'absence de sous-pelviennne, et éviter le risque de sortie du harnais de sécurité par l'arrière, la configuration en Y inversé a été adoptée. Les deux sangles de cuisses sont donc indépendantes. L'absence de sous-pelviennne aurait potentiellement des effets bénéfiques pour le confort en suspension.
- La configuration des sangles adoptée (Y inversé dans le dos et H pour la face avant du buste). Cette configuration des sangles « hybride », devait limiter l'inconfort perçu dans la région pelvienne lors de la suspension.
- La configuration des sangles sur la face avant (H traditionnel ou s'apparentant à un H dans le cas du prototype 2, avec les deux anneaux métalliques), devait éviter la sensation d'étranglement qu'apportait le harnais en X. Par ailleurs, les sangles les plus proches du plexus solaire pour le prototype 2 étaient pour vérifier si cela avait un effet positif sur l'oxygénation musculaire mesurée aux avant-bras.

Les résultats de la phase 2 des essais de laboratoire ont permis de tirer les conclusions suivantes concernant les avenues de développement essayées avec les deux prototypes pour le confort et la sécurité en suspension.

- L'absence de ceinture abdominale rend les deux prototypes plus inconfortables que le harnais C au niveau de la région pelvienne, mais le bénéfice en cas d'arrêt de chute compenserait ce défaut ;
- L'absence de sangle sous-pelviennne ne semble pas apporter de grand bénéfice en termes d'appréciation psychophysique rapportée par les participants ni en termes de pressions mesurées au niveau de la région pelvienne ;
- La configuration de sangles « hybride » ne semble pas apporter de bénéfice clair pour le confort au niveau de la région pelvienne, comparativement au harnais B ;
- La configuration des sangles avant choisie pour les deux prototypes évite le phénomène de strangulation qui avait été observé pour le harnais A (modèle en X) dans la phase 1. Le prototype 2 permet effectivement une meilleure oxygénation des avant-bras, mais au détriment du confort perçu à la poitrine (en particulier pour

les femmes). Le bénéfice de l'ajout d'anneaux sur les sangles frontales n'a donc pas amené des évidences de bénéfices.

Les deux prototypes sont une légère amélioration comparativement au harnais B (modèle en H) en termes de confort pour la suspension, mais ne parviennent pas à égaler le harnais C (modèle en Y).

5.3 Efficacité des *trauma straps*

Pour la suspension prolongée, en termes d'appréciation psychophysique, le harnais B utilisé en conjonction avec les *trauma straps* à deux étriers est très clairement la condition qui a été la plus appréciée par les participants, au niveau de la région pelvienne. Au niveau des épaules, l'inconfort noté par les participants est comparable au même harnais sans l'utilisation des *trauma straps*. En termes de pressions mesurées par les tapis de pression, l'utilisation de *trauma straps* permet d'abaisser nettement la pression moyenne et maximale au niveau de la région pelvienne, ce qui a un effet sur l'oxygénation musculaire mesurée au mollet (diminution de l'oxygénation beaucoup plus limitée qu'avec les autres conditions de port de harnais sans *trauma straps*).

De manière générale, pour les quatre harnais testés (deux harnais commerciaux et deux prototypes), l'effet des *trauma straps* mesuré avec les tapis de pression en suspension courte est le suivant :

- Légère augmentation des pressions pour la région des épaules ;
- Diminution très significative des pressions dans la région pelvienne. L'utilisation de deux étriers semble être un avantage comparativement à une *trauma strap* de type sangle unique sur laquelle reposent les deux pieds ;
- Légère augmentation des pressions au niveau des sangles dorsales dans le cas des deux prototypes et dans la ceinture abdominale pour le harnais C (modèle en Y).

La diminution très significative des pressions au niveau de la région pelvienne permet d'avoir une meilleure circulation sanguine vers les membres inférieurs et donc de limiter l'effet du traumatisme de suspension. Les augmentations notées au niveau des épaules et des sangles dorsales (dans le cas des deux prototypes) ne devraient pas avoir d'impact majeur sur les paramètres physiologiques des participants lors de la suspension. Cependant, d'autres études devraient être menées pour documenter et valider ces hypothèses.

Bien que les *trauma straps* de type « deux étriers » donnent de meilleurs résultats en suspension, il ne faut pas négliger la difficulté à enfiler les pieds dans les deux étriers, ce qui pourrait s'avérer compliqué pour un travailleur ayant subi un arrêt de chute et étant suspendu en hauteur. Les *trauma straps* de type « sangle unique » sont relativement plus simples à utiliser, et pourraient donc être une option à envisager. Dans un cas comme

dans l'autre, une formation préalable devra être dispensée aux travailleurs afin de savoir installer correctement les *trauma straps* sur les harnais de sécurité, et également s'exercer à les utiliser lors d'une suspension dorsale.

L'utilisation de *trauma straps* dans un milieu de travail ne devrait en aucun cas se substituer à un plan de secours rapide pour un travailleur ayant subi un arrêt de chute. En effet, lors de l'arrêt de chute, il se pourrait que le travailleur perde connaissance, et ne soit donc pas en mesure d'utiliser ses *trauma straps*. Dans un tel cas de figure, la rapidité de l'équipe de secours afin de le ramener en sécurité au sol ou sur une plateforme voisine sera primordiale.

5.4 Protocole expérimental

Comme mentionné dans le chapitre 2 de ce rapport de recherche, une des originalités de cette étude est la mesure de la pression exercée par les sangles des harnais de sécurité sur les participants humains. Ce type de mesure n'a, à la connaissance de l'équipe de recherche, jamais été effectué précédemment. Le seul type de mesure de pression qui a pu être trouvé dans la littérature a été effectué sur des mannequins anthropomorphes (Baszczyński, 2022), avec des capteurs de pression de petites dimensions (56 mm²) comparativement aux tapis de pression utilisés dans cette étude (51 600 mm²). Les travaux de recherche de Baszczyński (2022) sont très récents et l'utilisation de capteurs de pression souples tels que ceux utilisés dans cette étude devrait devenir plus courante à l'avenir. Il convient donc de valider l'intérêt de ce type de mesures, comparativement aux méthodes traditionnelles reposant sur l'appréciation psychophysique des participants humains.

Les résultats obtenus durant les phases 1 et 2 des essais de laboratoire indiquent que l'appréciation psychophysique rapportée par les participants est similaire aux résultats mesurés avec les tapis de pression pour la pression maximale et la pression moyenne, alors que la surface avec une pression supérieure à 1 psi ne semble pas être associée à l'appréciation psychophysique. Il y a quelques exceptions où l'appréciation psychophysique rapportée par les participants était différente des résultats mesurés par les tapis de pression. La bonne association entre les deux types de mesures pourrait permettre, après d'autres études de validation, de potentiellement s'abstenir d'avoir recours à l'appréciation psychophysique recueillie auprès des participants.

En effet, le recours à l'appréciation psychophysique présente plusieurs enjeux. La prise de mesure demande du temps et aussi de la concentration de la part des participants. Une fois les données récoltées, un temps de traitement long est nécessaire pour colliger les résultats indiqués par les participants, et assembler le tout dans un chiffrier afin de pouvoir procéder à l'analyse statistique. Par ailleurs, les limites des zones du corps pour lesquelles l'appréciation psychophysique des participants est évaluée peut être subjective et varier d'un participant à l'autre. Finalement, suivant l'expérimentateur et la façon de

présenter les échelles psychophysiques aux participants, l'interprétation des bornes minimales et maximales par les participants peut varier, ce qui rend la comparaison d'une étude à l'autre peu évidente. Par exemple, dans le cadre de cette étude, la personne responsable des essais de la phase 1 n'était pas la même que celle responsable des essais de la phase 2, ce qui pourrait expliquer que les minimums et maximums recueillis dans l'une et l'autre des phases soient différents (pour les mouvements contrôlés : 35,5 % à 70,6 % dans la phase 1, Tableau 15, et 10,9 % à 61,8 % dans la phase 2, Tableau 32). Cela ne remet cependant pas en question les comparaisons de harnais les uns par rapport aux autres au sein d'une même phase (classement des harnais), d'autant que cette comparaison est appuyée par les mesures de tapis de pression. L'utilisation d'échelles différentes pour l'évaluation psychophysique du confort et de l'inconfort est recommandée dans la littérature (Shen et Parsons, 1997), et certaines échelles comme l'échelle de partitionnement des catégories (CP50) semblent donner des résultats plus précis pour l'évaluation de la pression et de l'inconfort ressenti, bien que restant imparfaites (Shen et Parsons, 1997). Une étude comparative pourrait être menée pour voir l'applicabilité de ce type d'échelle à l'évaluation du confort des harnais, si le choix de se reposer sur l'évaluation subjective des participants est la méthode retenue. Il faut cependant garder en tête que lorsqu'il est question d'évaluer des équipements spécifiques, les échelles subjectives (comme les échelles psychophysiques) ne reflèteront probablement pas une mesure absolue, mais seront suffisantes pour identifier qu'un équipement est préférable à un autre (Annett, 2002).

En comparaison, bien que l'achat de tapis de pression sur mesure pour les besoins d'une étude représente un coût au démarrage de l'étude, la capacité à faire une mesure objective (ou à tout le moins, moins sujette à l'interprétation de participants humains) et numérique, avec un temps de traitement très court par la suite, présente un sérieux avantage. Cependant, il faut noter que les pressions mesurées par les tapis de pression sont aussi influencées par l'ajustement du harnais sur les participants. Ainsi, bien que la majorité des tendances rapportées au tableau 16 et au tableau 17 pour les harnais B(H) et C(Y) se retrouve dans le tableau 33 et le tableau 34 respectivement (harnais commerciaux de la phase 1 réutilisés à la phase 2), des écarts dans les valeurs de pression maximale et moyenne sont notables pour certains mouvements et pourraient notamment être dus au changement d'expérimentateur entre la phase 1 et la phase 2 de l'étude, modifiant la méthode d'ajustement des sangles. Comme pour l'appréciation psychophysique, ces écarts ne remettent cependant pas en question les comparaisons de harnais les uns par rapport aux autres au sein d'une même phase.

Finalement, certains des paramètres mesurés dans le cadre de cette étude semblent avoir un intérêt mineur pour de futures recherches qui pourraient être entreprises sur le même participant. En premier lieu, l'estimation de l'effort musculaire via des mesures électromyographiques (EMG) n'a apporté que peu d'information pertinente dans la phase 1 des essais de laboratoire. En effet, le seuil de significativité n'a été que rarement atteint pour les différents mouvements contrôlés, et dans de nombreux cas, l'effort musculaire

n'était pas significativement différent du cas où les participants ne portaient pas de harnais. Considérant le temps nécessaire pour installer les électrodes sur les participants et mesurer la contraction maximale volontaire (CMV) avant de pouvoir commencer les essais avec les harnais, les contraintes requises par ce type de mesure semblent trop importantes en regard des résultats obtenus.

Pour les essais de suspension prolongée, la mesure de la pression artérielle était principalement effectuée pour des raisons de sécurité des participants, mais l'analyse des résultats n'a rien donné de probant. Bien que ce type de mesure doive être conservé pour des raisons évidentes de sécurité, la collecte et l'analyse des résultats pourraient être évitées. Il en va de même pour l'oxymétrie cérébrale, qui a donné peu d'indications pertinentes pour cette étude, en dehors du fait que le harnais A (modèle en X) appliquait une certaine pression sur les artères carotidiennes et de ce fait limitait l'afflux sanguin vers le cerveau. La pression appliquée sur ces artères était cependant observable visuellement et plusieurs participants avaient des rougeurs au niveau du cou après la suspension dans le harnais A. L'inconfort au niveau du cou a aussi été rapporté par plusieurs participants lors des essais de suspension.

CONCLUSION

Travaux réalisés

Pour rappel, cette recherche avait deux objectifs :

1. Évaluer en laboratoire la convivialité de diverses configurations de harnais (sangles frontales et dorsales, appuis dorsaux et sous fessiers) suivant les somatotypes (ectomorphe, mésomorphe et endomorphe) et les deux sexes :
 - a. dans des conditions de **mouvements contrôlés** et représentatifs de tâches,
 - b. dans des conditions de **suspension prolongée** dans le harnais ;
2. Déterminer les caractéristiques des harnais qui optimisent la convivialité et les valider (au travers de deux prototypes) pour des mouvements contrôlés et en suspension.

Pour atteindre ces objectifs, l'étude a été réalisée en deux phases principales.

La **phase 1** a consisté en des observations de tâches (sur des chantiers et au CFMA), et des essais de laboratoire pour évaluer quatre harnais commerciaux. Les essais de laboratoire ont été réalisés avec 30 hommes et 30 femmes, répartis équitablement dans chacun des trois somatotypes (ectomorphe, mésomorphe, endomorphe). Les harnais commerciaux sélectionnés pour l'étude présentaient des caractéristiques différentes : un harnais avec une configuration des sangles en X (harnais A), un harnais avec une configuration des sangles en Y (harnais C) et deux harnais plus conventionnels, avec une configuration des sangles en H (harnais B, et harnais D). Dans le cas des deux harnais en H, la différence résidait dans la sangle sous-pelvienne : pour le harnais D, les deux sangles de cuisse étaient cousues au centre de la sous-pelvienne.

Lors des essais de laboratoire, des mouvements contrôlés représentatifs des tâches observées en chantier et au CFMA ont été réalisés par les participants. Pour comparer les harnais entre eux, les participants notaient leur appréciation psychophysique pour différentes zones corporelles. Des mesures étaient également faites à l'aide de tapis de pression insérés entre les sangles du harnais et le corps des participants. Finalement, l'effort musculaire a aussi été évalué à l'aide de mesures électromyographiques (EMG). L'appréciation psychophysique rapportée par les participants présentait une bonne comparaison avec les données mesurées par les tapis de pression, pour les pressions maximale et moyenne. L'EMG n'a été que très rarement un critère discriminant pour les harnais, et la plupart du temps il n'y avait pas de différence significative entre les valeurs mesurées avec et sans port de harnais. Pour cette raison, les mesures EMG n'ont pas été reconduites dans la phase 2 de l'étude.

Les 60 participants humains ont également évalué chacun des quatre harnais en suspension, durant une suspension prolongée d'une durée maximale de 10 minutes, durant laquelle la fréquence cardiaque, l'oxymétrie cérébrale, l'oxygénation musculaire, la pression artérielle et l'appréciation psychophysique des participants étaient colligées. Les participants subissaient également une courte suspension (quelques secondes, le temps que les données mesurées par les tapis de pression se stabilisent) avec chacun des harnais et les tapis de pression afin de mesurer la pression appliquée par les sangles des harnais sur le corps des participants. Les tapis de pression n'étaient pas installés durant la suspension prolongée, afin de ne pas influencer la perception psychophysique des participants.

Sur la base des résultats de la phase 1, quelques critères généraux de conception des harnais ont été identifiés, et ont été mis en œuvre pour développer deux prototypes. Une discussion détaillée des critères de conception favorisant la convivialité des harnais est présentée au chapitre 5 de ce rapport de recherche.

La **phase 2** a consisté à valider en laboratoire, par des tests de mouvements contrôlés et de suspension, les caractéristiques des harnais qui optimisent le confort, au travers de deux prototypes qui ont été comparés à deux harnais commerciaux (un modèle en H et un modèle en Y, respectivement les harnais B et C de la phase 1). Pour cette deuxième phase, les essais de laboratoire ont été réalisés avec 18 hommes et 18 femmes, répartis équitablement dans chacun des trois somatotypes (ectomorphe, mésomorphe, endomorphe). Le protocole expérimental pour la phase 2 était le même que celui de la phase 1, à deux différences près : 1) il n'y a pas eu de mesures EMG car la phase 1 n'a pas donné de résultats très probants pour cette mesure ; 2) l'efficacité des *trauma straps* a été évaluée, à la fois en suspension prolongée, et en termes de répartition des pressions sur le corps des participants.

Les essais de la phase 2 ont montré que les deux prototypes présentaient des avantages significatifs comparativement aux harnais traditionnels avec une configuration des sangles en H : les prototypes favorisent la liberté de mouvement et sont comparables en suspension. Comparativement à un harnais en Y, les deux prototypes sont au moins aussi conviviaux en termes de liberté de mouvement, et comparables en termes de confort en suspension. La liste de critères pour le choix des harnais ou pour les pistes à favoriser lors du développement de nouveaux modèles de harnais, présentée au chapitre 5, est donc une bonne base de travail pour le milieu de la recherche et pour les manufacturiers de harnais de sécurité.

Hypothèses de recherche et résultats obtenus

Les hypothèses de recherche et les réponses obtenues suite aux résultats de l'étude sont présentées ci-dessous (les hypothèses sont identifiées en *italique*) :

1. **H1** : L'analyse du travail réalisée sur le terrain permettra de documenter les tâches réelles et de dégager les mouvements contraignants. Les mouvements d'élévation de bras et les mouvements asymétriques du tronc devraient entraîner des restrictions de mouvements.

R1 : Les résultats de la phase 1, comme ceux de la phase 2, ont montré effectivement que le port du harnais entraînait une restriction de mouvement lors de l'élévation des bras, ainsi que pour les mouvements asymétriques du tronc (notamment chevalier).
2. **H2** : L'étude des harnais conventionnels devrait faire ressortir des différences au niveau des mesures biomécaniques (électromyographie, pression locale) et psychophysiques entre les différents modèles de harnais, et ainsi dégagera des critères de conception.

R2 : L'étude des harnais conventionnels a effectivement fait ressortir des différences au niveau de la pression générée par les sangles, et pour les mesures psychophysiques, mais les différences n'étaient la plupart du temps pas significatives pour l'électromyographie. Sur la base des résultats mesurés, des critères de conception ont pu être dégagés.
3. **H3** : L'étude devrait faire ressortir des différences entre les sexes, au niveau des contraintes biomécaniques et l'évaluation psychophysique de la convivialité. Les harnais conventionnels (généralement unisexe et historiquement conçus pour des hommes) accentuent certaines contraintes biomécaniques et influencent la perception de convivialité pour les femmes, notamment les sangles de la région thoracique frontale.

R3 : L'étude n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative entre les sexes, à de très rares exceptions près, ni pour les mouvements contrôlés ni pour la suspension prolongée. Ce résultat pourrait être lié au nombre de participants dans chacun des groupes somatotype-sexe (10 dans la phase 1 de l'étude, 6 dans la phase 2) qui était limité, et qui ne permettrait pas d'atteindre une puissance statistique suffisante pour les effets fins. Le nombre de participants de la phase 1 était suffisant pour détecter des effets moyens (42 participants minimum, soit 7 participants par somatotype-sexe), tandis que les effets larges étaient détectés avec 24 participants minimum. Des travaux de recherche subséquents seraient à envisager pour confirmer ou invalider cette hypothèse.
4. **H4** : L'étude devrait faire ressortir des différences entre les somatotypes, au niveau des contraintes biomécaniques et l'évaluation psychophysique de la convivialité. Les harnais conventionnels, lesquels sont historiquement conçus pour des caractéristiques s'approchant davantage des personnes mésomorphes, accentuent certaines contraintes biomécaniques et influencent la perception de convivialité chez les personnes endomorphes.

R4 : L'étude n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative entre les somatotypes, à de très rares exceptions près, ni pour les mouvements contrôlés ni pour la suspension prolongée. Ce résultat pourrait être lié au nombre

de participants dans chacun des groupes somatotype-sexe (10 dans la phase 1 de l'étude, 6 dans la phase 2) qui était limité, et qui ne permettrait pas d'atteindre une puissance statistique suffisante pour les effets fins. Le nombre de participants de la phase 1 était suffisant pour détecter des effets moyens (42 participants minimum, soit 7 participants par somatotype-sexe), tandis que les effets larges étaient détectés avec 24 participants minimum. Des travaux de recherche subséquents seraient à envisager pour confirmer ou invalider cette hypothèse.

5. **H5** : L'étude devrait faire ressortir des différences entre les prototypes et les harnais conventionnels, pour la liberté de mouvement (perception psychophysique, mesure de pression) ainsi que pour la suspension (appréciation psychophysique, mesure de pression). Les prototypes devraient améliorer la circulation vasculaire des membres inférieurs vers la partie supérieure du corps et diminuer la sensation d'inconfort lors de la suspension.

R5 : L'étude a effectivement permis de faire ressortir des différences significatives entre les deux prototypes développés et les deux harnais commerciaux auxquels ils étaient comparés. Les deux prototypes, développés d'après des critères identifiés comme améliorant le confort en suspension et pour la réalisation de mouvements contrôlés, ont en effet montré de meilleurs résultats que le harnais conventionnel en H, et ont même parfois surpassé le meilleur harnais de la phase 1 (modèle en Y). Pour la suspension, en utilisation avec les *trauma straps*, les deux prototypes se sont révélés comme ceux diminuant le plus la pression au niveau de la région pelvienne, ce qui devrait permettre une meilleure circulation vasculaire vers les membres inférieurs. Du point de vue de l'appréciation psychophysique rapportée par les participants, le prototype 1 constitue une amélioration comparativement au harnais B (modèle en H) aux épaules et à la région pelvienne. Le prototype 2 (avec anneaux) s'est par contre distingué comme étant le moins confortable de tous les harnais pour la poitrine (en particulier chez les participants femme).

Portée et limites du projet proposé

Cette recherche présente les limitations suivantes :

- Un nombre relativement limité de harnais de sécurité a été considéré, afin de ne pas trop allonger l'étude. Ces harnais ont été sélectionnés en considérant les modèles les plus couramment employés sur les chantiers de construction (modèles en H), et deux autres configurations de sangles que l'on peut rencontrer (X et Y) ;
- La facilité d'ajustement et d'enfilement des harnais n'a pas été prise en considération étant donné que les participants n'étaient pas familiers avec le port de harnais de sécurité ;
- Le nombre de participants humains des deux sexes pour les essais de laboratoire était suffisamment élevé pour obtenir une puissance statistique acceptable, sans toutefois atteindre les 108 participants de chaque sexe comme dans l'étude du NIOSH (Hsiao, Friess, *et al.*, 2009 ; Hsiao *et al.*, 2007 ; Hsiao, Whitestone, *et al.*, 2009). Ceci a peut-être limité l'identification d'interactions sexe x harnais ou somatotype x harnais ;

- L'étude visant principalement le milieu de la construction, seule la suspension dorsale (arrêt de chute typique pour un harnais de classe A) a été considérée ;
- Pour les *trauma straps*, la suspension longue, avec mesures des paramètres physiologiques, n'a été menée que pour le harnais B. Les mesures effectuées avec les tapis de pression en suspension courte ont montré une diminution très significative des pressions au niveau de la région pelvienne, ce qui devrait permettre d'avoir une meilleure circulation sanguine vers les membres inférieurs et donc de limiter l'effet du traumatisme de suspension. Les augmentations notées au niveau des épaules et des sangles dorsales (dans le cas des deux prototypes) ne devraient pas avoir d'impact majeur sur les paramètres physiologiques des participants lors de la suspension ;
- Pour des raisons pratiques, notamment en lien avec la pandémie de COVID-19, l'étude s'est limitée à des essais de laboratoire.

Perspectives de recherche

En réponse aux limites de cette recherche, des études subséquentes devraient être envisagées, notamment :

- Considérer d'autres modèles de harnais ou mener des comparaisons sur un plus grand nombre de harnais. L'ajout de harnais spécifiquement développés par les manufacturiers pour favoriser le confort lors de l'exécution de tâches de travail devrait être considéré ;
- Dans le cadre d'une étude avec des travailleurs habitués au port du harnais de sécurité, évaluer la facilité à enfiler et ajuster le harnais ;
- Reproduire les résultats de cette étude avec un nombre de participants par groupe somatotype-sexe supérieur, afin de valider si des interactions harnais x somatotype et/ou harnais x sexe existent et n'ont pu être identifiées dans cette étude ;
- Étudier la différence de configuration des sangles de harnais pour la suspension sternale ;
- Pour les *trauma straps*, conduire de nouvelles études avec plusieurs suspensions prolongées, afin de valider leur effet sur les paramètres physiologiques, et leur efficacité en fonction du type de harnais. Développer un système d'installation plus convivial des sangles ;
- Procéder à une évaluation des différents modèles de harnais, lors d'une utilisation prolongée en conditions de travail réel ou simulé, afin de s'assurer que les critères de choix et de conception des harnais présentés dans ce rapport sont également valides en milieu de travail.

BIBLIOGRAPHIE

- 3M Capital Safety DBI-SALA ExoFit STRATA Full-body Safety Harness. (2015).
<https://www.forconstructionpros.com/business/construction-safety/fall-protection/product/12120700/3m-fall-protection-business-formerly-capital-safety-3m-capital-safety-dbisala-exofit-strata-fullbody-safety-harness>
- American National Standards Institute. (2007). *Safety Requirements for Personal Fall Arrest Systems, Subsystems and Components*. Norme ANSI Z359.1. Washington, DC: ANSI.
- Amphoux, M. A. (1991). Physiopathological aspects of personal equipment for protection against falls. Dans A. C. Sulowski (édit.), *Fundamentals of Fall Protection*. International Society for Fall Protection.
- Amphoux, M. A. (1998a). *The Dangers of Hanging After a Fall* International Fall Protection Symposium, Germany, September 1998. <https://www.rigg-access.com/news/newsitem.asp?ArticleID=44>
- Amphoux, M. A. (1998b). *Hanging After a Fall: An Extremely Urgent Rescue* International Fall Protection Symposium, Germany, September 1998.
<http://www.caves.org/section/vertical/nh/45/hangafr.html>
- Andri, F., Roger, W. S. et Daniel, E. (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>
- Annett, J. (2002). Subjective rating scales: science or art ?, *Ergonomics*, 45(14), 966-987.
<https://doi.org/10.1080/00140130210166951>
- Arteau, J., Beauchamp, Y., Arcand, J. F. et Brosseau, M. (1997, 20-24 avril 1997). *Testing a Wood Pole Fall Arrest System Using an Evaluation Methodology with Ergonomic and Engineering Criteria* Electricity '97 Conference and Exposition, Corporate Resources - Health and Safety, Canadian Electricity Association, Vancouver.
- Arteau, J., Beauchamp, Y., Langlais, I. et Vachon, F. (2007). *Travail en hauteur et protection contre les chutes pour les élagueurs* n° R-505). IRSST.
- Arteau, J. et Giguère, D. (1985). *Évaluation du concept de fonctionnement du gilet-harnais de sécurité Gendron, Morelli, Savage*). IRSST.
- Association canadienne de normalisation. (1990). *Harnais de sécurité*. Norme CAN/CSA-Z259.10. Toronto, ON : CSA.

- Association canadienne de normalisation. (2018). *Harnais de sécurité*. Norme CAN/CSA-Z259.10. Toronto, ON : CSA.
- Association canadienne de normalisation. (2016). *Selection and use of active fall-protection equipment and systems*. Norme CAN/CSA-Z259.17. Toronto, ON : CSA.
- Bariod, J. (1992). *Sensibilisation la pathologie induite par l'utilisation du harnais* [Communication]. Conférence Européenne de Spéléologie (p.p.49-55).
- Bariod, J. et Théry, B. (1994). Le point sur la pathologie induite par le harnais *Spelunca*, 1994(1), 39-42.
- Barlas, B. et Izci, F. B. (2018). Individual and workplace factors related to fatal occupational accidents among shipyard workers in Turkey. *Safety Science*, 101, 173-179. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2017.09.012>
- Baszczyński, K. (2021). Effects of full body harness design on fall arrest performance. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 27(3), 938-945. <https://doi.org/10.1080/10803548.2020.1807720>
- Baszczyński, K. (2022). Effect of safety harness design on the pressures exerted on the user's body in the state of its suspension. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 1-10. <https://doi.org/10.1080/10803548.2021.2024707>
- Beauchamp, Y., Arteau, J. et Brosseau, M. (1996). *Evaluation of a lineman's belt equipped with a retractable lanyard fall arresting system* [Communication]. Advances in Applied Ergonomics, Istamboul, (vol. Proceedings of the 1st International Conference on Applied Ergonomics (ICAE '96), p. 88-92.
- Beauchamp, Y., Thomas, M., Arteau, J. et Marchand, D. (1997). Psychophysical measurements as an effective way of evaluating climbability of wood treated utility poles. *Computers & Industrial Engineering*, 33(3), 513-516. [http://dx.doi.org/10.1016/S0360-8352\(97\)00181-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0360-8352(97)00181-2)
- Beauchamp, Y., Thomas, M., Arteau, J. et Marchand, D. (1999). Assessment of Wood Utility Pole Climbability Using Psychophysical and Mechanical Measurements. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 5(1), 3-29. <https://doi.org/10.1080/10803548.1999.11076408>
- Beverly, J. M., Zuhl, M. N., White, J. M. B., Beverly, E. R., VanDusseldorp, T. A., McCormick, J. J., . . . Mermier, C. M. (2019). Harness Suspension Stress: Physiological and Safety Assessment. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 61(1). https://journals.lww.com/joem/Fulltext/2019/01000/Harness_Suspension_Stress_Physiological_and.6.aspx

- Blaisdell, F. W. (2002). The pathophysiology of skeletal muscle ischemia and the reperfusion syndrome: a review. *Cardiovasc Surgery*, 10(6), 620-630.
- Bradtmiller, B., Whitestone, J., Feldstein, J., Hsiao, H. et Snyder, K. (2000). *Improving fall protection harness safety: Contributions of 3-D scanning* [Communication]. Proceedings of Scanning 2000: The European meeting point for scanning, Paris: Numerisation 3D (p. 117-128).
- Brinkley, J. W. (1991). Experimental studies of fall protection equipment. Dans A. C. Sulowski (édit.), *Fundamentals of Fall Protection*. International Society for Fall Protection.
- Capital Safety debuts DBI-SALA® ExoFit STRATA™. (2015).
<https://www.ishn.com/articles/102393-capital-safety-debuts-dbi-sala-exofit-strata>
- Carter, J. E. L. (2002). *The Heath-Carter anthropometric somatotype - Instruction Manual*. San Diego State University.
- Carter, J. E. L. et Heath, B. H. (1990). *Somatotyping - Development and Applications*. Cambridge University Press.
- Commission de la construction du Québec. (2010). *Rapports d'analyse de profession*.
- Commission de la construction du Québec. (2021). *Les femmes dans la construction - Portrait statistique 2020*. https://www.ccq.org/-/media/Project/Ccq/Ccq-Website/PDF/DossierFemmes/Femmes_Portrait_Stats_2020.pdf?la=fr-CA&rev=7f5d0f5983014f06b6f4b1ba4e2e2383&hash=E963761CEDFE67C6458AF7C86AD5B996
- Chi, C.-F., Chang, T.-C. et Ting, H.-I. (2005). Accident patterns and prevention measures for fatal occupational falls in the construction industry. *Applied ergonomics*, 36(4), 391-400.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.09.011>
- CNESST. (2015). *Statistiques annuelles 2014*.
https://www.centredoc.cnesst.gouv.qc.ca/pdf/Rapports_annuels_CSST_et_annexes_statistiques/CSST_Statistiques_annuelles_2014.pdf
- CNESST. (2018). *Statistiques annuelles 2017*.
https://www.centredoc.cnesst.gouv.qc.ca/pdf/Rapports_annuels_CSST_et_annexes_statistiques/CNESST_Statistiques_annuelles_2017.pdf
- CNESST. (2021). *Statistiques annuelles 2020*.
https://www.cnesst.gouv.qc.ca/sites/default/files/documents/dc200-1046web_0.pdf
- CNESST. (2022). *Statistiques annuelles 2021*.
https://www.cnesst.gouv.qc.ca/sites/default/files/documents/statistiques-annuelles_0.pdf
- IRSST** ■ Amélioration du confort des harnais de sécurité pour le secteur de la construction par l'évaluation des contraintes physiques et physiologiques

- Côté, C. (2008, 17 décembre 2008). Axor blâmée pour l'effondrement du centre sportif de Brossard. *La Presse*
- Crum, E. M., O'Connor, W. J., Van Loo, L., Valckx, M. et 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>
- Damisch, C. et Schauer, N. (1985). How safe are body harnesses. *Der Bergsteiger*(July 1985), 6-F 9-F.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- Dong, X. S., Largay, J. A., Choi, S. D., Wang, X., Cain, C. T. et Romano, N. (2017). Fatal falls and PFAS use in the construction industry: Findings from the NIOSH FACE reports. *Accident Analysis & Prevention*, 102, 136-143. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2017.02.028>
- Duguay, P., Boucher, A., Busque, M.-A., Prud'homme, P. et Vergara, D. (2012). *Lésions professionnelles indemnifiées au Québec en 2005-2007 - Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle* n° R-749). IRSST.
- Duguay, P., Boucher, A., Prud'homme, P., Busque, M.-A. et Lebeau, M. (2017). *Lésions professionnelles indemnifiées au Québec en 2010-2012. Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle* n° R-963). IRSST.
- Duguay, P., Hébert, F. et Massicotte, P. (2003). *Identification de professions cibles pour le Québec à partir d'indicateurs de lésions professionnelles indemnifiées* [Communication].
- Elmoujaddidi, F. et Bachir, A. (2020). Perceived risk, safety climate and safety behavior on Moroccan construction sites. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 26(1), 121-128. <https://doi.org/10.1080/10803548.2018.1546461>
- European Standards. (2002). *Équipement de protection individuelle contre les chutes de hauteur - Harnais d'antichute*. Norme EN361. Plzen : EN.
- Gagnon, M. (2008). Chutes de hauteur - Ne me laissez pas tomber ! *Prévenir aussi*, 23(1).
- Girden, E. R. (1992). *ANOVA : repeated measures*. Sage Publications.
- Grinapol, C. (2020). *McCarthy Workers Test Fall-Protection Harnesses Designed to Better Fit Women*. <https://www.enr.com/articles/50129-mccarthy-workers-test-fall-protection-harnesses-designed-to-better-fit-women>

- Hsiao, H. (2013). Anthropometric procedures for protective equipment sizing and design. *Human Factors*, 55(1), 6-35.
- Hsiao, H., Friess, M., Bradtmiller, B. et Rohlf, F. J. (2009). Development of sizing structure for fall arrest harness design. *Ergonomics*, 52(9), 1128-1143.
- Hsiao, H., Turner, N., Whisler, R. et Zwiener, J. (2012). Impact of harness fit on suspension tolerance. *Human Factors*, 54(3), 346-357.
<https://dx.doi.org/10.1177%2F0018720811434962>
- Hsiao, H., Whitestone, J. et Kau, T. Y. (2007). Evaluation of fall arrest harness sizing schemes. *Human Factors*, 49(3), 447-464.
- Hsiao, H., Whitestone, J., Taylor, S., Godby, M. et Guan, J. (2009). Harness sizing and strap length configurations. *Human Factors*, 51(4), 497-518.
- Hu, K., Rahmandad, H., Smith-Jackson, T. et Winchester, W. (2011). Factors influencing the risk of falls in the construction industry: a review of the evidence. *Construction Management and Economics*, 29(4), 397-416.
<https://doi.org/10.1080/01446193.2011.558104>
- Kumar, S. et Mital, A. (1996). *Electromyography in ergonomics*. Taylor and Francis.
- Lebeau, M., Duguay, P. et Boucher, A. (2013). *Les coûts des lésions professionnelles au Québec, 2005-2007* n° R-769).
- Madsen, P., Svendsen, L. B., Jørgensen, L. G., Matzen, S., Jansen, E. et 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* n° T-444). IRSST.
- Martín, J. E., Rivas, T., Matías, J. M., Taboada, J. et Argüelles, A. (2009). A Bayesian network analysis of workplace accidents caused by falls from a height. *Safety Science*, 47(2), 206-214. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2008.03.004>
- Merchant, D. (2006). Dying in harness. *Health and safety at work, February 2006*, 34-35.
- Nelson, B. A. (1979). Climbing harnesses: How long can you hang in your harness? *Off Belay*, 46, 10-12.
- Nigg, B. M. et Herzog, W. (1994). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons.

- Orzech, M., Goodwin, M. D., Brinkley, J. W., Falerno, M. D. et Seaworth, J. (1987). *Test program to evaluate human response to prolonged motionless suspension in three types of fall protection harnesses*. Harry G. Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory, Human Systems Division.
- Perotto, A. et Delagi, E. F. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk, 4ème édition*. Charles C Thomas Publisher.
- Petrone, P., Espinoza-Villalobos, S., Baltazar, G. A., Soreide, K., Stright, A., Brathwaite, C. E. M. et D'Andrea, K. J. (2021). Fatal and non-fatal injuries due to suspension trauma syndrome: A systematic review of definition, pathophysiology, and management controversies. *World Journal of Emergency Medicine*, 12(4), 253-260.
<http://wjem.com.cn>
- Querellou, E. (2008). *Syndrome du harnais*.
[http://www.matières.fr/suspension_harnais/SYNDROME%20\[1\].1.pdf](http://www.matières.fr/suspension_harnais/SYNDROME%20[1].1.pdf)
- Rauch, S., Schenk, K., Strapazzon, G., Dal Cappello, T., Gatterer, H., Palma, M., . . . 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>
- Rey-Merchán, M. d. C., Gómez-de-Gabriel, J. M., Fernández-Madrigal, J.-A. et López-Arquillos, A. (2020). Improving the prevention of fall from height on construction sites through the combination of technologies. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 1-10. <https://doi.org/10.1080/10803548.2020.1815393>
- Rushworth, A., Best, C., Coleman, G., Graveling, R., Mason, S. et Simpson, G. (1986). *Study of ergonomic principles involved in accident prevention for bunkers. Final report on CEC Contract 7247/12/049 n° Research Report TM/86/05*. Institute of Occupational Medicine - World Health Organization.
- Sabourin, G. (2011 2011). Faire tomber les risques de chutes de hauteur. *Prévention au travail, Printemps*.
- Seddon, P. (2002). *Harness suspension: review and evaluation of existing information*. Health and safety executive.
- Serban, A. (2020). *The Future of Ergonomic Safety Starts with the Right Harness*.
https://sps.honeywell.com/us/en/support/blog/safety/the-future-of-ergonomic-safety-starts-with-the-right-harness?utm_source=asset-other-blog&utm_medium=email&utm_campaign=hppe-ppe-2011-h500_harness_campaign&utm_content=organic&mkt_tok=eyJpIjoiT0RFNFIXWXINemxoTXprMiiInQiOiJNUTU1amgydXFNS0ZxbVUxNFBKWjQ3eVNITXBhbWVmbEhJQnhwTI

[hGd1pkcmJUz2NvOFwvSnBTeXJITXVUalE4VXRKZXI2TEVWZEJCRmtCTt1eDVFTkREXC95SjNIMnhmY0Y2a0l2TEp0Z0dHdUhYSzlpNnVcL1RFOFQxSXhHVMdISCJ9](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(96)00068-6)

- Shen, W. et Parsons, K. C. (1997). Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 20(6), 441-461. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(96\)00068-6](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(96)00068-6)
- Stuhlinger, W., Dittrich, P., Flora, G. et Margreiter, R. (1976). *Circulatory and renal function changes in test subjects suspended from the upper half of the body* [Communication]. Proceeding of the Second International Conference of Mountain Rescue Doctors, Innsbruck, Austria (p. 189-190).
- Thiel, C., Vogt, L., Himmelreich, H., Hubscher, M. et Banzer, W. (2011). Reproducibility of muscle oxygen saturation. *Int J Sports Med*, 32(4), 277-280. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1269922>
- Thompson, T. (2016). Workers Not Always Using Their Fall Protection Equipment? Here's how companies can improve workers' safety harness compliance *Occupational Health and Safety*, Avril 2016, 11-13.
- US Department of Health and Human Services. (2001). *The surgeon general's call to action to prevent and decrease overweight and obesity*.
- Wang, Y., Chong, H.-Y., Liao, P.-C. et Ren, H. (2019). Interactive mechanism of working environments and construction behaviors with cognitive work analysis: an elevator installation case study. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 25(3), 362-376. <https://doi.org/10.1080/10803548.2017.1371408>
- Weber, S. A., McGahan, M. M., Kaufmann, C. et Biswas, S. (2020). Suspension Trauma: A Clinical Review. *Cureus*, 12(6). <https://doi.org/10.7759/cureus.8514>
- Winter, D. A., Fuglevand, A. J. et Archer, S. E. (1994). Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *J Electromyogr Kinesiol*, 4(1), 15-26. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)90023-x](https://doi.org/10.1016/1050-6411(94)90023-x)
- Wong, T. K. M., Man, S. S. et Chan, A. H. S. (2020). Critical factors for the use or non-use of personal protective equipment amongst construction workers. *Safety Science*, 126, 104663. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2020.104663>
- Youdale, E. (2020). *Harness innovations from MSA*. <https://www.khl.com/news/Harness-innovations-from-MSA/1143354.article>

ANNEXE A: RÉSULTATS COMPLETS POUR LA PHASE 1 DES ESSAIS DE LABORATOIRE

Cette annexe présente les résultats complets obtenus durant la phase 1 des essais de laboratoire. en effet, pour des raisons de concision, seules les grandes tendances et conclusions générales sont présentées dans le chapitre 4 de ce rapport de recherche.

A.1 Exemple de traitement statistique et de présentation des résultats

Cette section présente de manière détaillée le traitement statistique des données pour l'appréciation psychophysique des harnais à la région pelvienne droite, durant la suspension, ainsi que leur interprétation.

Le tableau 48 présente les données pour le test de sphéricité de Mauchly. La correction de Huynh-Feldt est utilisée pour l'effet de harnais ($\epsilon > 0,75$). Si la valeur d'épsilon avait été inférieure à 0,75, c'est la correction de Greenhouse-Geiser qui aurait été utilisée. Le tableau 49 présente les valeurs moyennes, l'erreur type et l'intervalle de confiance à 95 %. Ces données sont représentées sous forme graphique dans la figure 28. Finalement, le tableau 50 présente les comparaisons par paires, ce qui permet d'estimer si les différences observées entre les harnais sont significatives ($\text{sig.} < 0,05$) ou non significatives ($\text{sig.} > 0,05$).

Tableau 48. Test de sphéricité de Mauchly

Effets entre participants	W de Mauchly	χ^2	DDL	Sig.	Epsilon		
					Greenhouse-Geiser	Huynh-Feldt	Limite inférieure
Harnais	0,963	10,711	5	0,057	0,977	0,988	0,333

Tableau 49. Valeurs moyennes, erreur type et intervalle de confiance

Harnais	Moyenne	Erreur type	Intervalle de confiance à 95 %	
			Limite inférieure	Limite supérieure
A	74,562	1,006	72,582	76,542
B	79,017	,907	77,232	80,802
C	70,938	,890	69,187	72,689
D	77,862	,940	76,013	79,711

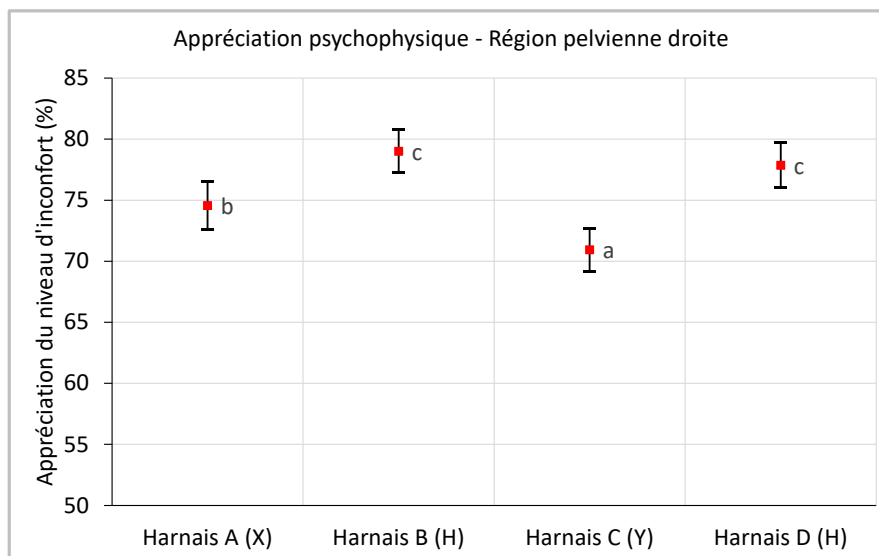
Tableau 50. Comparaisons par paires

Harnais (I)	Harnais (J)	Différence moyenne (I-J)	Erreur type	Sig.	Intervalle de confiance à 95 %	
					Limite inférieure	Limite supérieure
A	B	-4,455	0,966	0,000	-7,022	-1,889
	C	3,624	1,050	0,004	0,834	6,414
	D	-3,300	1,014	0,008	-5,994	-0,606
B	A	4,455	0,966	0,000	1,889	7,022
	C	8,079	1,060	0,000	5,264	10,894
	D	1,155	0,915	1,000	-1,275	3,585
C	A	-3,624	1,050	0,004	-6,414	-0,834
	B	-8,079	1,060	0,000	-10,894	-5,264
	D	-6,924	1,010	0,000	-9,607	-4,241
D	A	3,300	1,014	0,008	0,606	5,994
	B	-1,155	0,915	1,000	-3,585	1,275
	C	6,924	1,010	0,000	4,241	9,607

Le tableau 50 montre que les harnais sont statistiquement différents les uns des autres (sig. < 0.05) sauf dans le cas des harnais B et D, qui sont confondus (sig. = 1.000, en gras dans le tableau). Cette information est traduite sur la figure 28 par l'utilisation des lettres a, b et c : les harnais B et D sont identifiés avec la lettre c (ils sont statistiquement identiques pour la perception de l'inconfort au niveau de la région pelvienne droite), tandis que le harnais A est identifié avec une lettre b (statistiquement différent des trois autres harnais), et le harnais C est identifié avec une lettre a (statistiquement différent des trois autres harnais).

Ainsi la figure 28 présente l'ensemble des résultats pertinents sous forme synthétique, et ce type de graphe sera utilisé pour la suite du chapitre, afin de présenter sommairement et discuter les résultats d'essais de laboratoire.

Figure 28. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant la suspension, pour la région pelvienne droite.



A.II Mouvements contrôlés

A.II.I Élévation des bras

La figure 29 présente l'appréciation psychophysique moyenne du niveau d'inconfort donnée par les 60 participants pour le mouvement d'élévation des bras. Les scores indiqués par les participants montrent que le harnais C (modèle en Y) est statistiquement plus inconfortable comparativement aux harnais A (modèle en X) et B (modèle en H) au niveau des épaules. Les scores indiqués par les participants sont symétriques pour les épaules et régions pelviennes. Pour la zone pectorale et les régions pelviennes gauche et droite, les harnais sont tous semblables.

La figure 30 présente la pression maximale mesurée par les tapis de pression (moyenne sur les 60 participants) lors du mouvement d'élévation des bras. Les différences sont relativement minimales entre les harnais en valeur absolue au niveau des sangles de cuisse, mais plus marquées au niveau des épaules. Les harnais traditionnels en H imposent moins de contraintes au niveau des épaules, que les modèles en X et en Y (harnais A et C respectivement) pour ce mouvement-là. Ces constats sont également valables pour les pressions moyennes mesurées sur chacun des tapis de pression (Figure 31). Les variabilités observées pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (*'pound per square inch'*, soit livre par pouce carré) (Figure 32) ne permettent pas de tirer de conclusions pertinentes. Contrairement aux scores d'appréciation psychophysique indiqués par les participants, il semble y avoir une différence entre les côtés gauche et droits pour les tapis de pression au niveau des valeurs maximale et moyenne (plus élevées à droite qu'à gauche, bien que les tendances soient similaires). Bien que le mouvement soit symétrique, le croisement des sangles dans le dos des participants pour les harnais A, B et D pourrait expliquer cette différence si l'ajustement n'est pas parfaitement symétrique. D'autre part les muscles de la ceinture scapulaire droite pourraient être légèrement plus développés du côté droit si la majorité des participants sont droitiers. Également, on note une différence dans l'appréciation des participants pour le harnais A (modèle en X), comparativement aux valeurs mesurées par les tapis de pression : ce harnais est considéré comme comparable en termes de confort aux épaules aux harnais en H (harnais B et D), alors que les tapis de pression indiquent des valeurs parmi les plus élevées pour le harnais A.

Figure 29. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'élévation des bras.

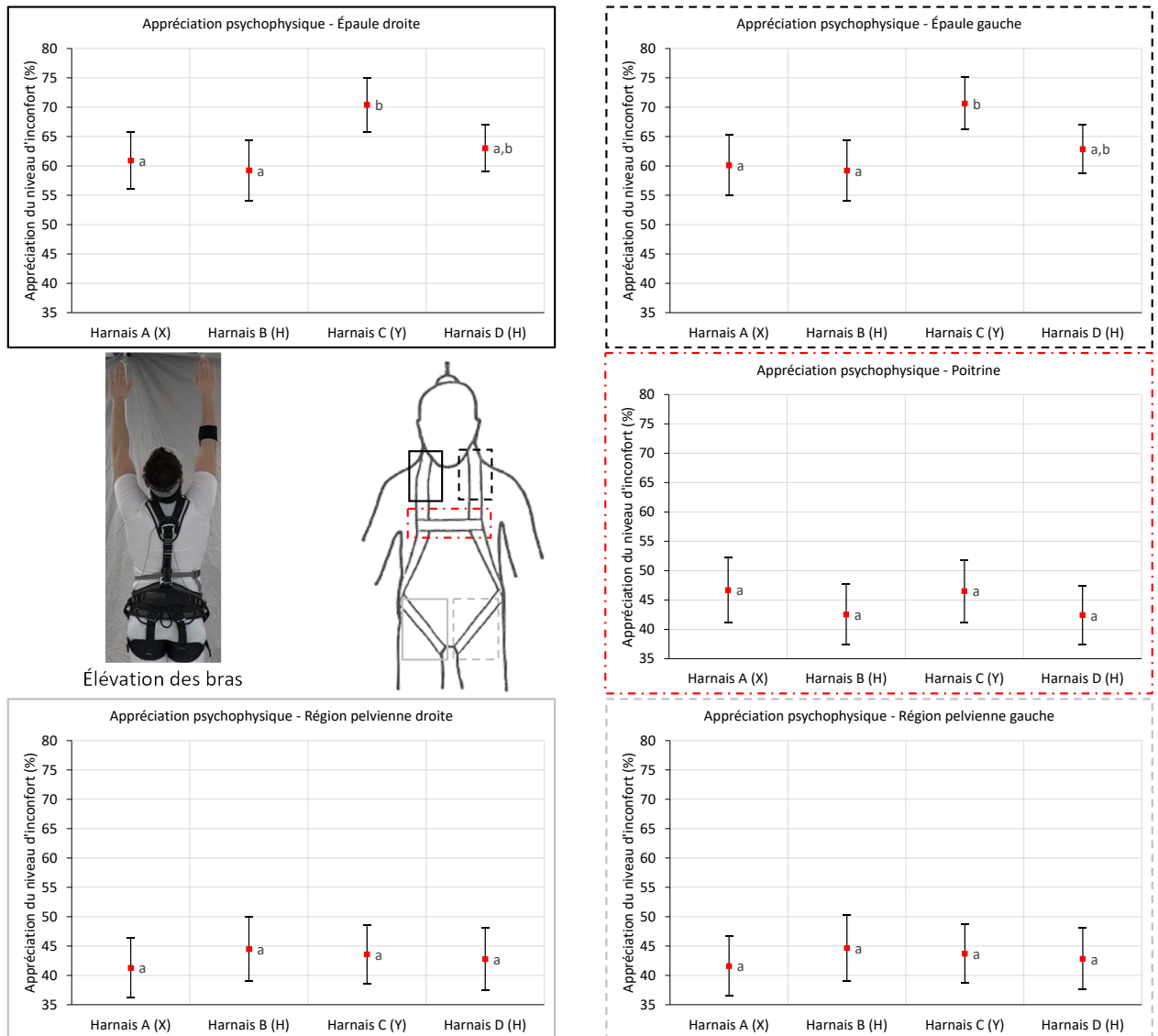


Figure 30. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras.

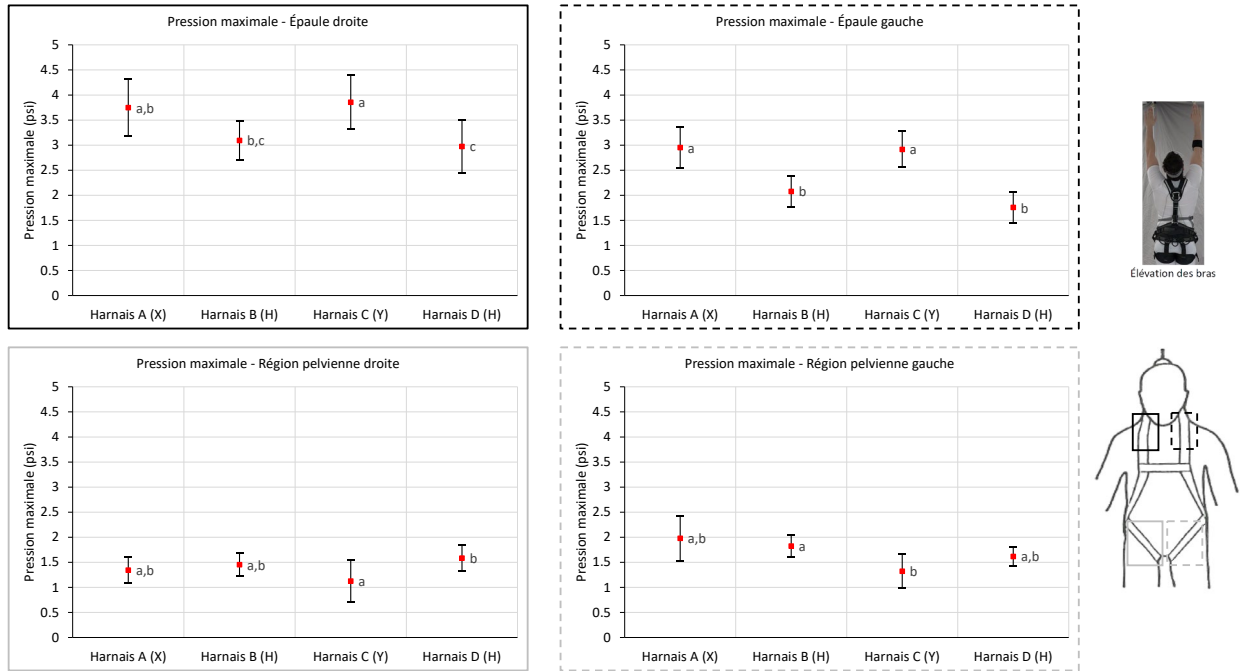


Figure 31. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras.

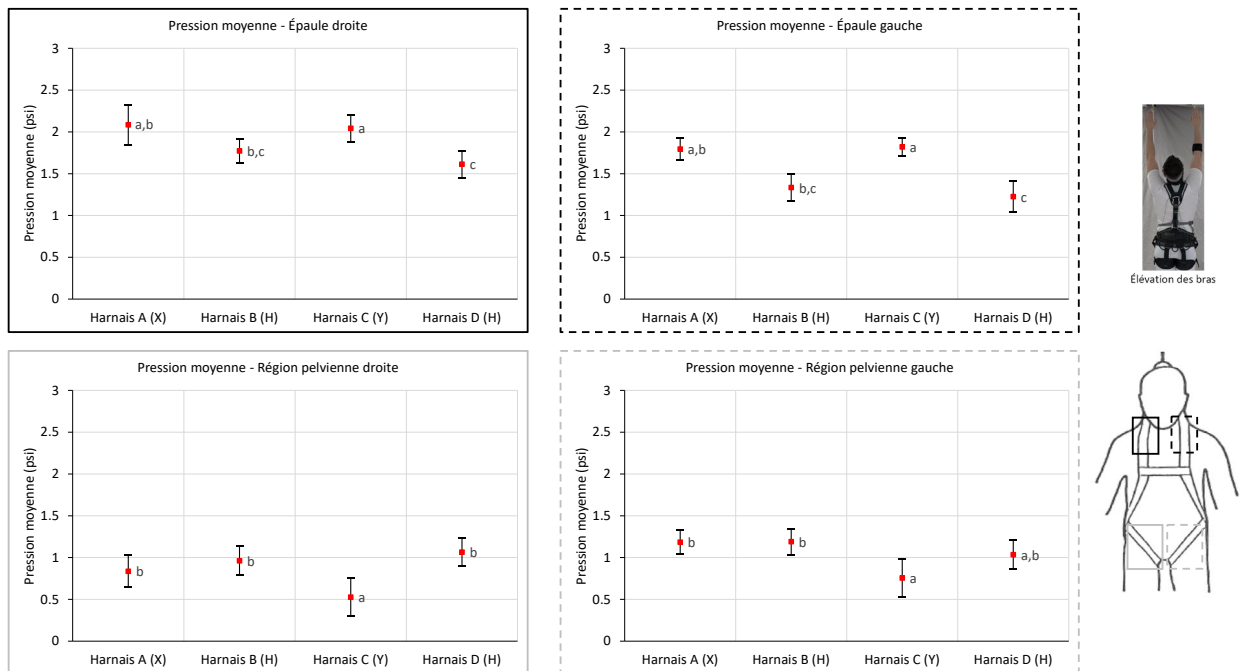


Figure 32. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'élévation des bras.

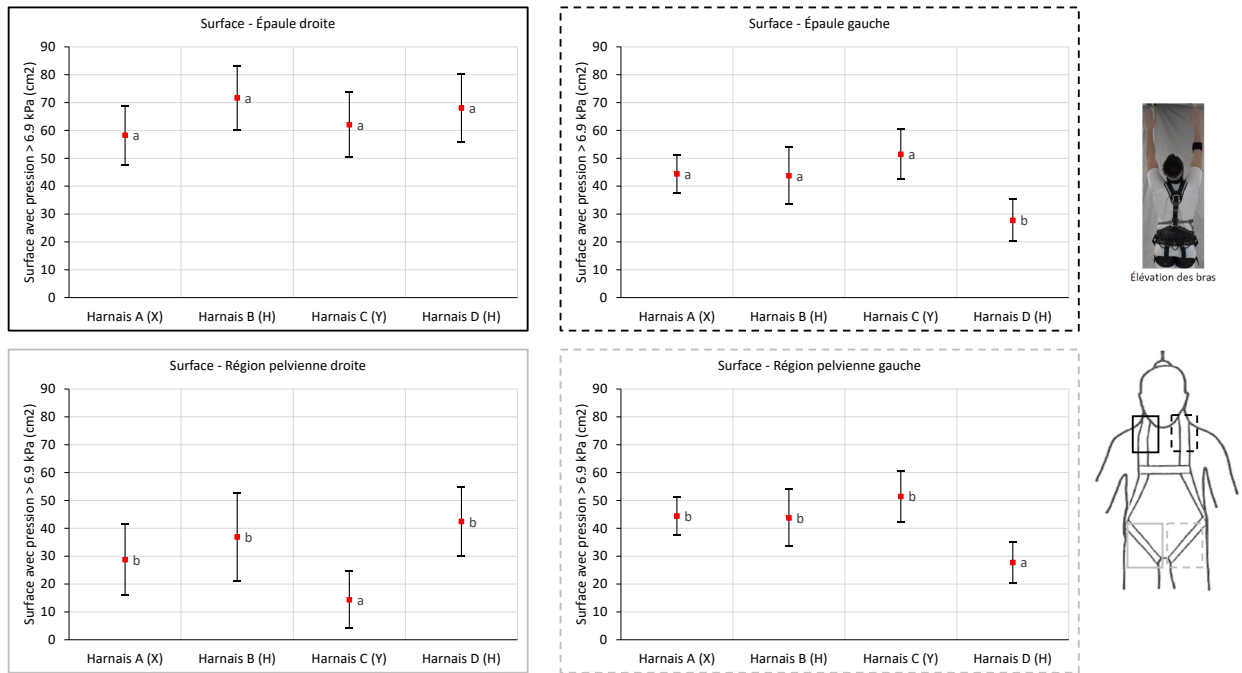
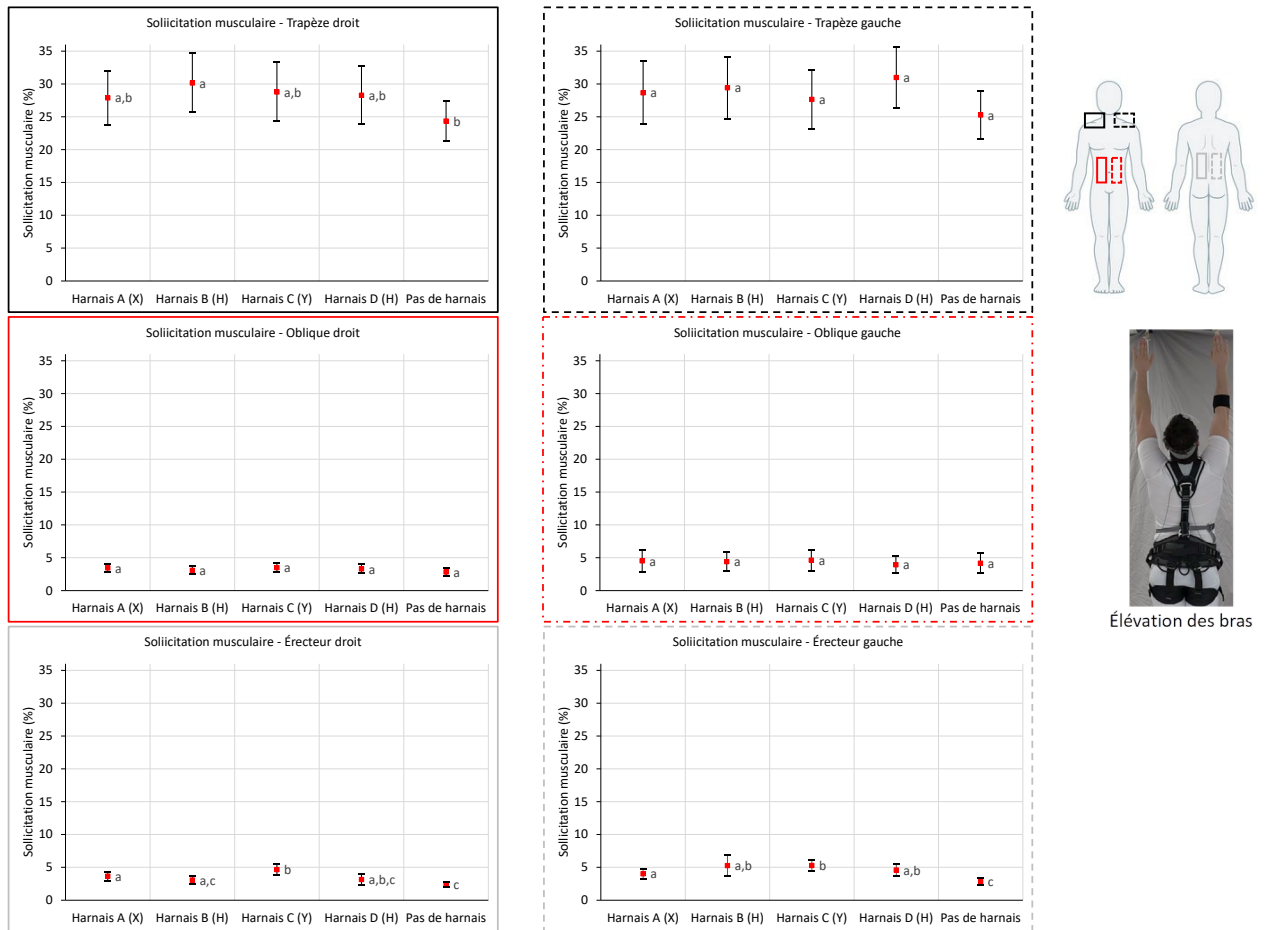


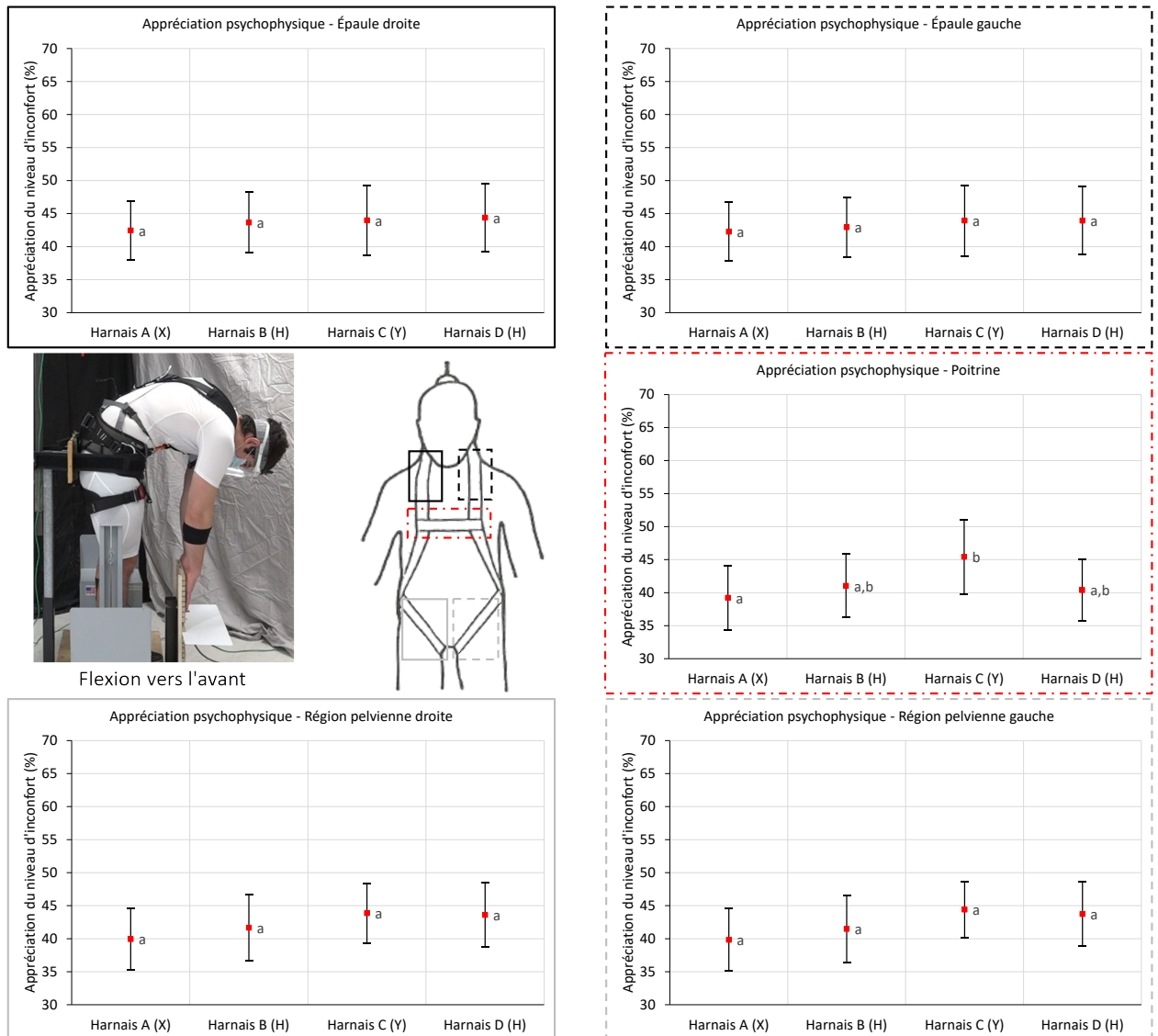
Figure 33. Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement d'élévation des bras.



A.II.II Flexion avant

La figure 34 présente l'appréciation psychophysique donnée par les participants pour le mouvement flexion vers l'avant. Les scores indiqués par les participants sont statistiquement indifférenciés pour les différentes zones et harnais, à l'exception du harnais C (modèle en Y) pour la zone de poitrine. La présence de la ceinture abdominale pourrait être à l'origine de ce résultat.

Figure 34. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de flexion vers l'avant.



La figure 35 et la figure 36 présentent respectivement les pressions maximales et moyennes mesurées par les tapis de pression pour le mouvement flexion vers l'avant. Comme pour l'appréciation psychophysique (Figure 34), la plupart du temps les harnais sont indifférenciables, et les pressions mesurées plutôt faibles. Les rares différences notables se situent au niveau des épaules, mais les tendances ne sont pas similaires du côté gauche et droit.

Figure 35. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant.

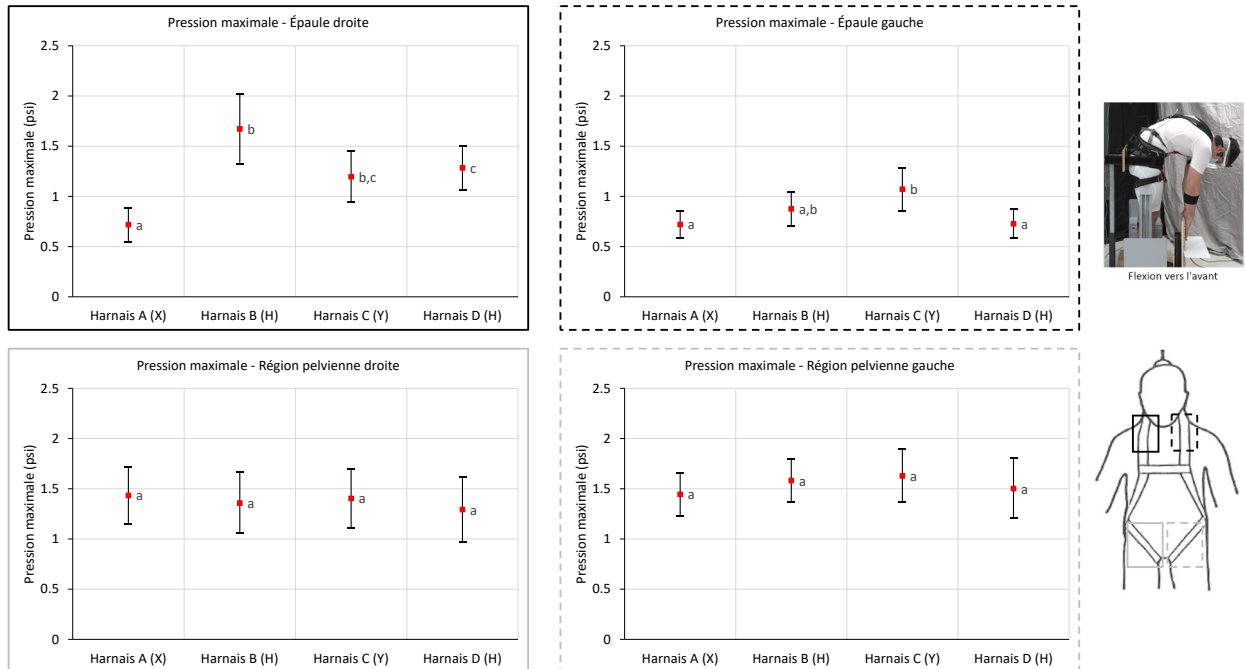
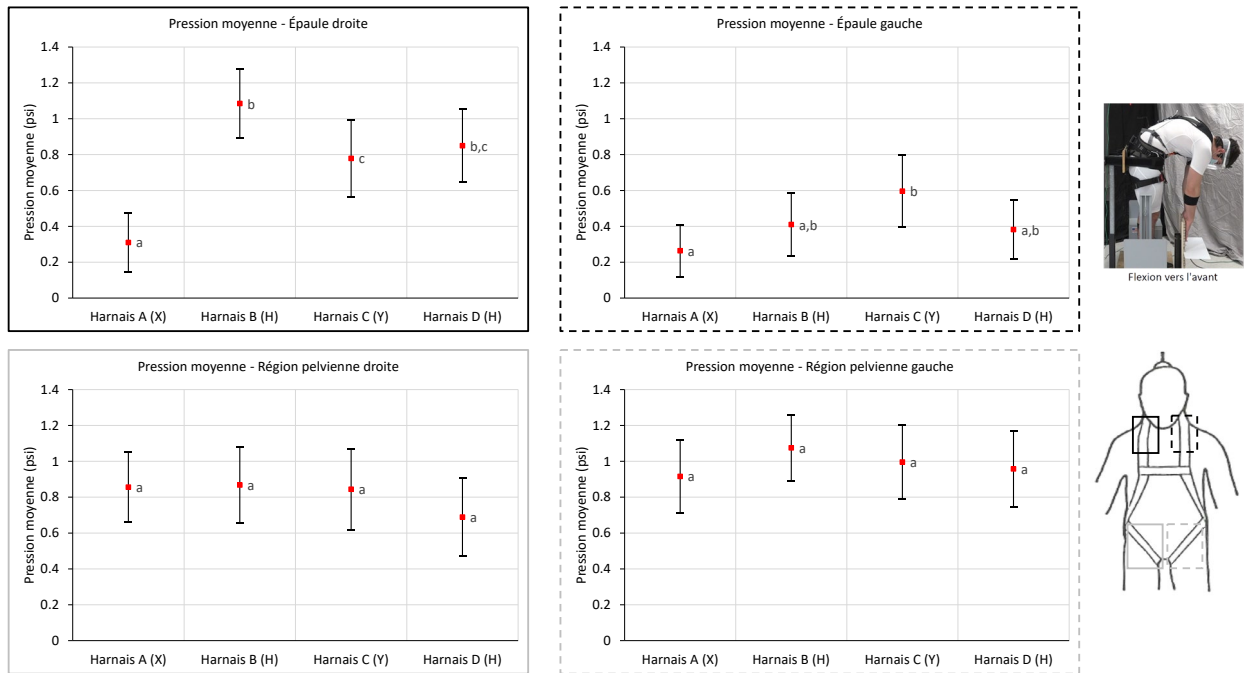
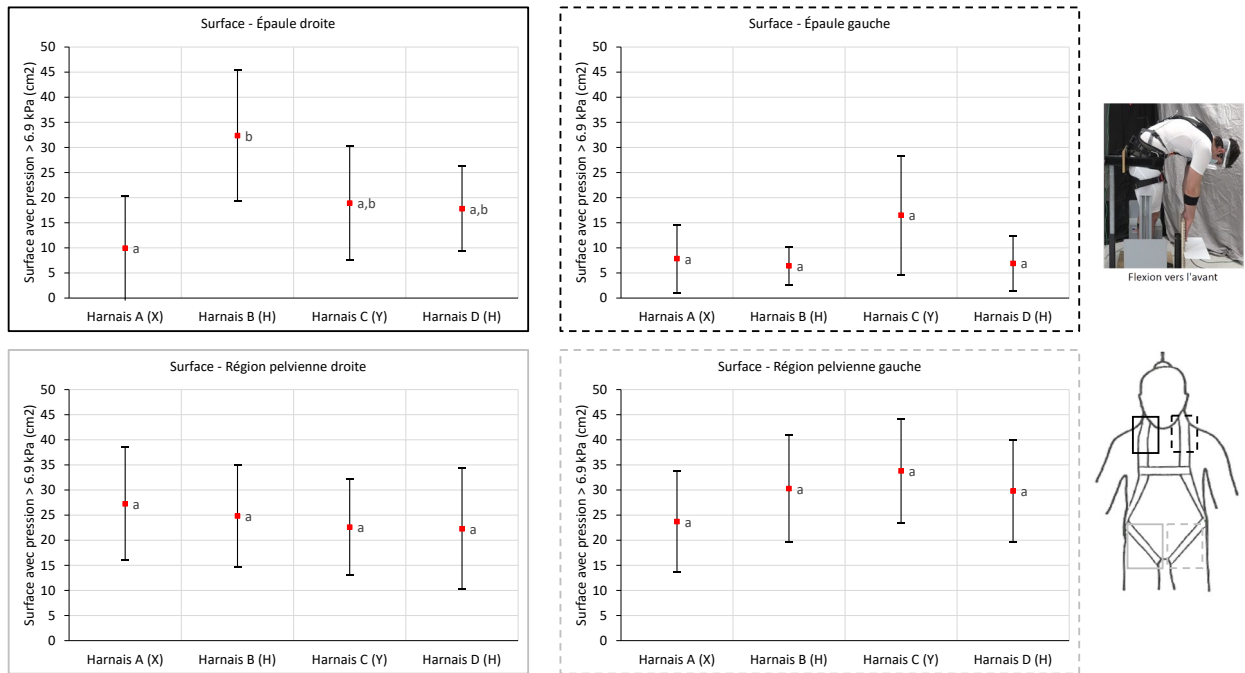


Figure 36. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant.



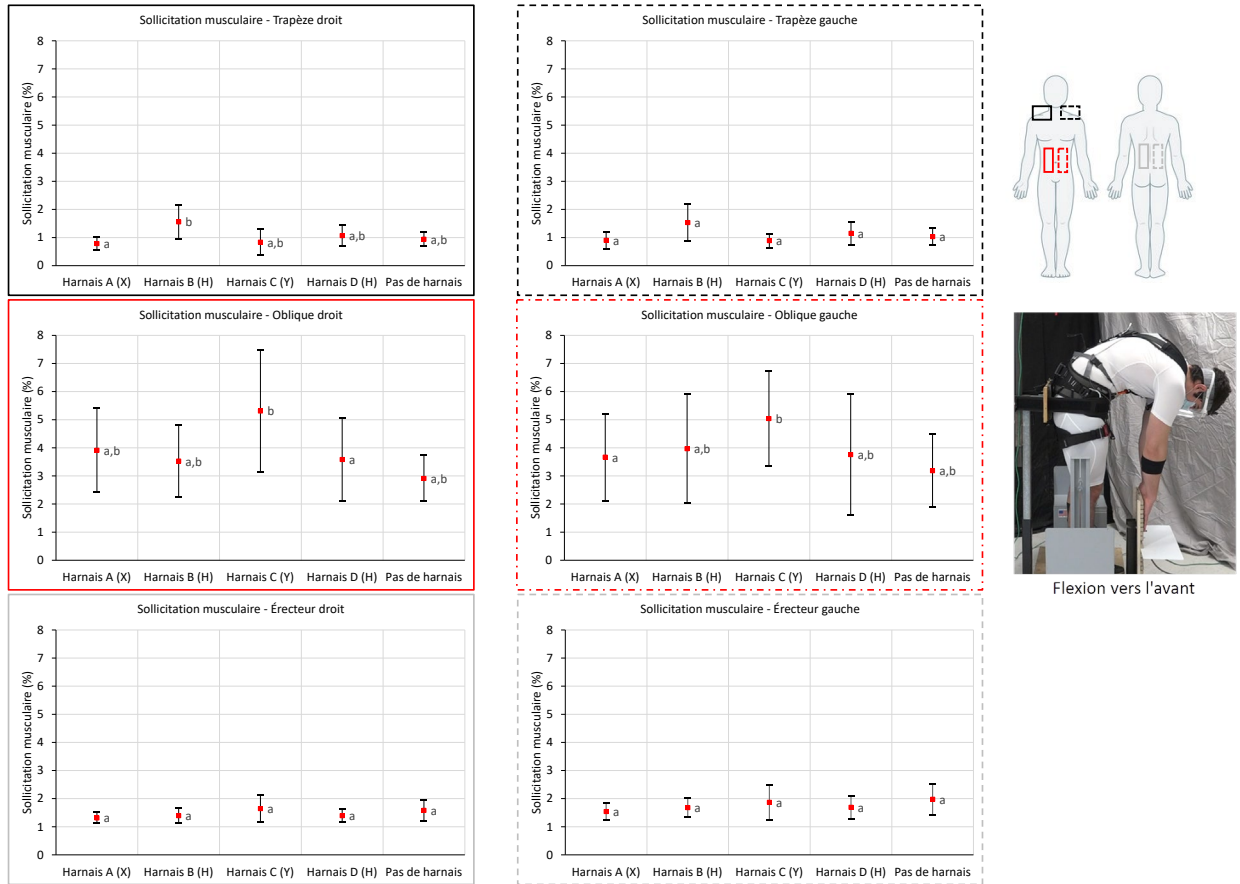
Les variabilités observées pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 37) ne permettent pas de tirer de conclusions pertinentes.

Figure 37. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de flexion vers l'avant.



La Figure 38 présente la sollicitation musculaire (en pourcentage des CMV) pour le mouvement flexion vers l'avant, pour trois groupes musculaires : trapèzes, érecteurs du rachis, et grands obliques. Pour ce mouvement, c'est seulement au niveau des grands obliques que l'on note une sollicitation significative, pour contrer la limitation de flexion imposée par la ceinture dans le cas du harnais C par exemple. Les différences observées sont peu marquées (statistiquement non significatives la plupart du temps) pour ce mouvement et il est donc impossible de tirer une conclusion générale dans le cas de ce mouvement.

Figure 38. Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement de flexion vers l'avant.



A.II.III Inclinaison à droite et à gauche

La figure 39 présente l'appréciation psychophysique donnée par les participants pour le mouvement inclinaison sur la droite. Pour ce mouvement, les différences attendues entre les harnais devraient se situer du côté gauche (épaule et cuisse). Effectivement, les différences sont peu marquées du côté droit, et plus perceptibles du côté gauche, en particulier à l'épaule. Les deux harnais en H (harnais B et D) viennent restreindre les mouvements à l'épaule, alors que le harnais en Y (harnais C) est celui offrant la meilleure liberté pour ce mouvement-là. Au niveau des cuisses, les différences observées entre les harnais ne sont pas statistiquement significatives, à part une différence entre les harnais C (modèle en Y) et D (modèle en H).

Pour ce qui est des pressions mesurées aux épaules et aux cuisses, les mêmes tendances sont observées aux épaules et aux cuisses (Figure 40 et Figure 41) : le harnais en Y (harnais C) est le seul qui se détache et donne des pressions maximales

significativement plus faibles à l'épaule et à la cuisse du côté gauche, ce que l'on peut aussi observer pour les pressions moyennes.

Pour ce qui est des surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 42), là encore le harnais C se démarque avec des surfaces significativement plus faibles, mais pour la zone de la cuisse gauche uniquement.

Finalement, dans le cas des sollicitations musculaires mesurés en pourcentage des CMV, le port d'un harnais est statistiquement différent de l'absence de harnais au niveau de l'oblique gauche, mais les harnais sont indifférenciés. Pour les deux autres groupes musculaires, les différents modèles de harnais restent statistiquement indifférenciés.

Figure 39. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la droite.

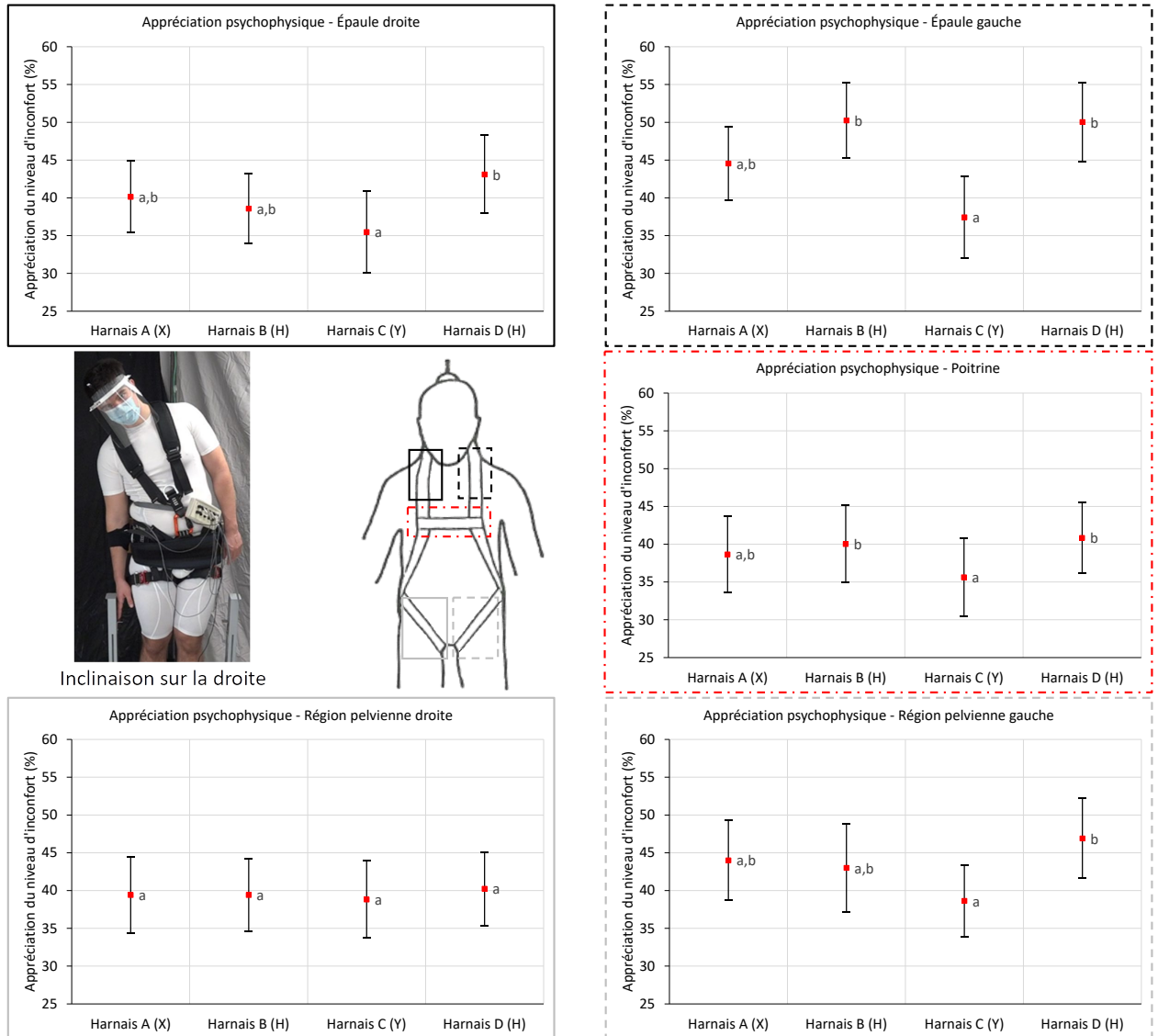


Figure 40. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite.

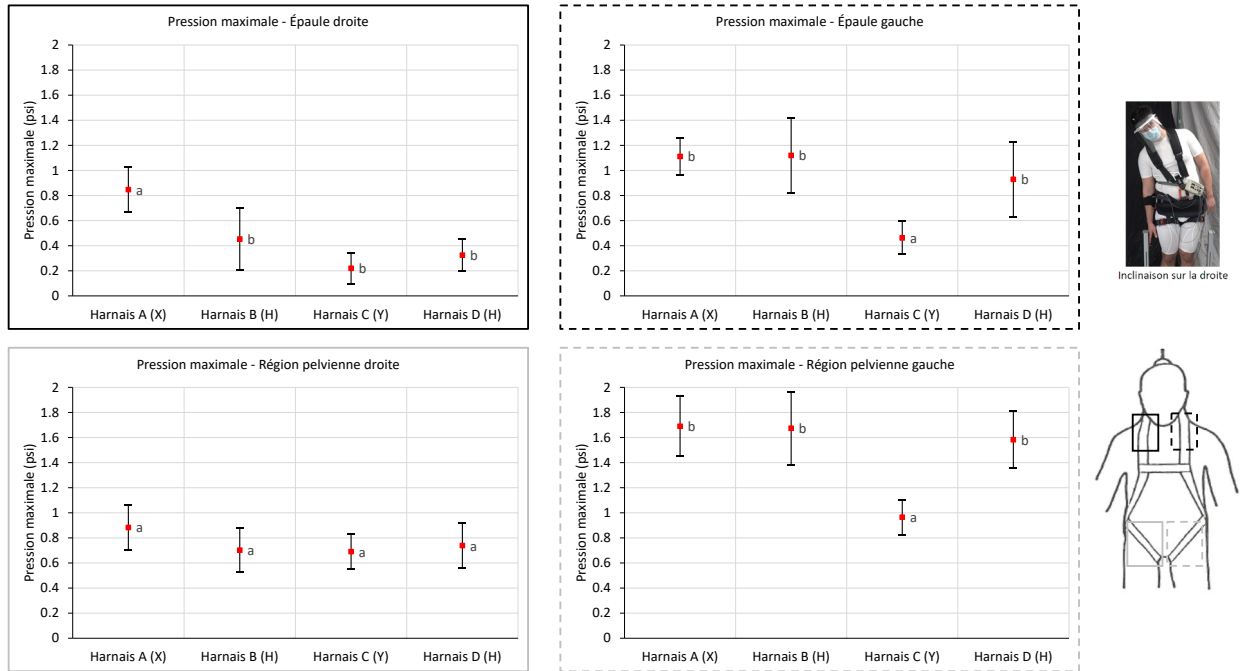


Figure 41. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite.

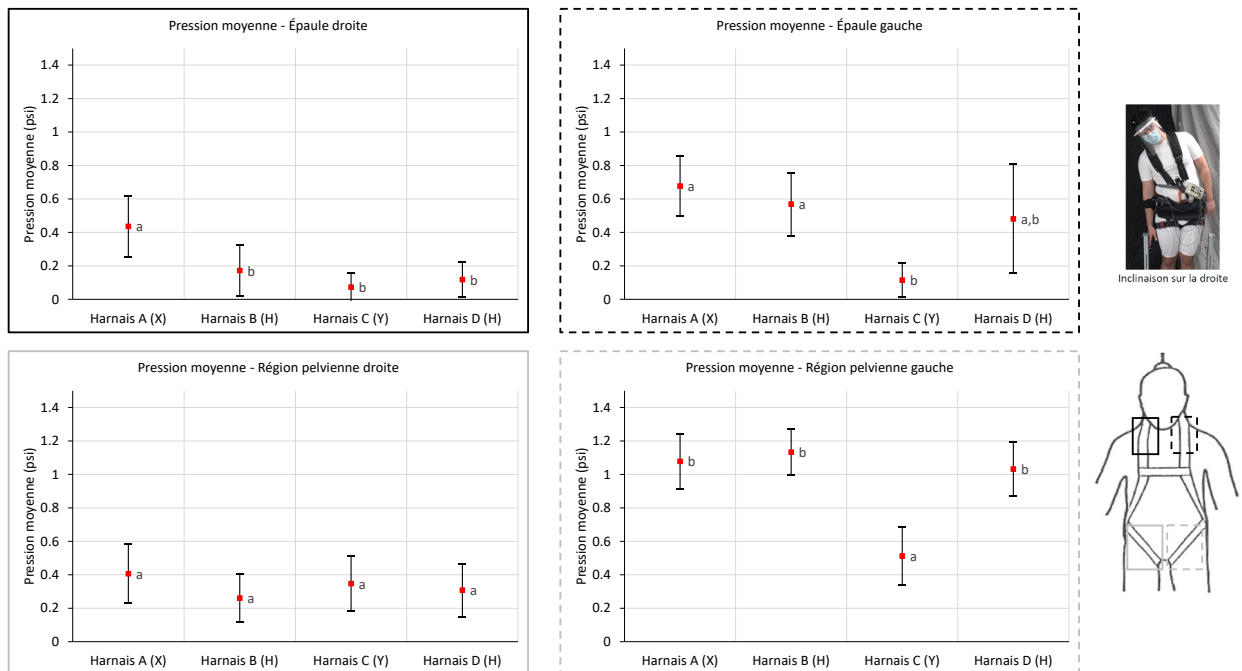
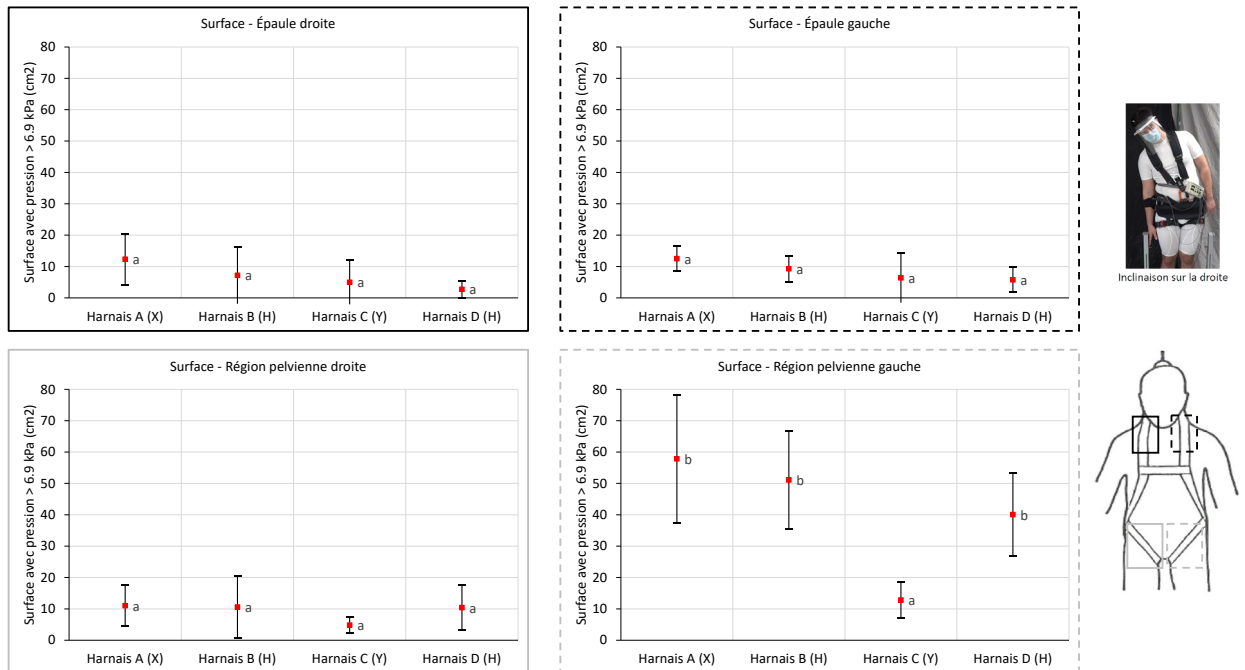


Figure 42. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite.



L'analyse des sollicitations musculaires n'a pas donné de résultats significatifs pour ce mouvement.

Les tendances pour le mouvement inclinaison sur la gauche devraient être les mêmes que celles observées pour le mouvement inclinaison sur la droite. Effectivement, le harnais en Y (harnais C) est là encore celui qui semble le moins contraignant à l'épaule et la cuisse, du côté opposé à celui vers lequel les participants s'inclinent, tant pour l'appréciation psychophysique (Figure 43) que les pressions maximales (Figure 44) et moyennes (Figure 45). Les deux modèles en H (harnais B et D) sont ceux donnant les pressions maximales et moyennes les plus élevées à l'épaule, du côté droit. Finalement, pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 46), le harnais C se démarque avec des surfaces significativement plus faibles, pour la zone de la cuisse droite en particulier, et dans une moindre mesure pour la zone de l'épaule droite. Pour les sollicitations musculaires (Figure 47), l'absence de harnais est statistiquement différente du port des harnais pour les obliques, mais on note que l'oblique droit fournit un effort sensiblement supérieur pour les harnais A et C (modèles en X et en Y).

Figure 43. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la gauche.

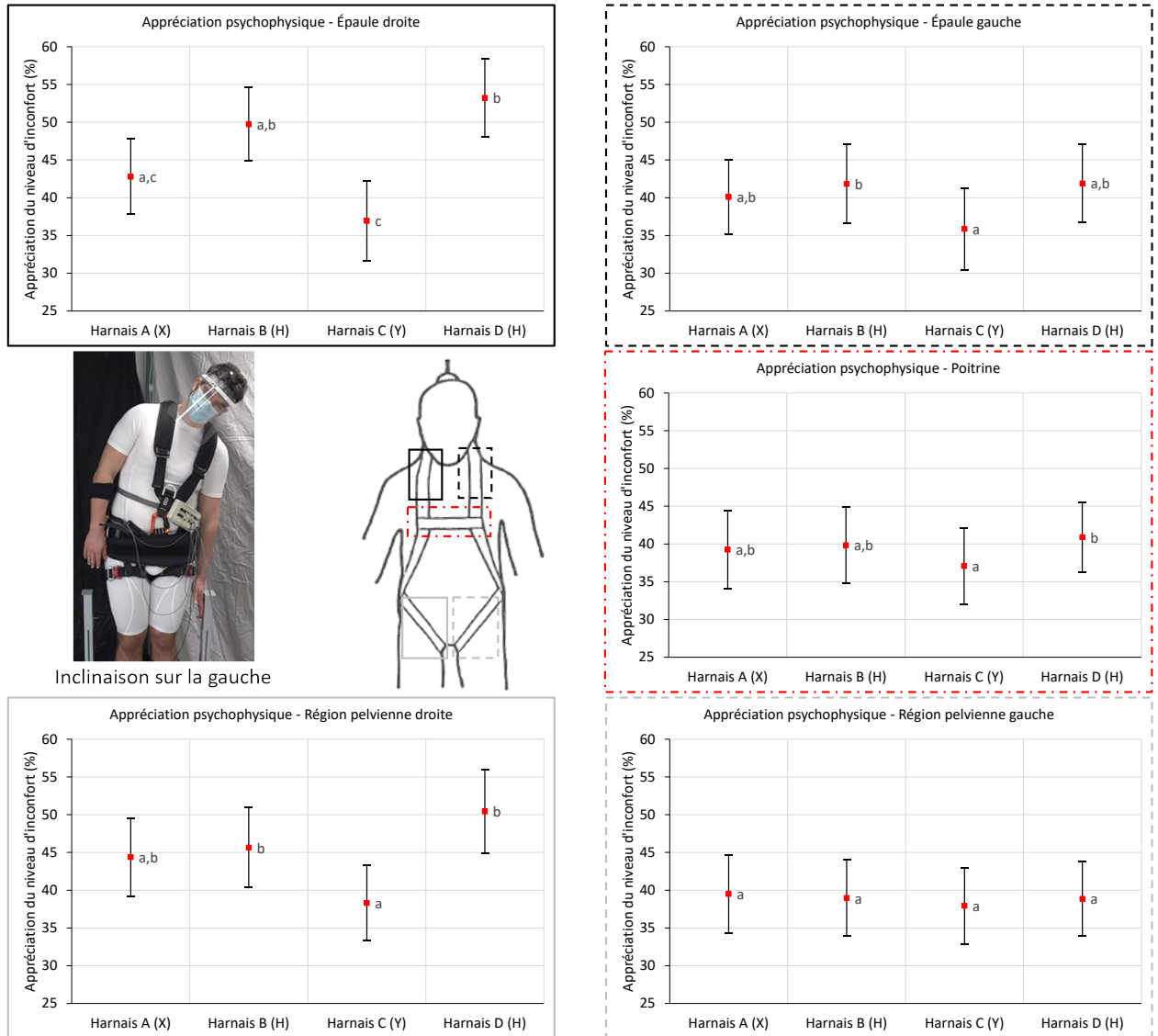


Figure 44. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche.

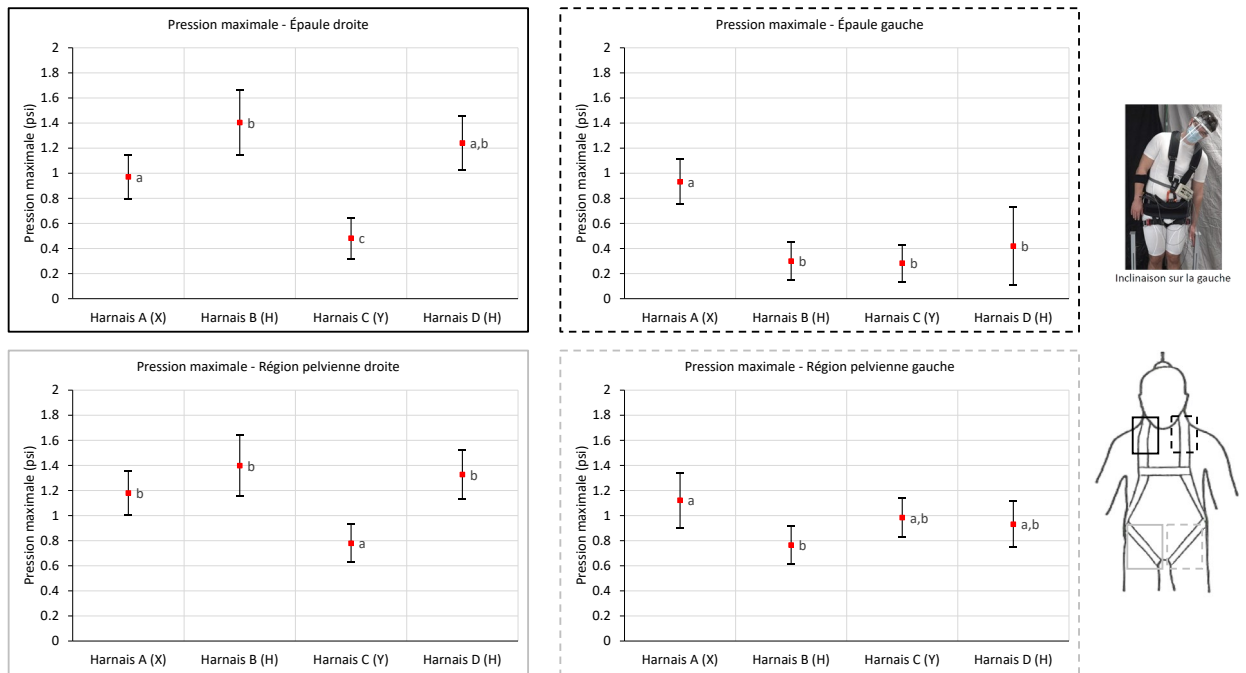


Figure 45. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche.

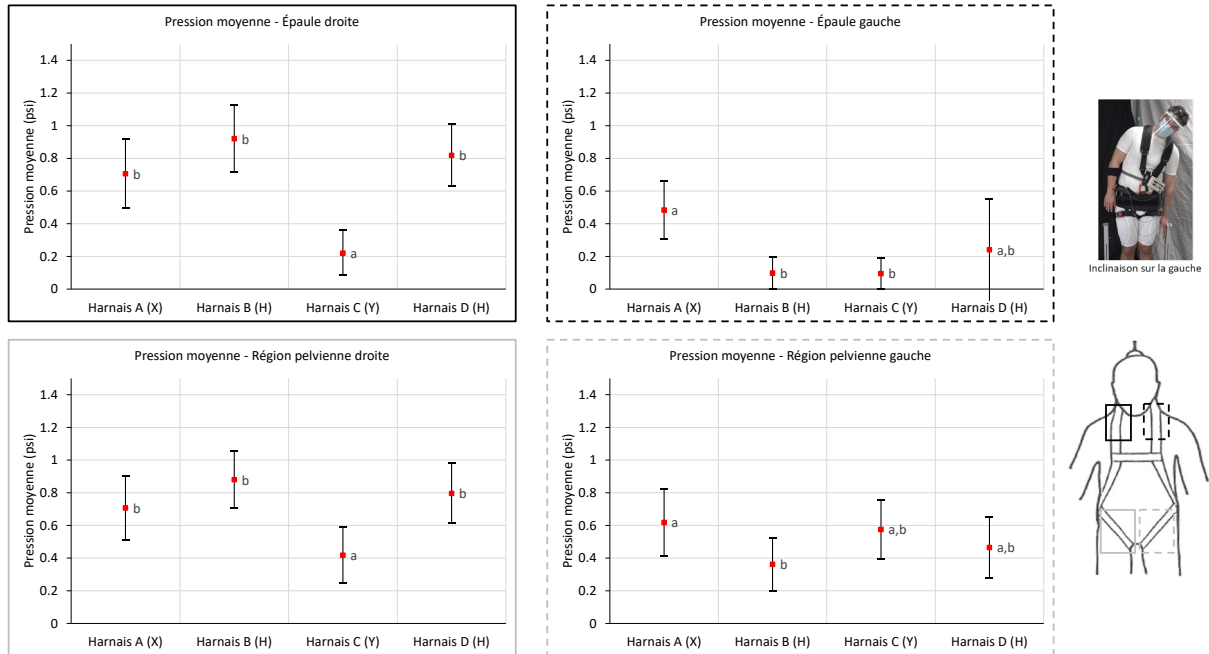


Figure 46. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche.

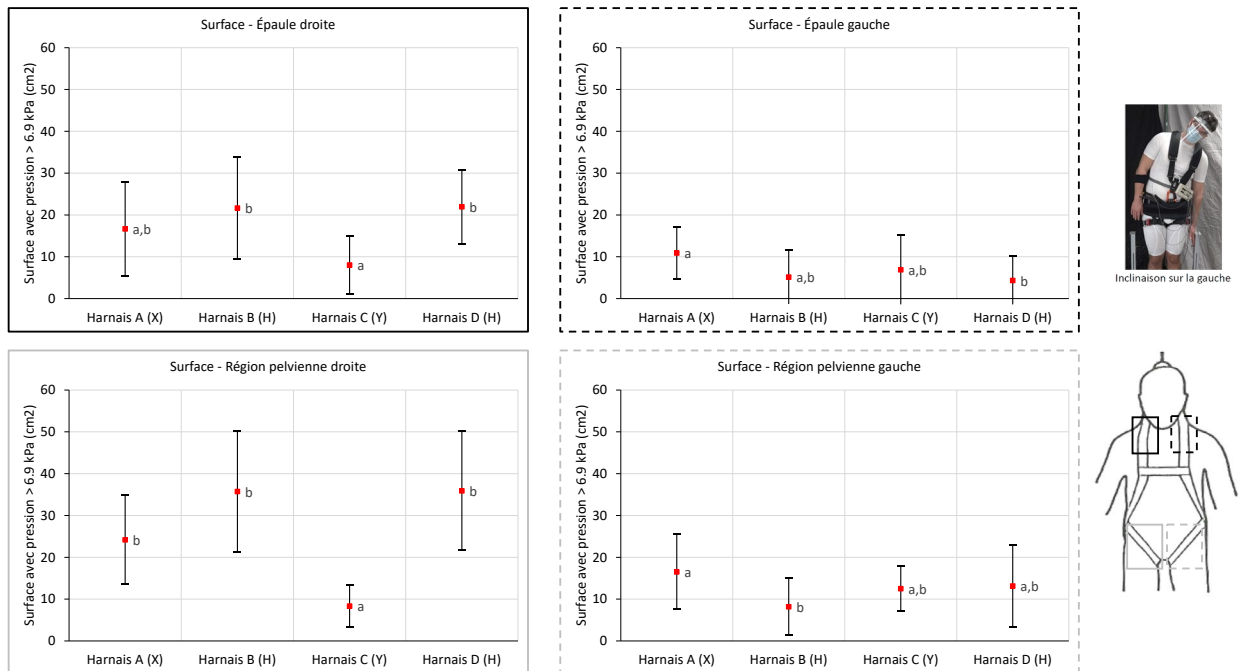
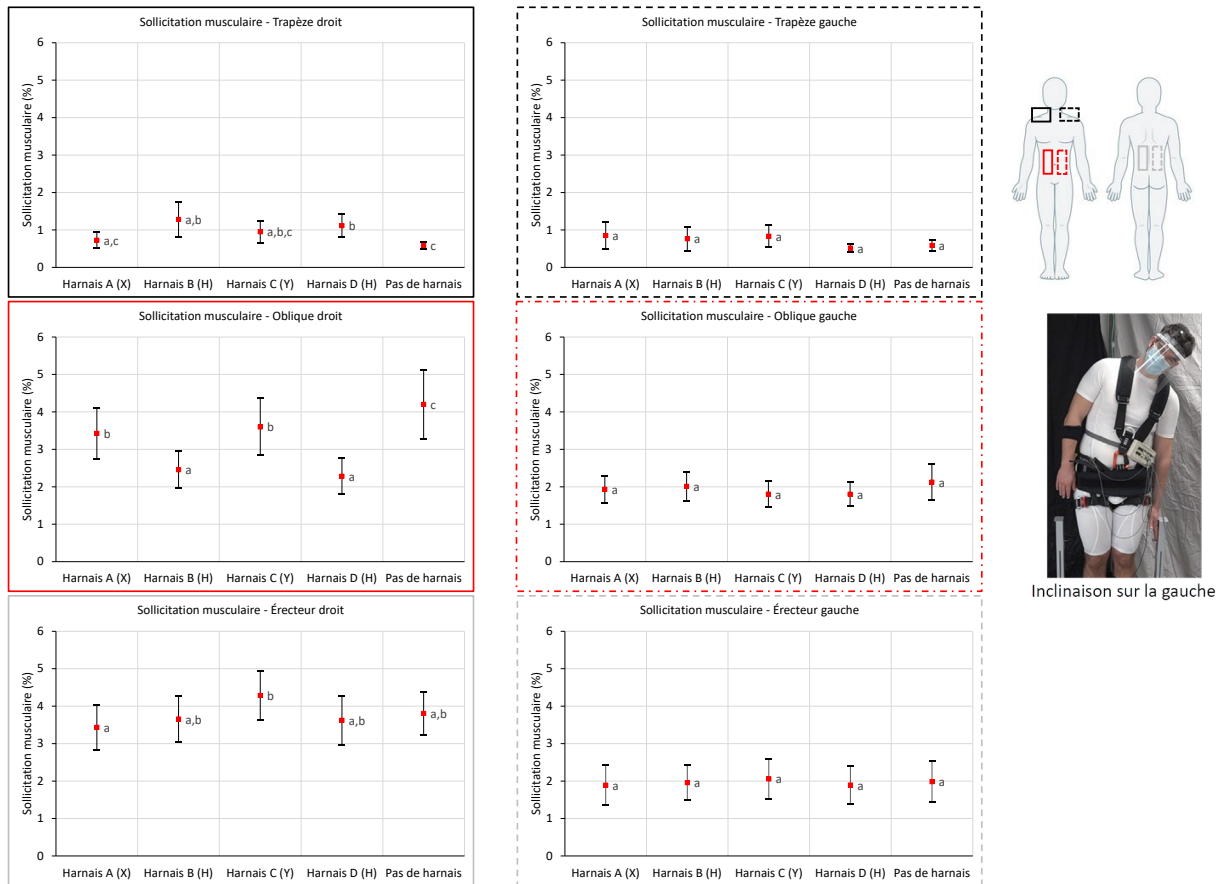


Figure 47. Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement d'inclinaison sur la gauche.



A.II.IV Rotation à droite et à gauche

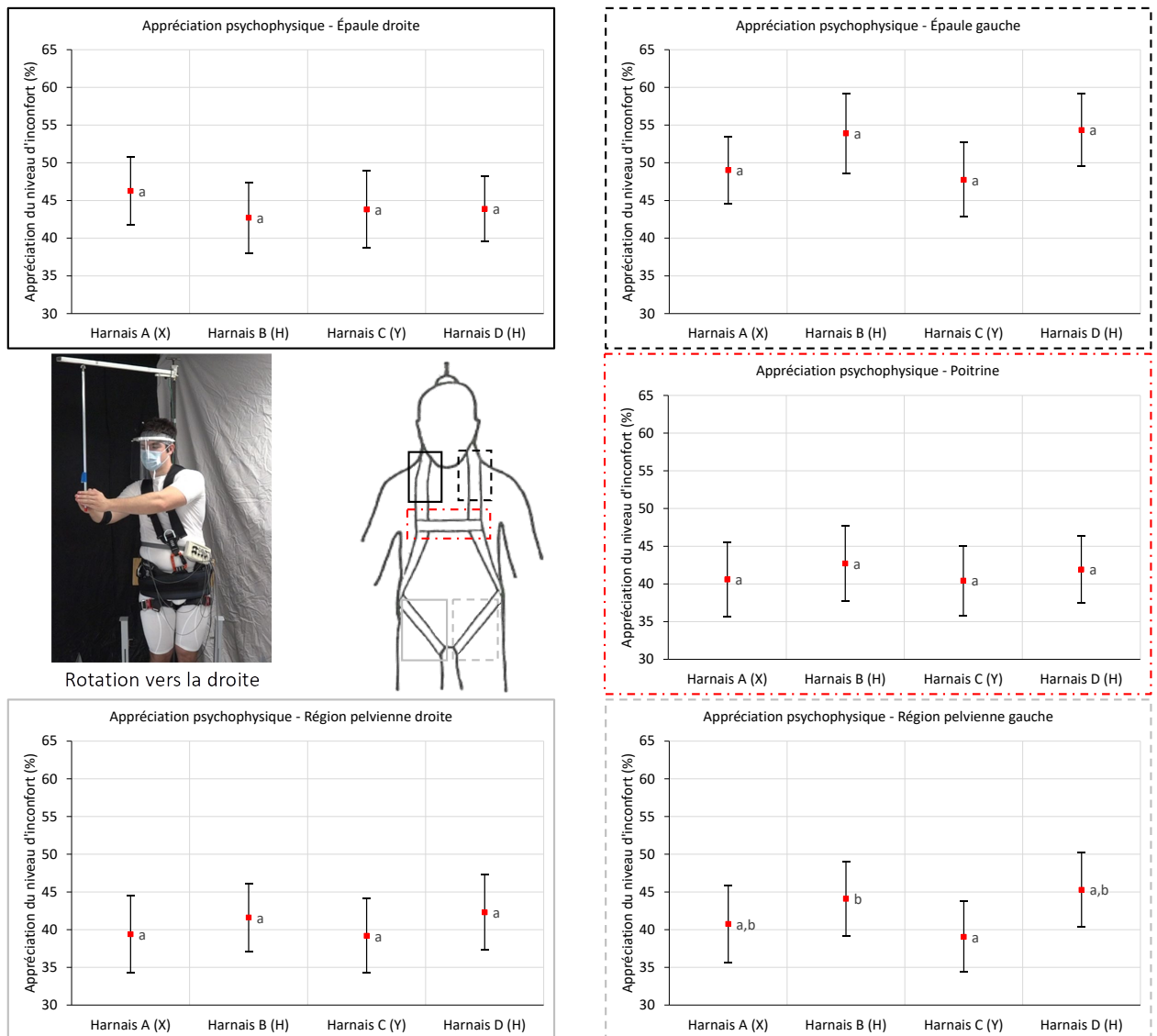
Comme pour l'inclinaison, dans le cas de la rotation, les différences attendues entre les harnais devraient se situer du côté opposé à la rotation. En effet, comme on peut le voir pour l'appréciation psychophysique indiquée par les participants pour la rotation vers la droite, les différences notables se situent uniquement à l'épaule et à la région pelvienne gauche (Figure 48), tandis que les différences significatives sont à l'épaule et à la région pelvienne droite dans le cas de la rotation à gauche (Figure 52). Les harnais A et C (modèles en X et en Y respectivement) offrent un meilleur confort en rotation que les deux modèles en H (harnais B et D).

Les données des tapis de pression (Figure 49 à Figure 51 pour la rotation vers la droite, et Figure 53 à Figure 55 pour la rotation vers la gauche) montrent également que les deux modèles en H (harnais B et D) sont ceux qui restreignent le plus le mouvement, montré par leurs valeurs de pression maximale et moyenne plus élevées, en particulier du côté opposé au mouvement (c.-à-d. à gauche pour la rotation vers la droite, et à droite pour la

rotation vers la gauche). Le modèle B donne des valeurs de pression maximale légèrement supérieures à celles mesurées pour le modèle D. Le modèle en Y (harnais C) présente un avantage significatif par rapport aux autres modèles en termes de liberté de mouvement pour la rotation du tronc, avec ses valeurs de pression significativement plus basses.

Les sollicitations musculaires ne présentent pas de différences statistiquement significatives qui permettent de clairement départager les modèles de harnais les uns des autres, ni de les différencier à la condition sans harnais.

Figure 48. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la droite.



Bien que les participants ne semblent pas percevoir de différence entre les harnais pour ce mouvement, la figure 49 montre que le harnais C a permis d'obtenir des baisses de pression significatives pour les régions des épaules et pelviennes.

Figure 49. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite.

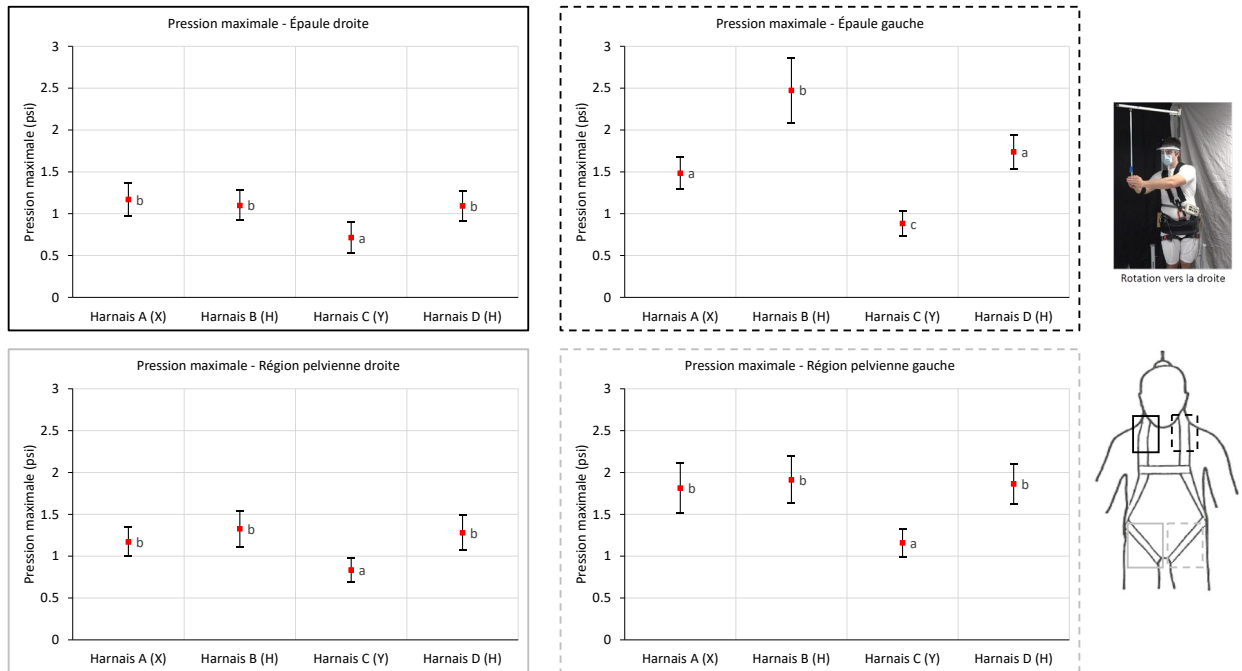


Figure 50. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite.

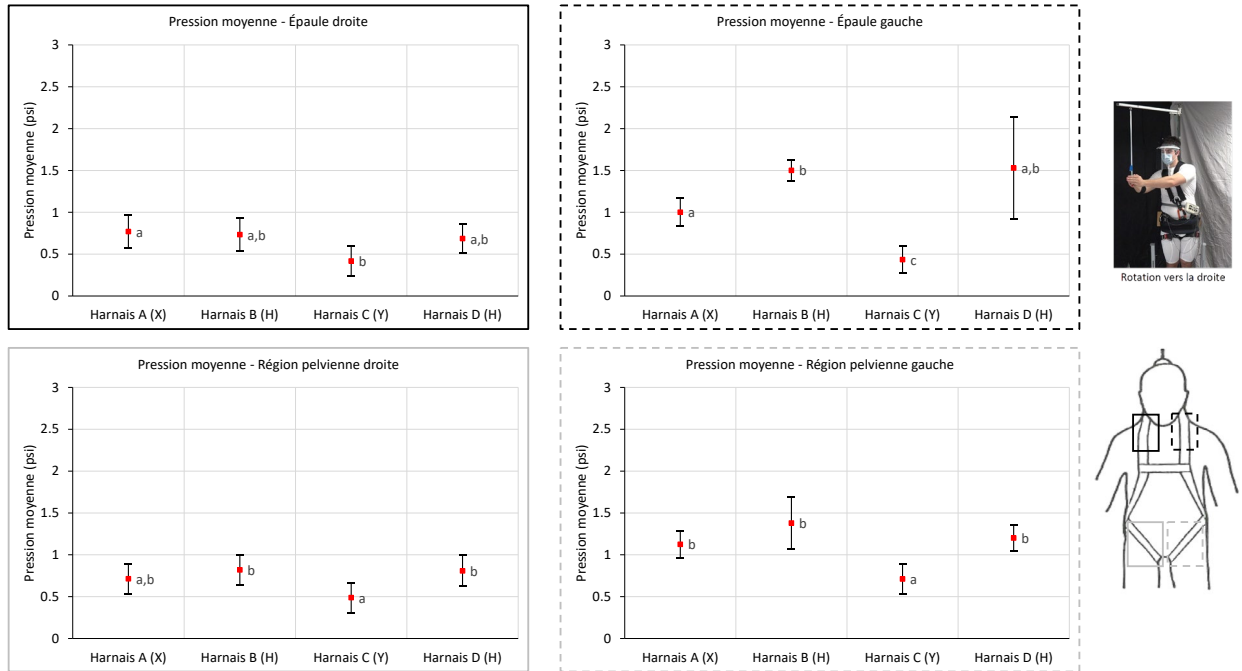


Figure 51. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la droite.

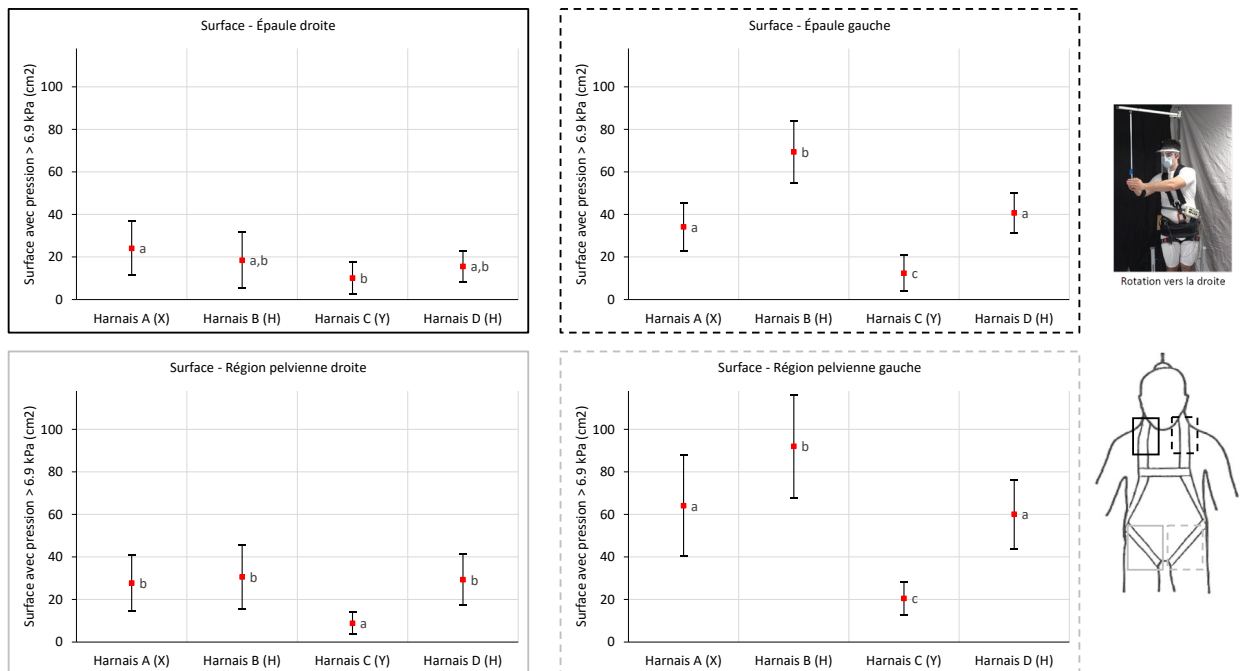


Figure 52. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la gauche.

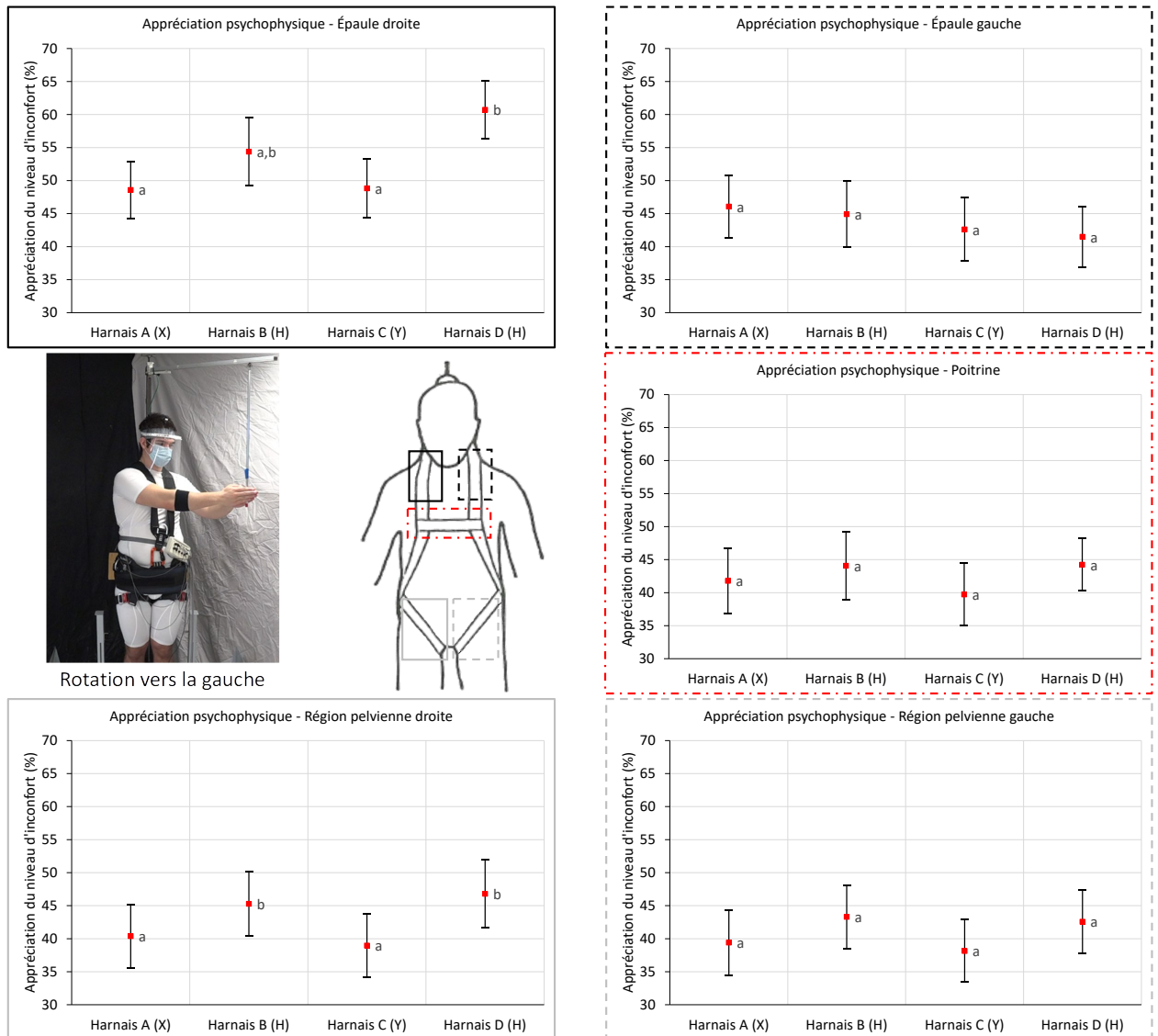


Figure 53. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche.

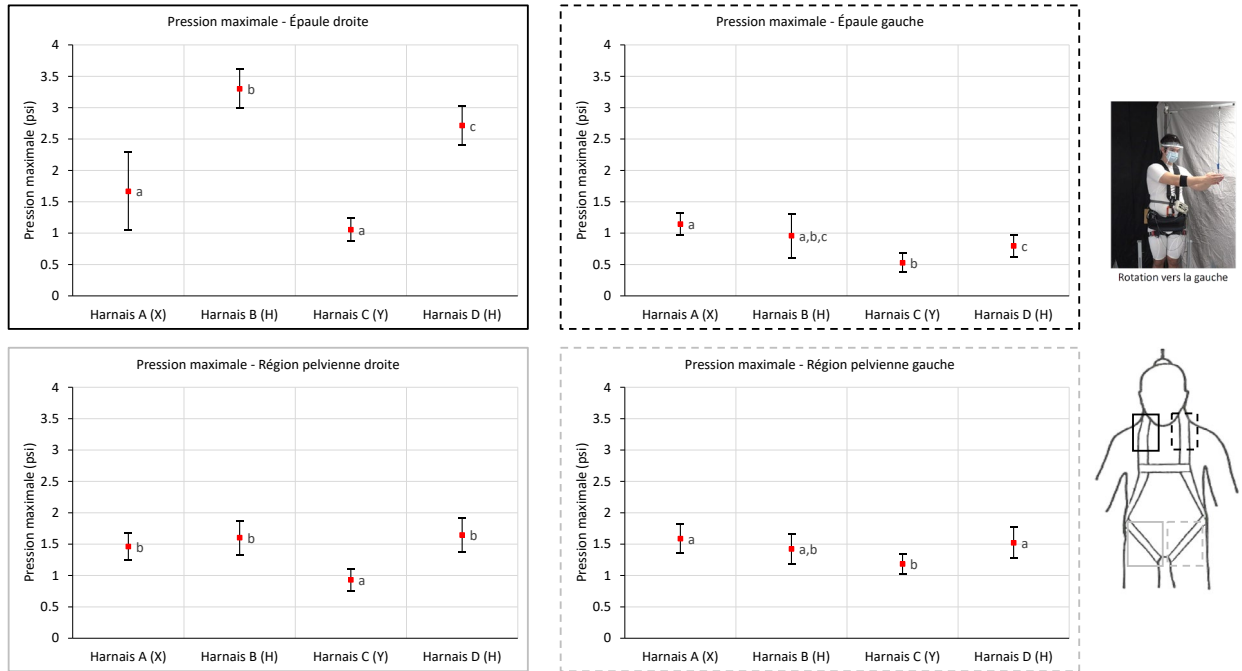


Figure 54. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche.

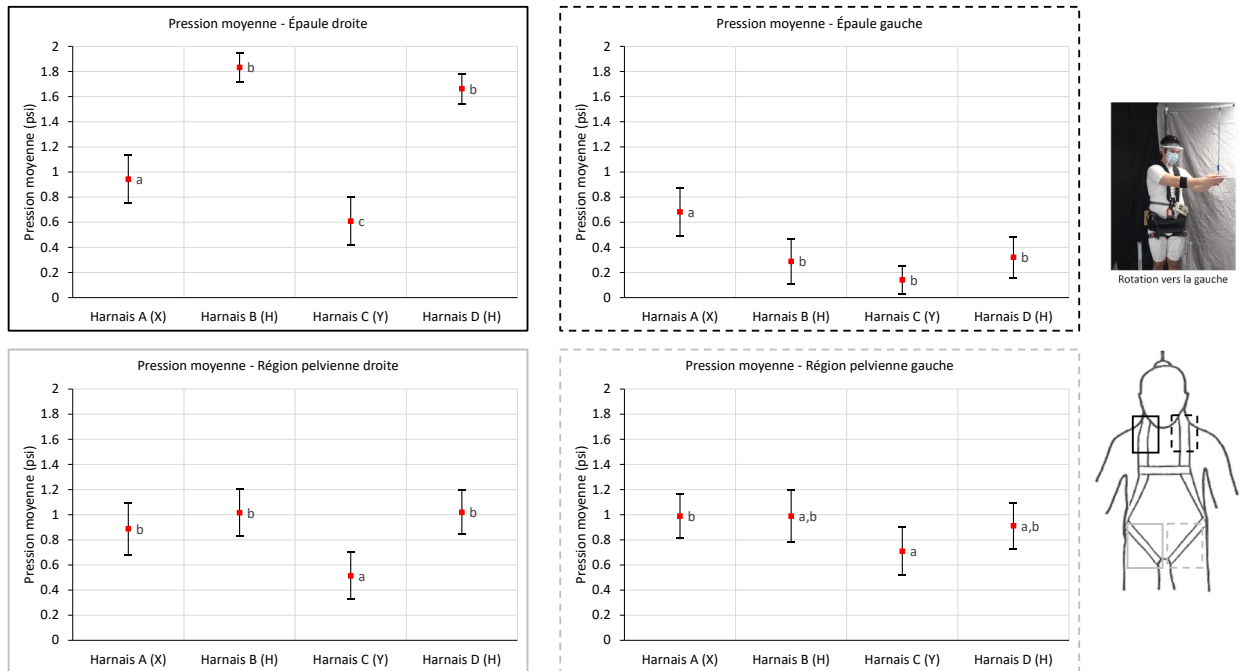
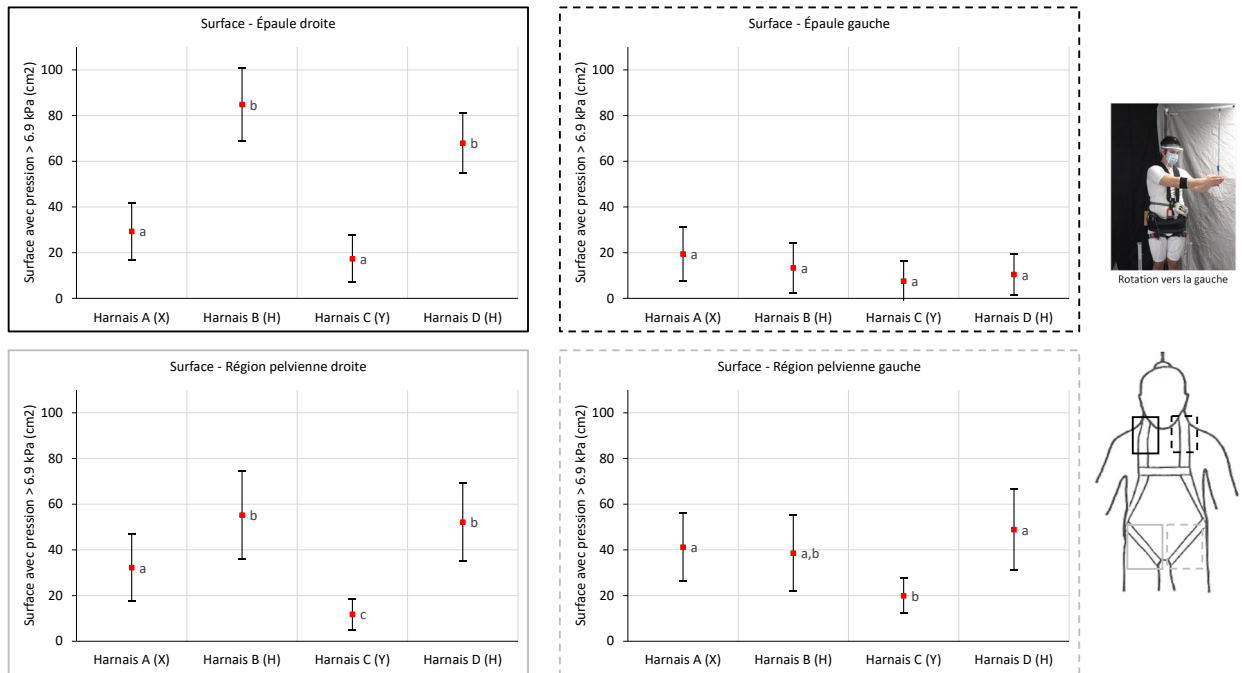


Figure 55. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la gauche.



A.II.V Chevalier avec rotation du buste du même côté que la jambe

Rotation droite – Chevalier jambe droite

Pour la rotation sur la droite, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe droite fléchie à 90°, tant pour l'appréciation psychophysique (Figure 56) que pour les valeurs données par les tapis de pression (Figure 57 à Figure 59), le harnais C (modèle en Y) offre la meilleure liberté de mouvement, pour l'épaule gauche, et pour la région pelvienne gauche. Les deux modèles en H (harnais B et D) donnent des pressions maximales et moyennes significativement supérieures aux deux autres harnais pour la région de l'épaule.

Les mesures électromyographiques (Figure 60) ne permettent pas de discerner très distinctement les harnais les uns des autres ou même le cas sans harnais. Une des rares exceptions est le cas de l'érecteur droit, où l'absence de harnais est significativement moins exigeante pour ce groupe musculaire, suivie du harnais C (modèle en Y) et du harnais D (modèle en H).

Figure 56. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.

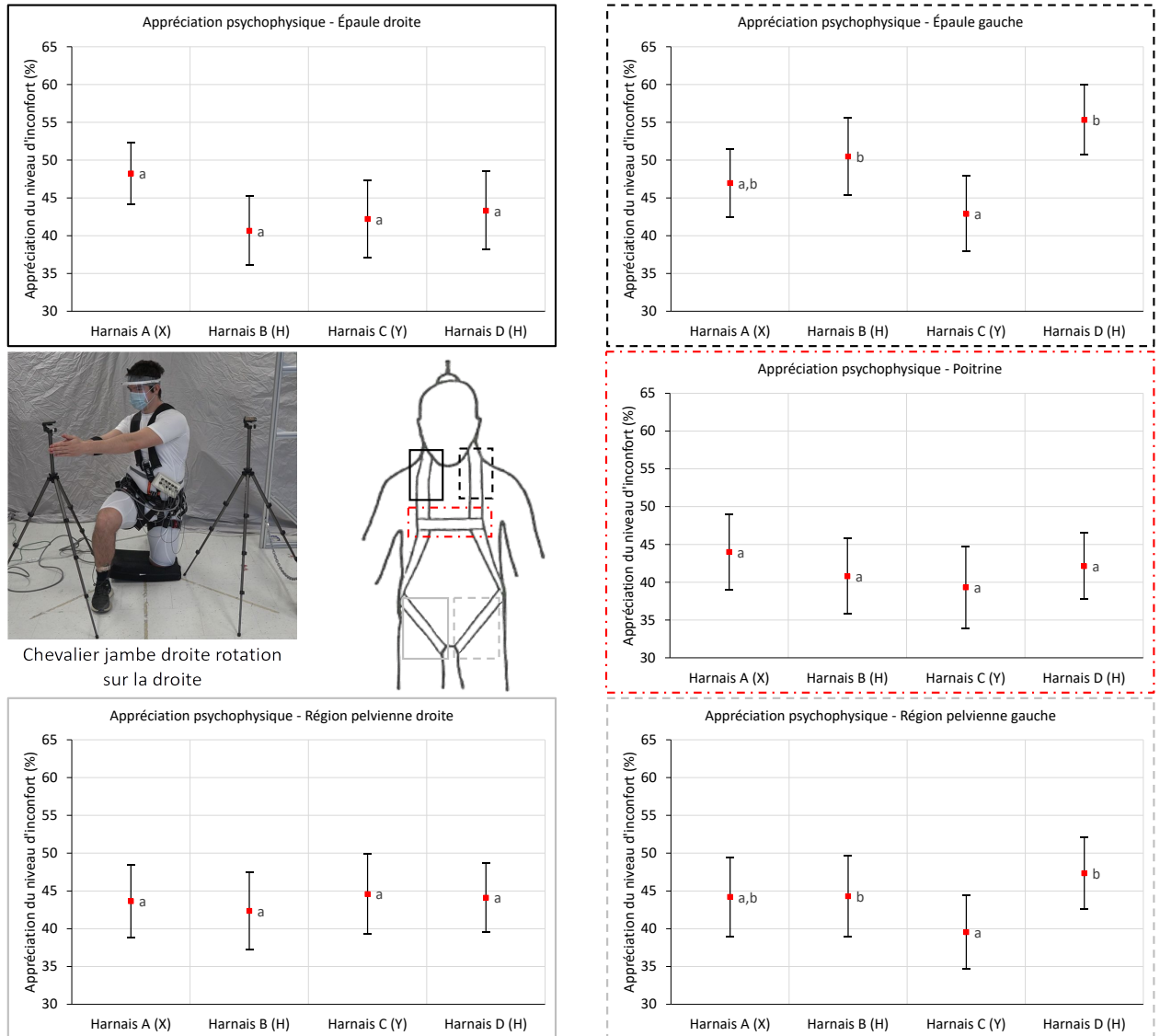


Figure 57. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.

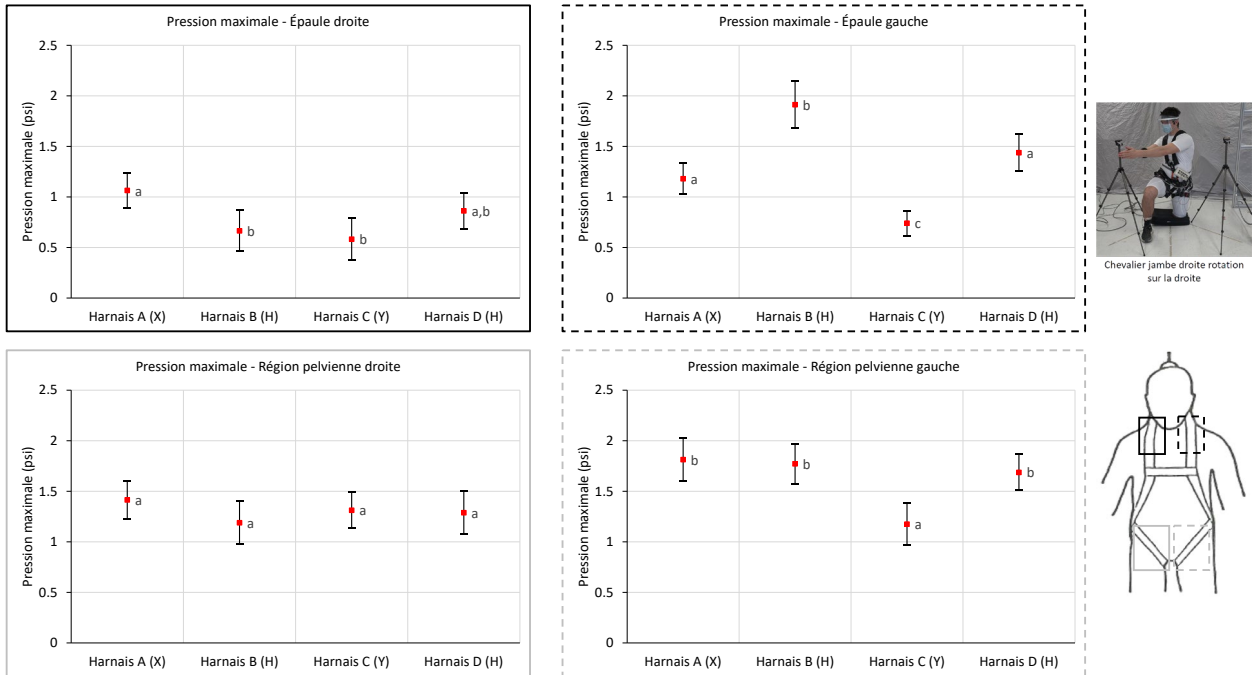


Figure 58. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.

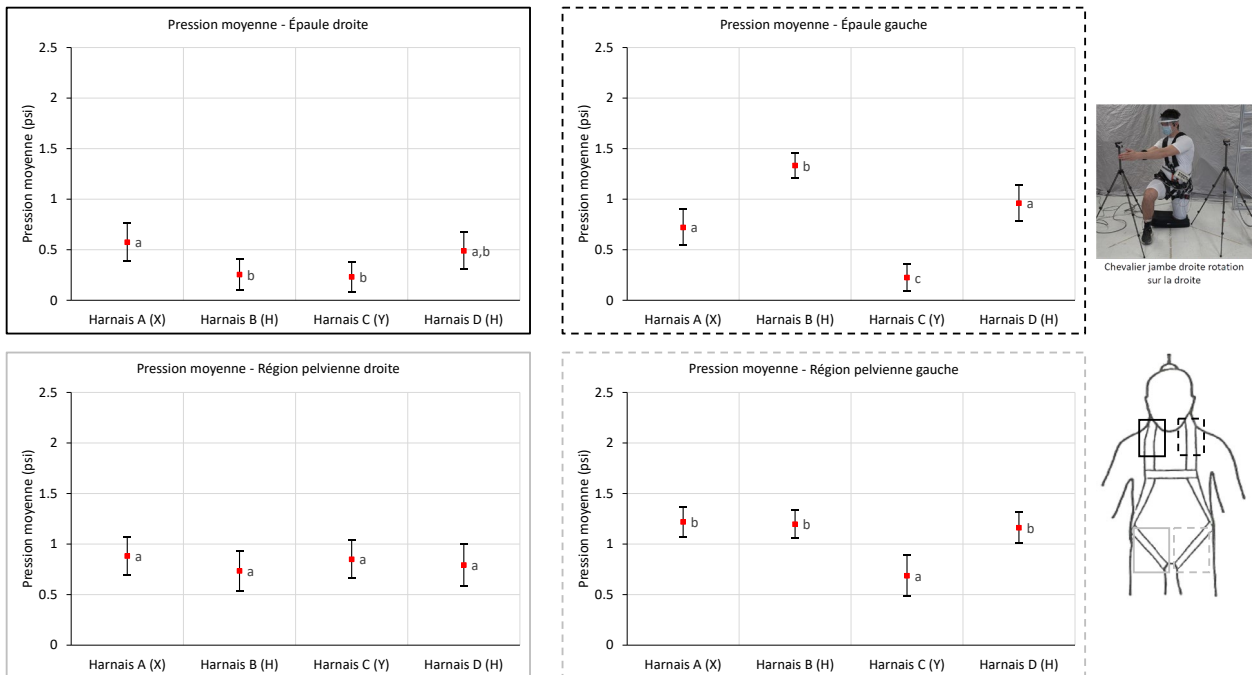


Figure 59. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.

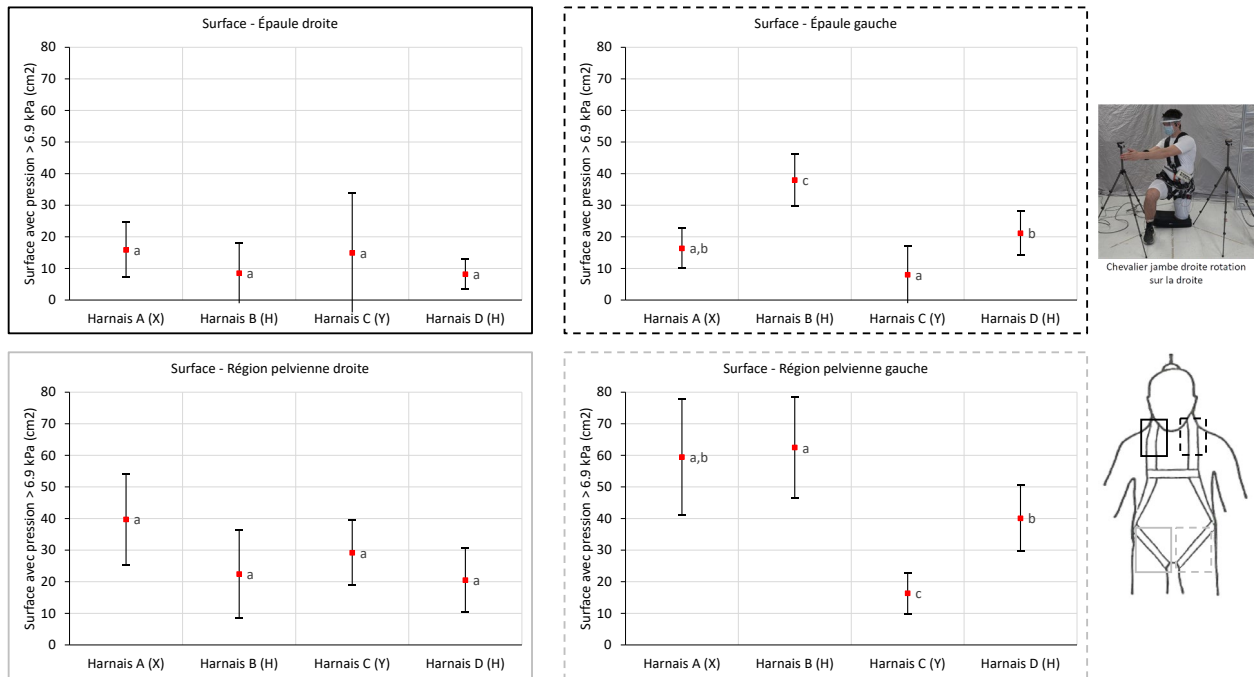
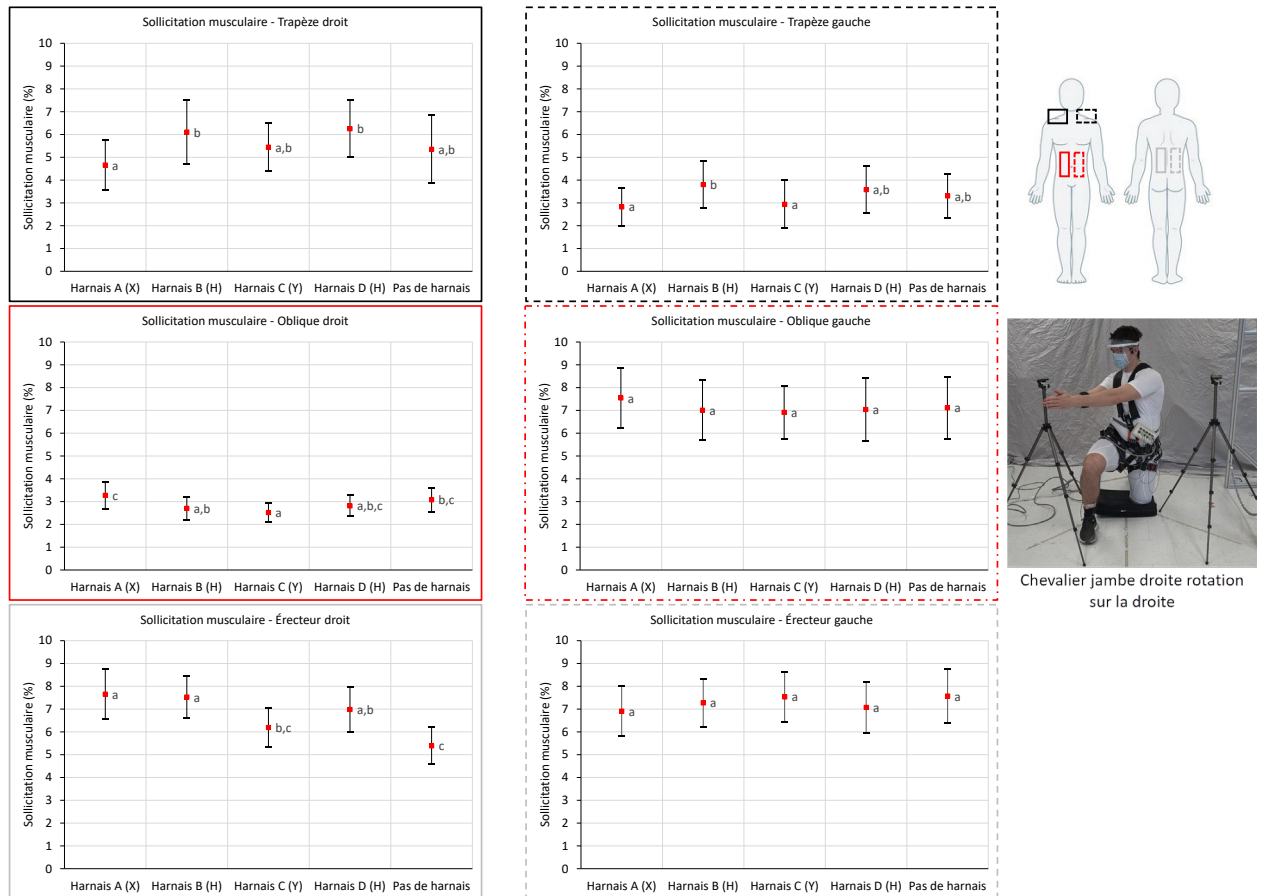


Figure 60. Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite.



Rotation gauche – Chevalier jambe gauche

Pour la rotation sur la gauche, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe gauche fléchie à 90°, tant pour l’appréciation psychophysique (Figure 61) que pour les valeurs données par les tapis de pression (Figure 62 à Figure 64), le harnais C (modèle en Y) offre la meilleure liberté de mouvement, pour l’épaule droite, et pour la région pelvienne droite. Les deux modèles en H (harnais B et D) donnent des pressions maximales et moyennes significativement supérieures aux deux autres harnais pour la région de l’épaule.

Les mesures électromyographiques (Figure 65) ne permettent pas de discerner très distinctement les harnais les uns des autres ou même le cas sans harnais. Une des rares exceptions est le cas de l’érecteur droit, où l’absence de harnais est significativement moins demandante pour ce groupe musculaire, suivie du harnais C (modèle en Y) et du harnais D (modèle en H).

Ces résultats sont les exacts symétriques de ceux obtenus pour le mouvement rotation sur la droite, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe droite fléchie à 90°.

Figure 61. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.

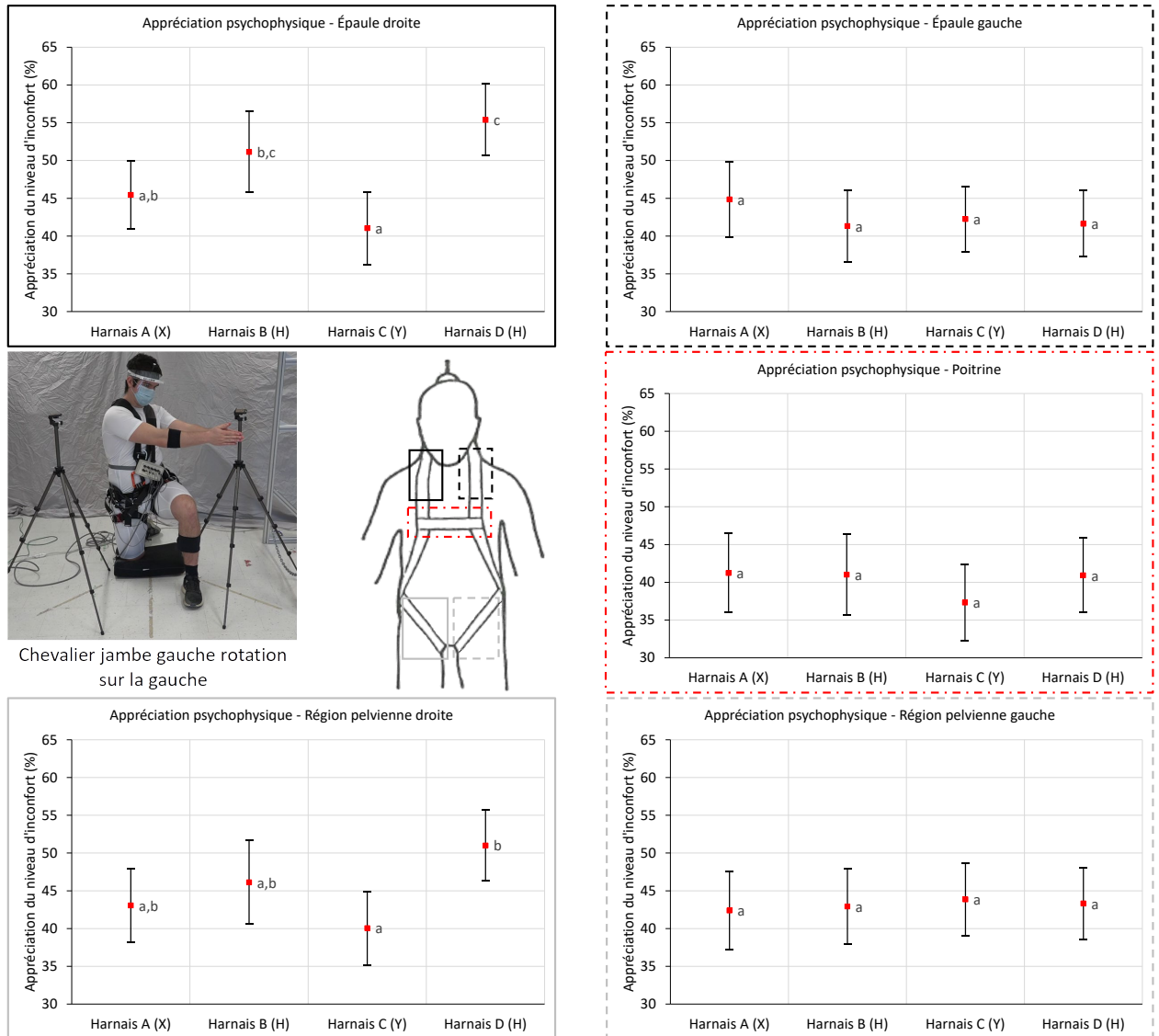


Figure 62. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.

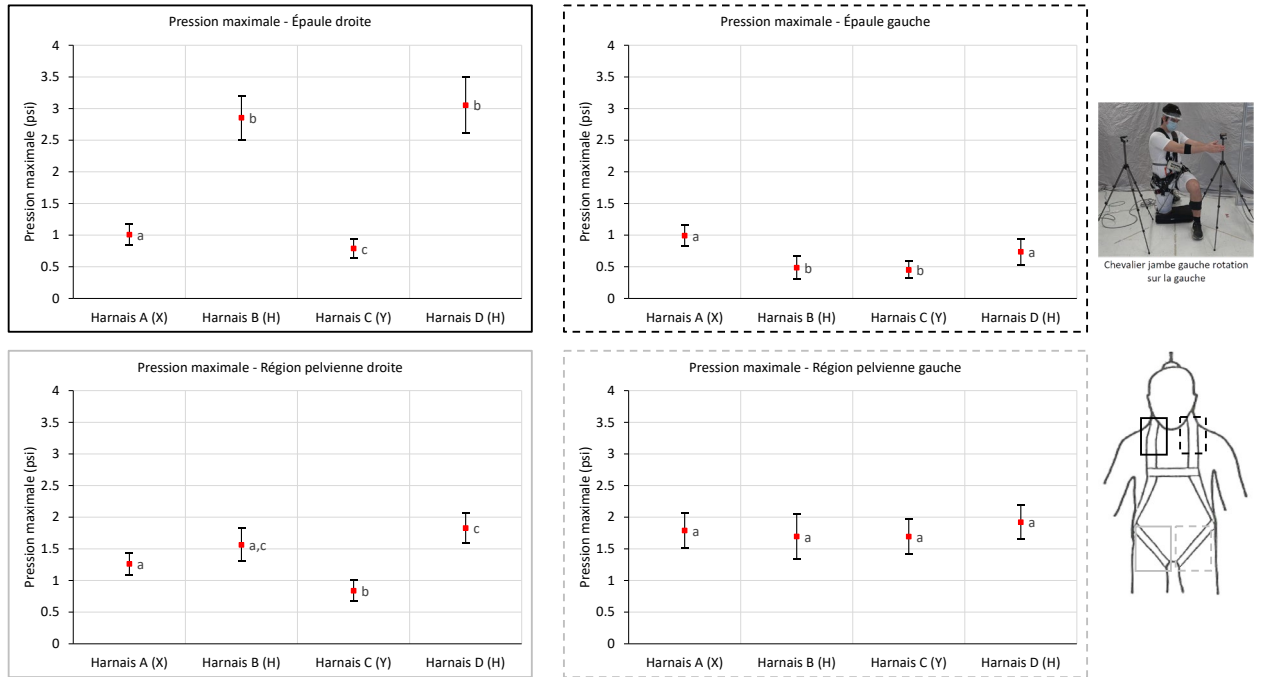


Figure 63. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.

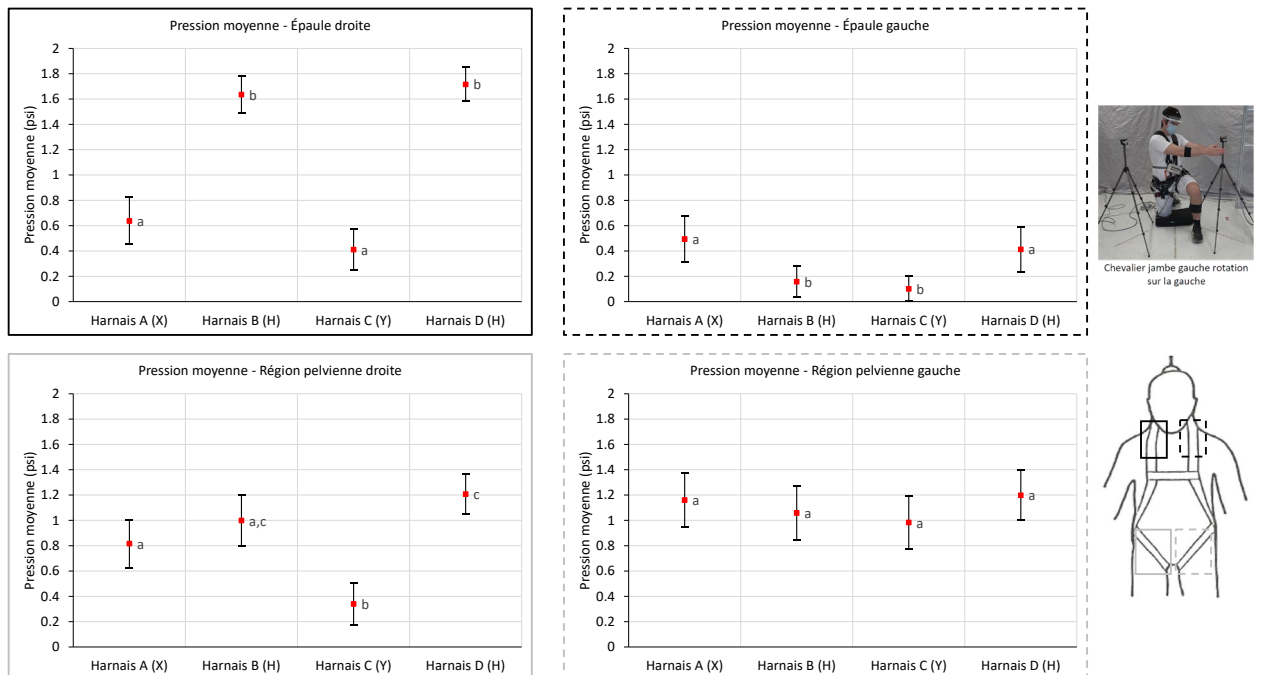


Figure 64. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.

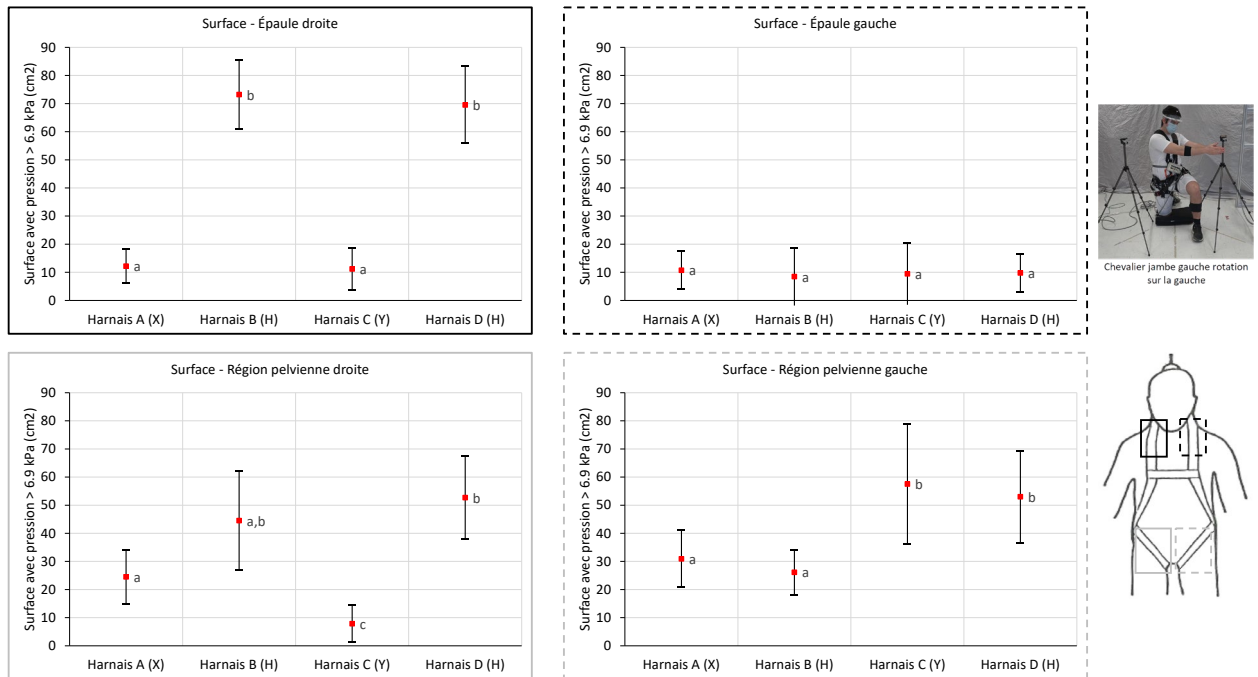
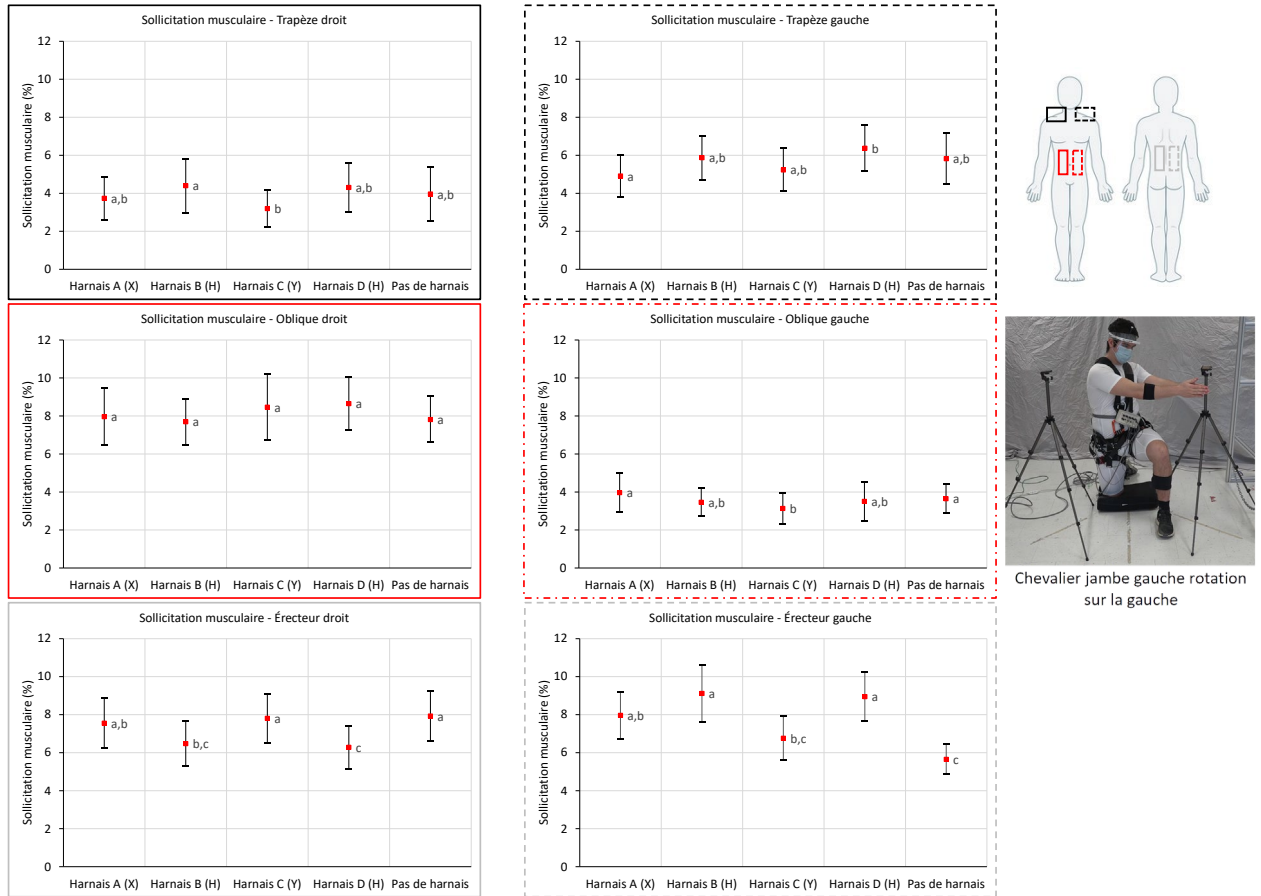


Figure 65. Sollicitation musculaire (% CVM) lors du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche.



A.II.VI Chevalier avec rotation du buste du côté opposé à la jambe

Rotation droite – Chevalier jambe gauche

Pour la rotation sur la droite, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe gauche fléchie à 90°, l'appréciation psychophysique indiquée par les participants ne discrimine pas réellement de harnais comme meilleur que les autres, ni à l'épaule, ni à la région pelvienne (Figure 66). Les données des tapis de pression indiquent par contre que les deux modèles en H (harnais B et D) donne des pressions maximales, moyennes, et des surfaces avec une pression supérieure à 1 psi plus grandes à l'épaule droite que les deux autres harnais (Figure 67 à Figure 69). Le modèle en Y (harnais C), se distingue des trois autres par des pressions significativement plus faibles à l'épaule droite. Les mesures électromyographiques ne permettent pas de discerner les harnais les uns des autres ou même le cas sans harnais.

Figure 66. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.

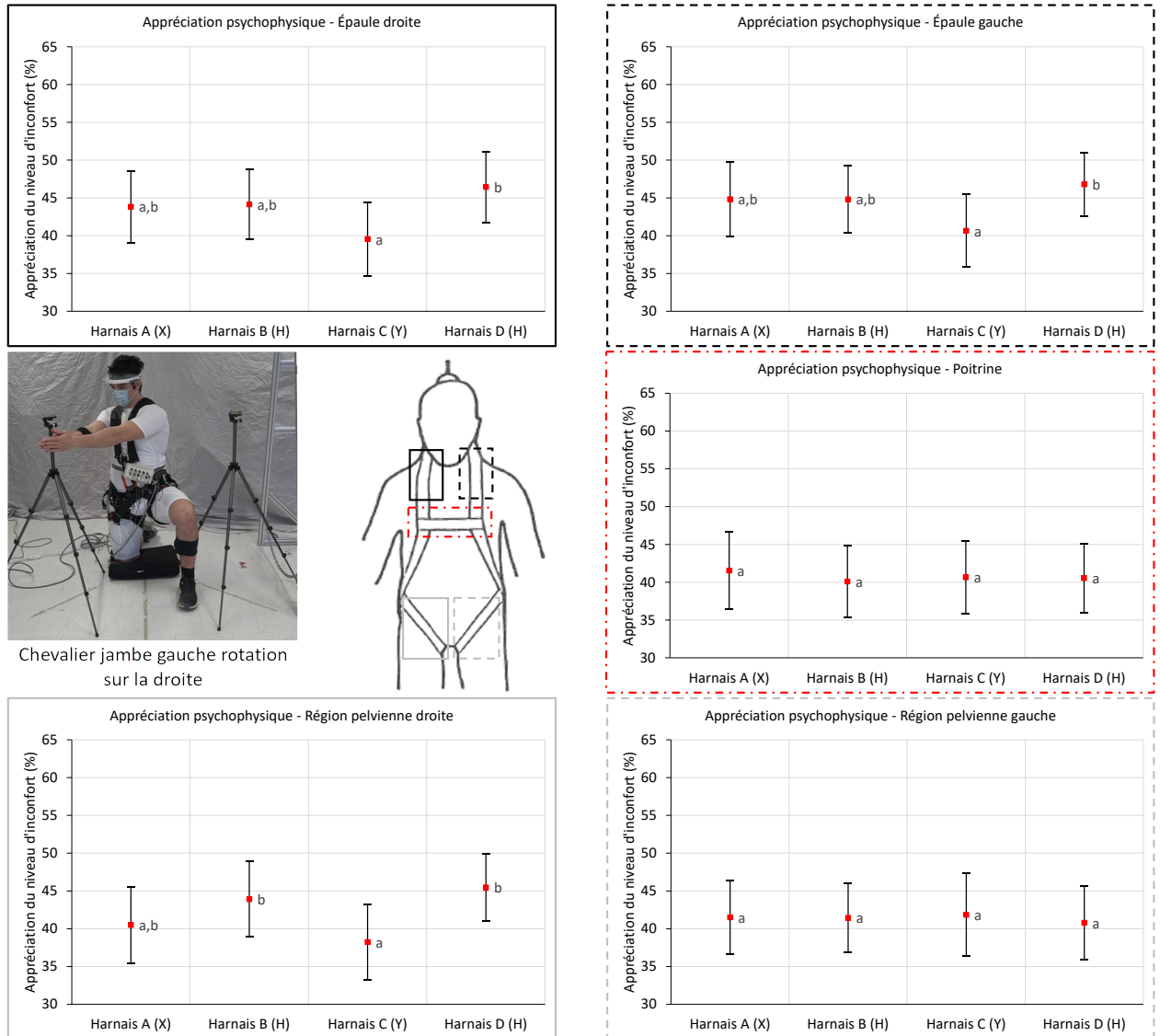


Figure 67. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.

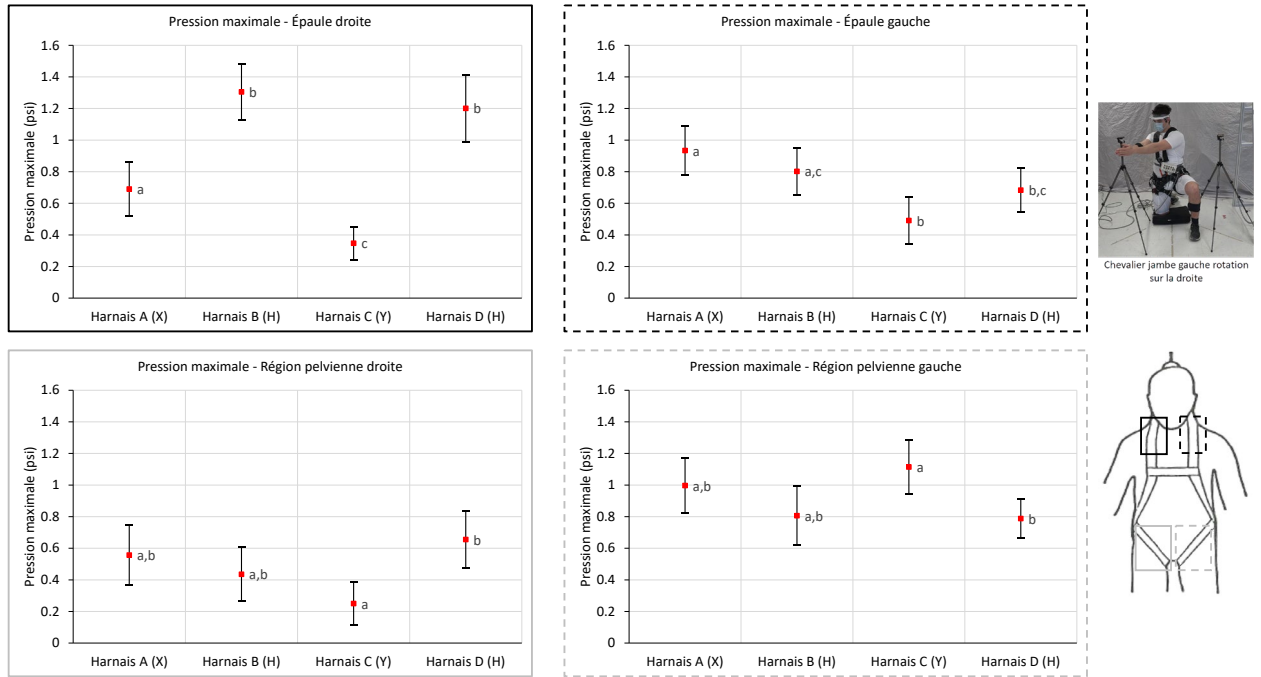


Figure 68. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.

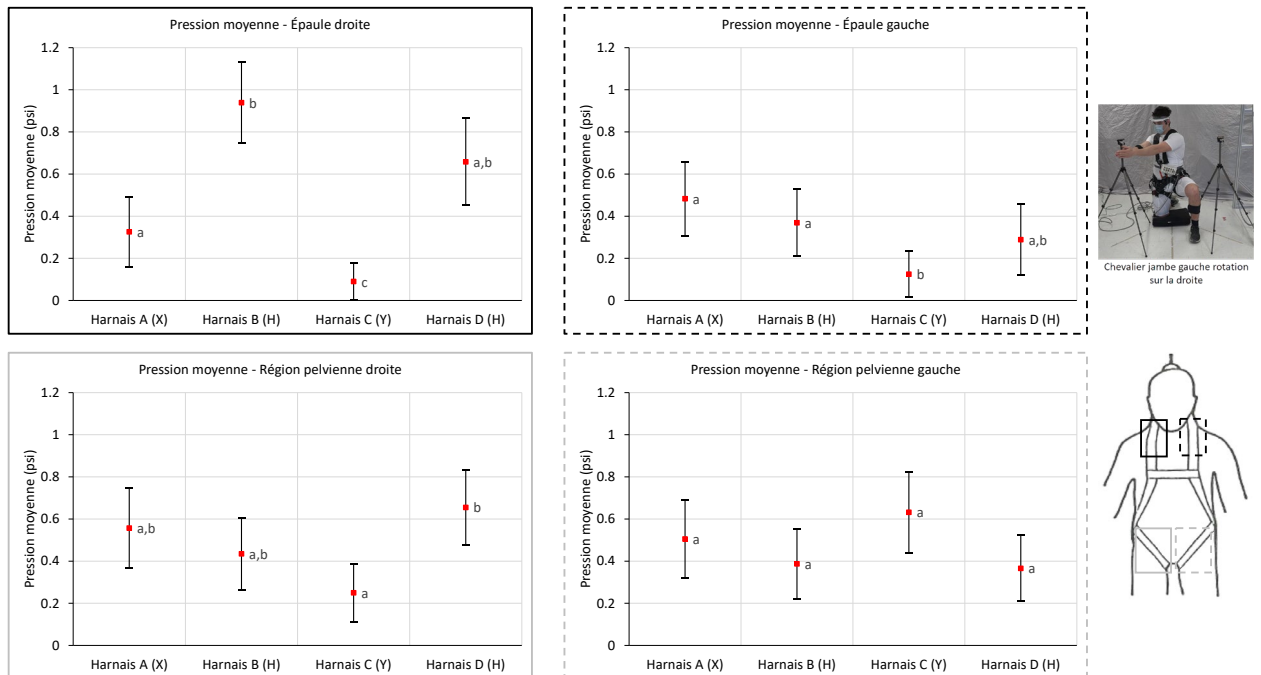
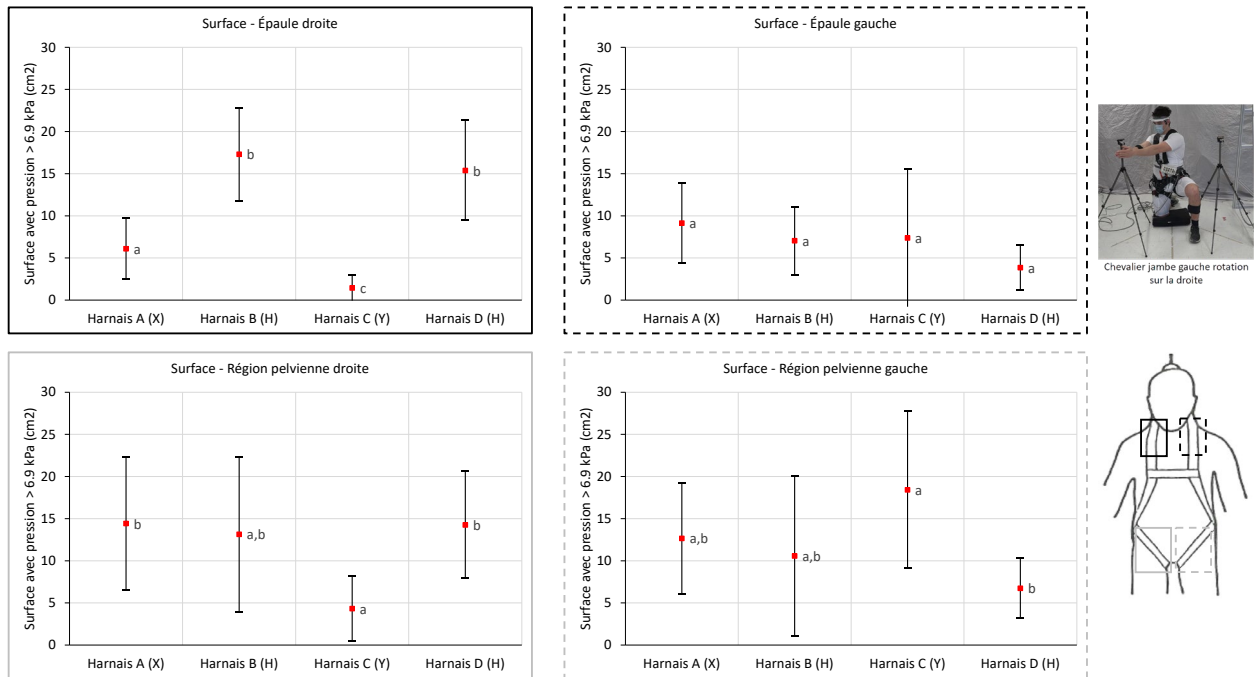


Figure 69. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite.



Rotation gauche – Chevalier jambe droite

Pour les mouvements symétriques, soit la rotation sur la gauche (Figure 70 à Figure 73 pour la position chevalier jambe droite, et Figure 61 à Figure 64 pour la position chevalier jambe gauche), les résultats sont similaires à ceux décrits pour la rotation sur la droite : le modèle en Y (harnais C) offre le plus de mobilité, et les deux modèles en H (harnais B et D) offrent le moins de mobilité. Les mesures électromyographiques ne permettent pas de discerner les harnais les uns des autres ou même le cas sans harnais.

Figure 70. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.

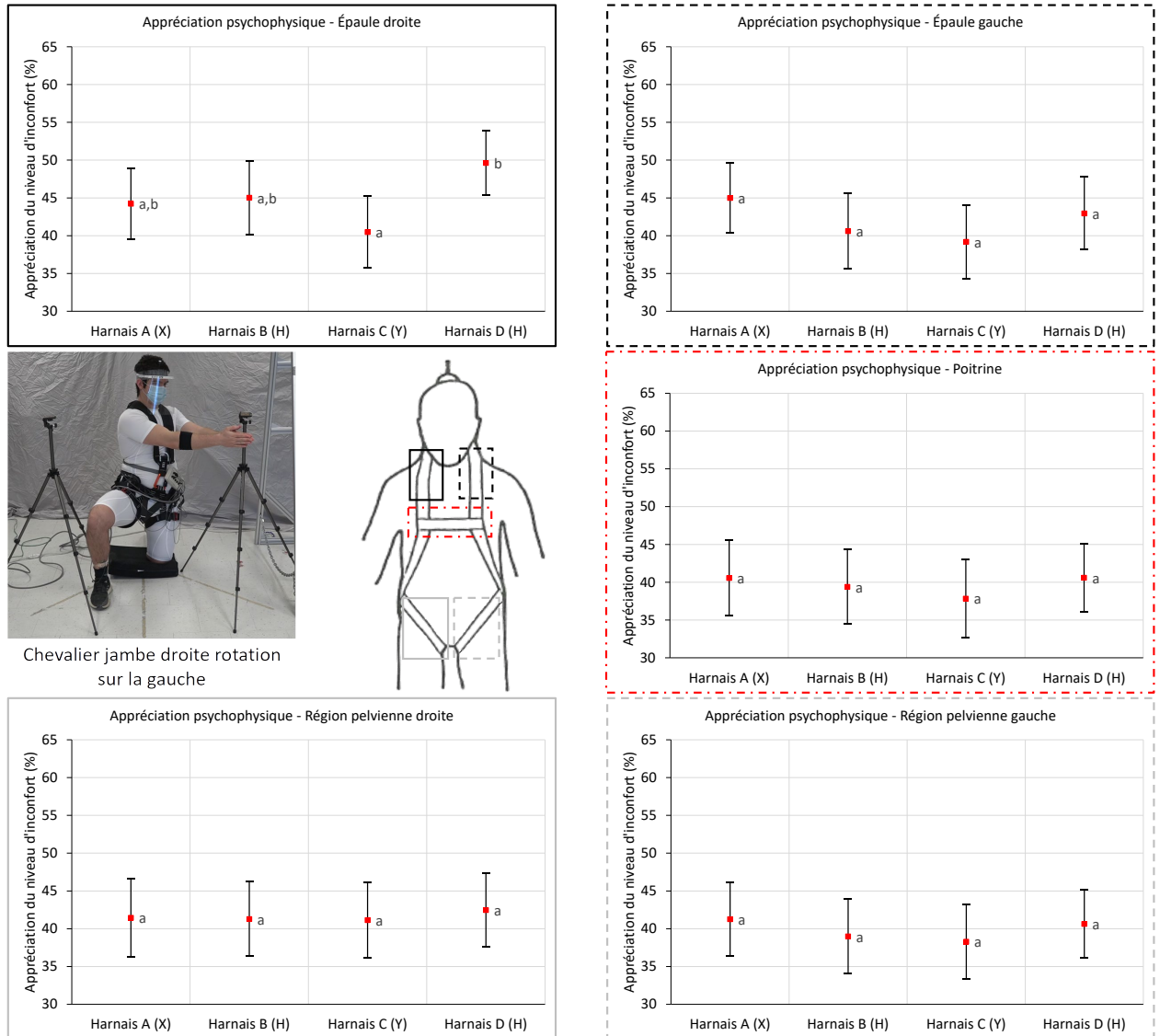


Figure 71. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.

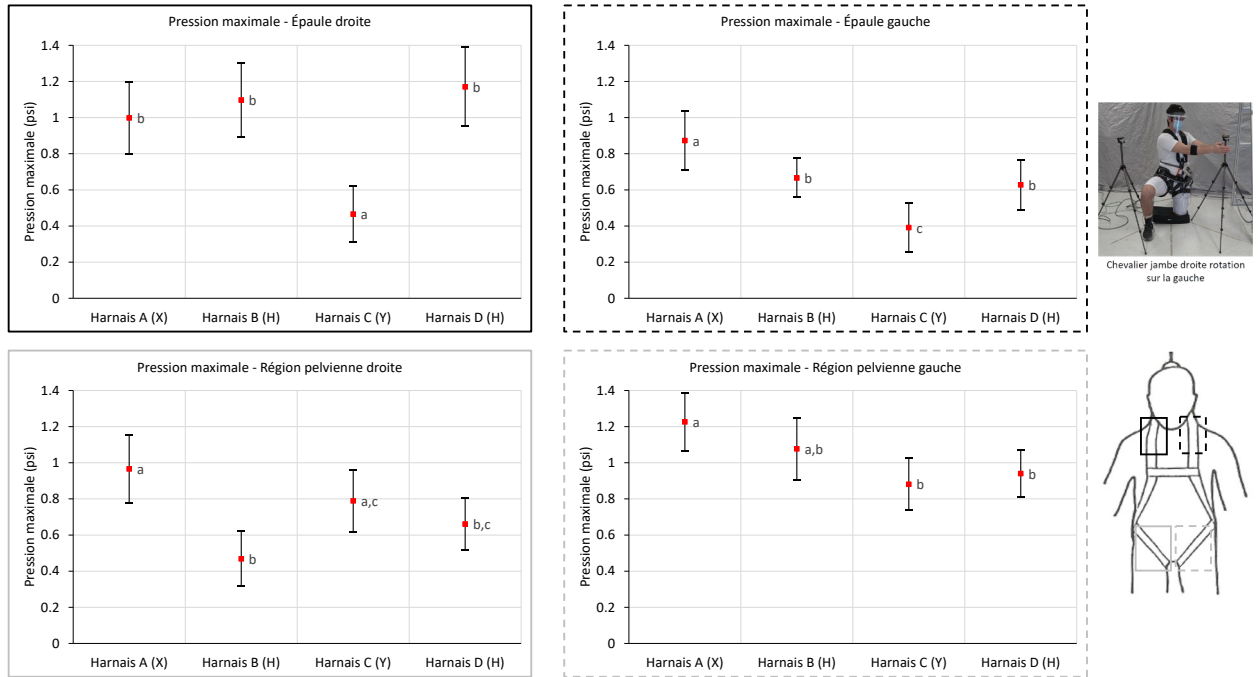


Figure 72. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.

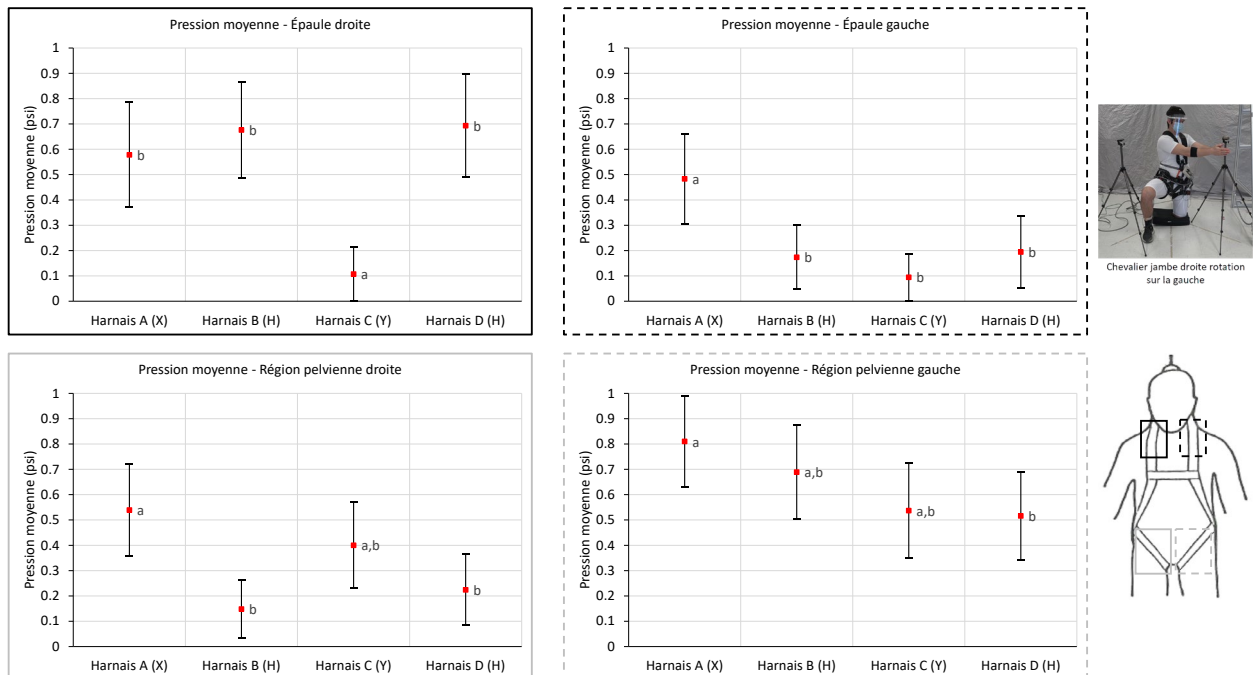
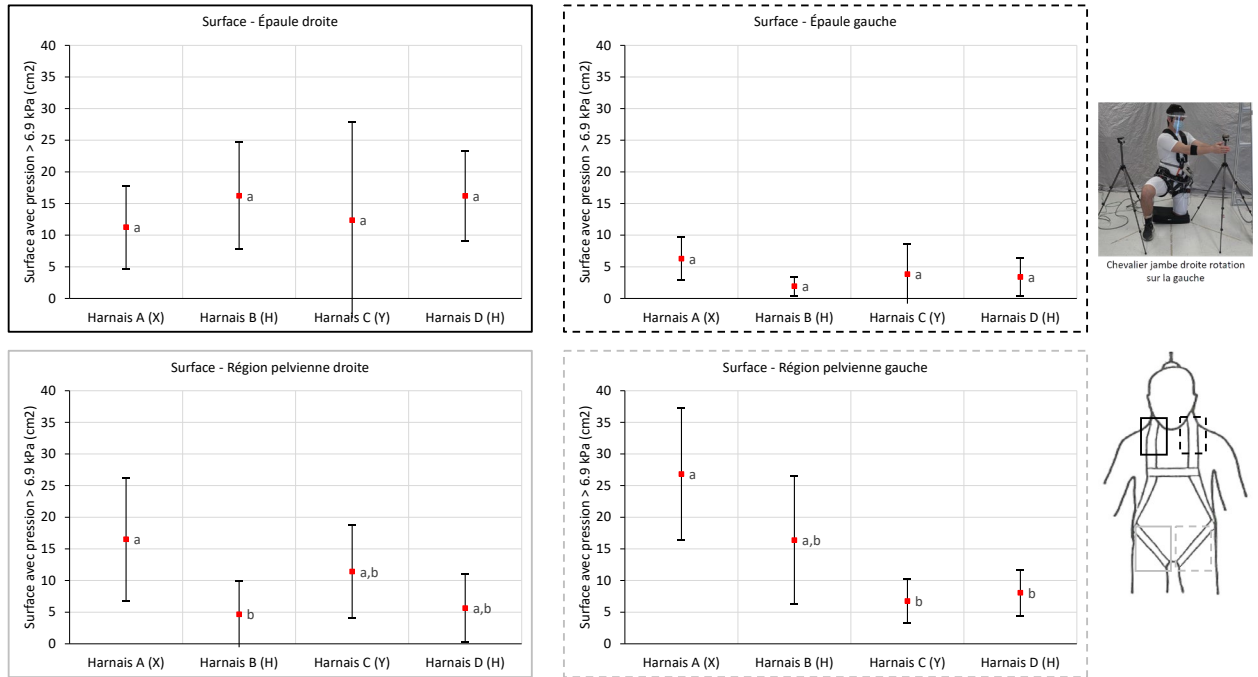


Figure 73. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche.

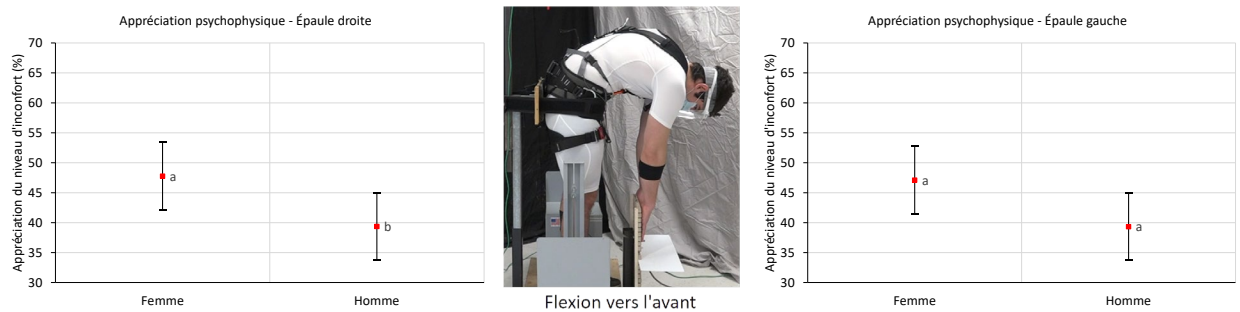


A.II.VII Influence du somatotype et du sexe pour les mouvements

Cette section présente quelques résultats complémentaires concernant l'influence du somatotype et du sexe des participants pour les mouvements.

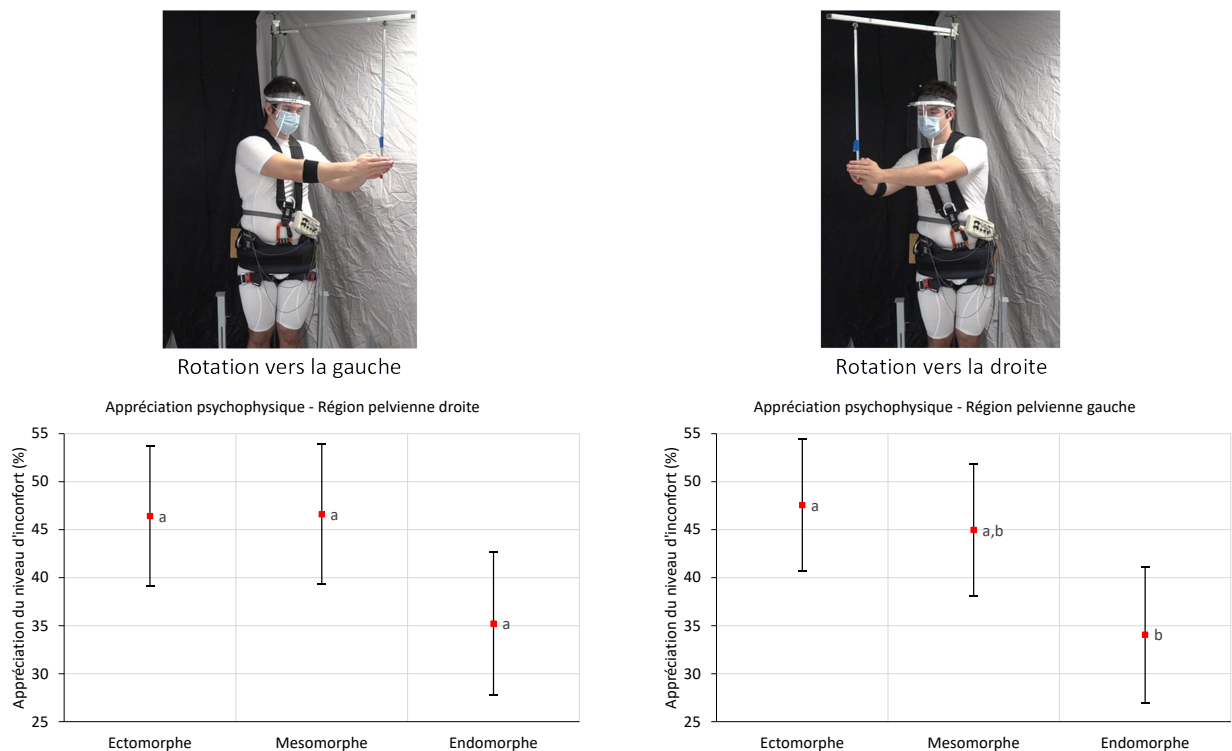
Le sexe influence significativement l'appréciation psychophysique du harnais au niveau de l'épaule. Les femmes indiquent un score d'inconfort moins élevé que les hommes, cette différence étant significative du côté droit ($P = 0,038$), mais pas du côté gauche ($P = 0,055$), comme l'indique la Figure 74.

Figure 74. Appréciation psychophysique moyenne des harnais aux épaules durant le mouvement de flexion vers l'avant, en fonction du sexe.



Dans le cas de la **rotation à droite**, le somatotype influence significativement l'appréciation psychophysique du harnais au niveau de la région pelvienne gauche (côté opposé à la rotation, $P = 0,02$), mais l'interaction harnais x somatotype n'est pas statistiquement significative. Plus précisément, les participants endomorphes donnent des scores d'inconfort moins élevés que les mésomorphes et ectomorphes (Figure 75). Le mouvement symétrique (rotation à gauche et appréciation de la région pelvienne droite) n'atteint pas le seuil de significativité, mais s'en approche ($P = 0,053$). L'hypothèse expliquant ce résultat est que la ceinture maintenant le bassin des participants appliquerait une pression au niveau des connecteurs du harnais, les enfonçant un peu sur le corps des participants, et générant un inconfort chez les ectomorphes et mésomorphes, mais pas chez les endomorphes du fait de la présence de tissus mous chez eux.

Figure 75. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation sur la droite ou sur la gauche, en fonction du somatotype.



Pour les mouvements **chevalier** avec rotation du buste, le sexe influence significativement la perception du harnais pour trois situations, au niveau des épaules seulement, et pour lesquelles les femmes ont noté un niveau d'inconfort des harnais plus grand que ne l'ont fait les hommes : l'épaule gauche lors du mouvement chevalier jambe gauche rotation à gauche, l'épaule droite lors du mouvement chevalier jambe droite rotation à gauche, et l'épaule droite lors du mouvement chevalier jambe gauche rotation à droite. Il n'y pas d'effet significatif du sexe au niveau des hanches, ni d'effet du

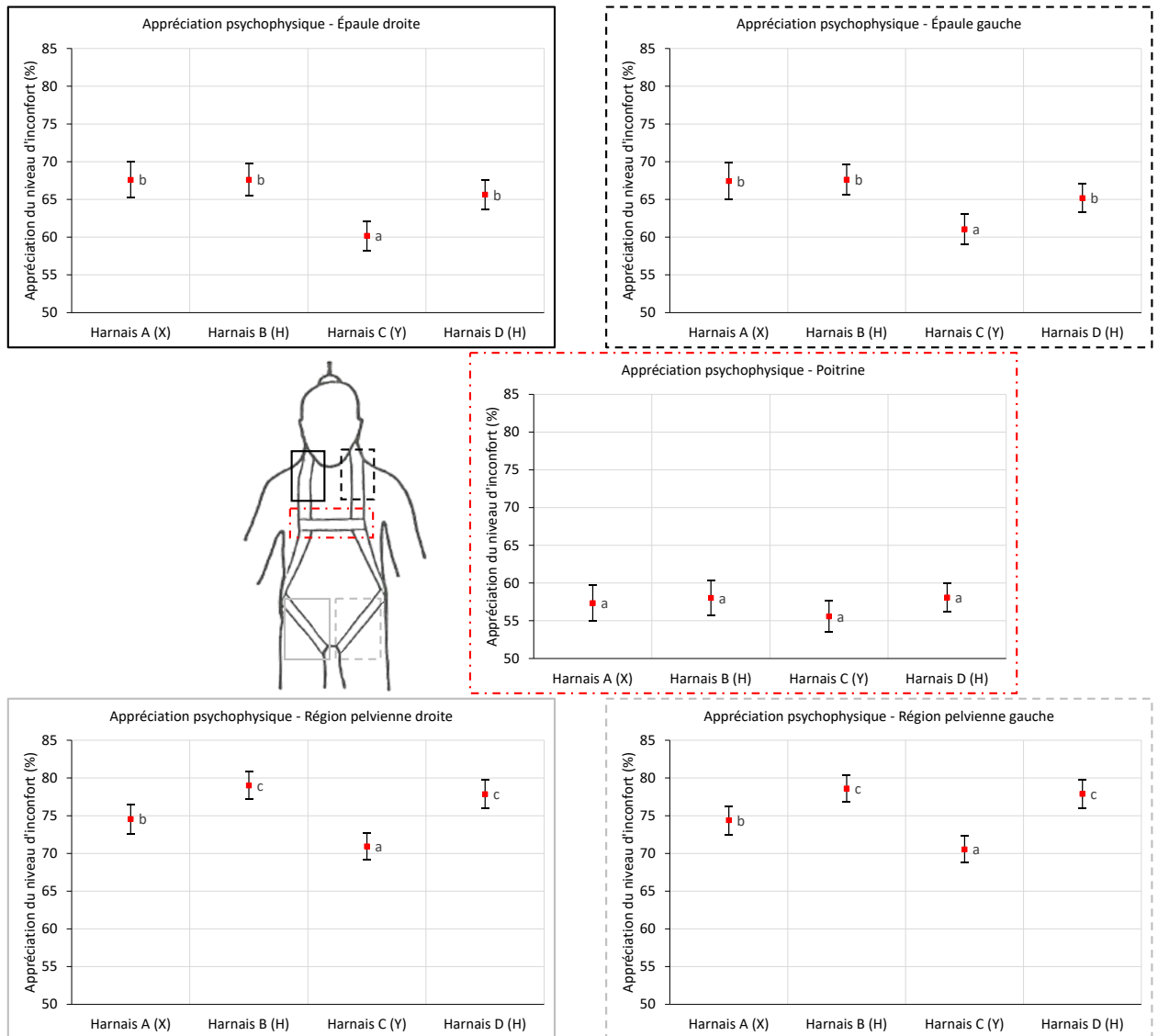
somatotype au niveau des épaules (sauf dans une seule situation : l'épaule droite lors du mouvement chevalier jambe droite rotation à droite) et des hanches. Pour ce qui est des interactions avec les harnais, très peu de cas ont été trouvés significatifs et il est donc difficile d'en tirer une tendance générale. En effet, l'interaction harnais x sexe est significative seulement pour la région pelvienne gauche lors du mouvement chevalier jambe droite rotation à gauche, où les hommes ont trouvé que les harnais A et D étaient significativement plus inconfortable que les harnais B et C.

A.III Suspension

A.III.I Appréciation psychophysique

La figure 76 présente le score d'appréciation psychophysique des 60 participants pour les harnais durant la suspension. La score d'inconfort indiqué sur les graphes est la moyenne durant les 10 minutes de suspension. Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort / inconfort). Au niveau des épaules, seul le harnais C (modèle en Y) est statistiquement différent des trois autres modèles de harnais à l'étude, avec un score d'inconfort environ 7 points de pourcentage (p.p) plus faible. Pour la poitrine, aucun des harnais ne se distingue des autres. Finalement, au niveau des régions pelviennes, le harnais C (modèle en Y) est le moins inconfortable, suivi du A (modèle en X), tandis que les deux modèles en H (harnais B et harnais D) sont les plus inconfortables et statistiquement indifférenciés. Il est intéressant de noter que le score d'inconfort est plus élevé en général au niveau de la région pelvienne qu'aux épaules ou à la poitrine.

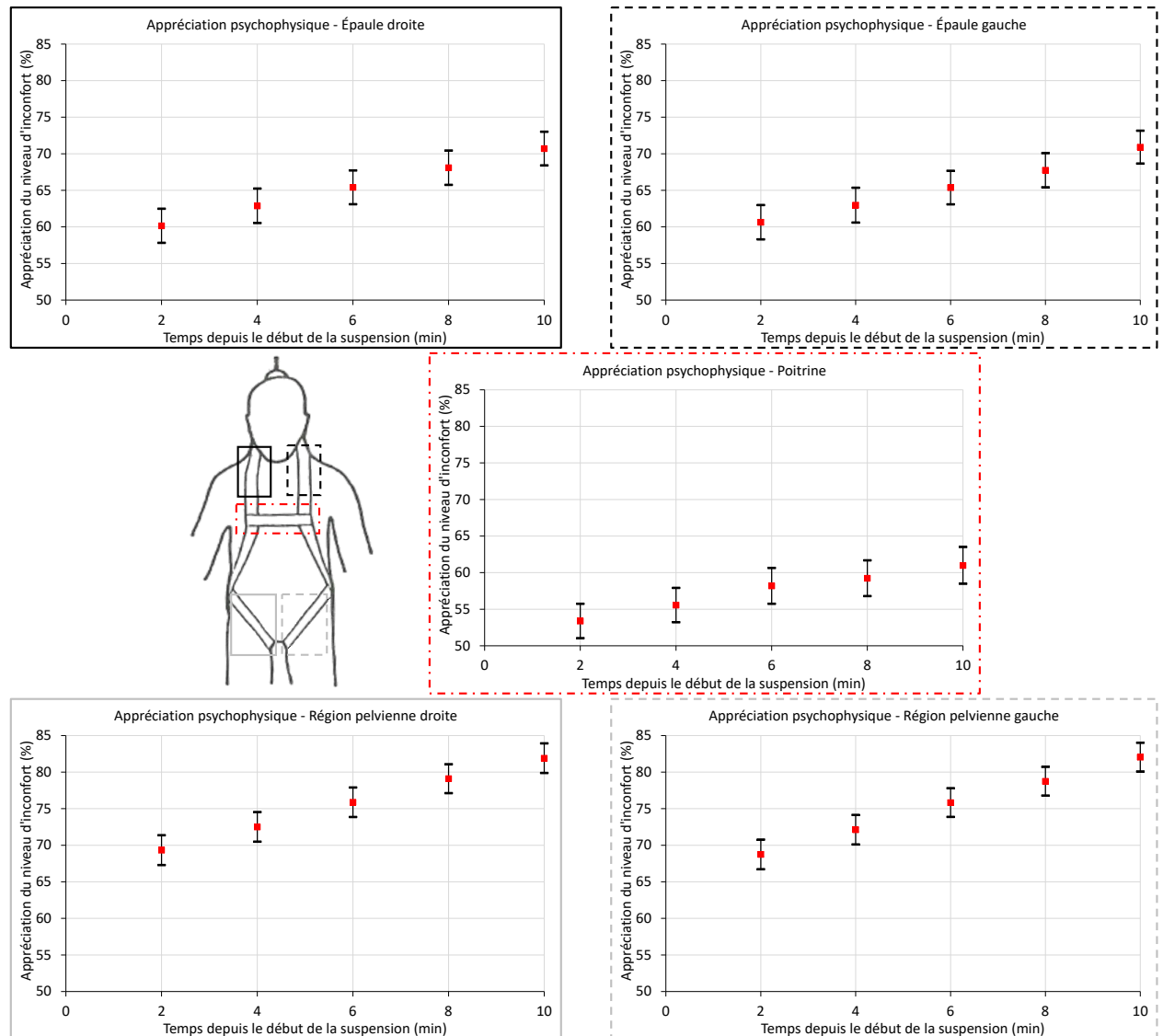
Figure 76. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant la suspension.



La figure 77 montre l'évolution du niveau d'inconfort au cours de la suspension, tel qu'indiqué par les participants de la deuxième à la dixième minute après le début de la suspension. Les résultats démontrent que plus le temps de suspension est élevé, plus le niveau d'inconfort augmente, et ce, pour chacune des cinq régions évaluées. Ces résultats sont similaires à ceux observés par Beverly *et al.* (2019). 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. Le niveau d'inconfort de départ (à

la deuxième minute de suspension) pour la région pelvienne est plus élevé que pour toutes les autres zones.

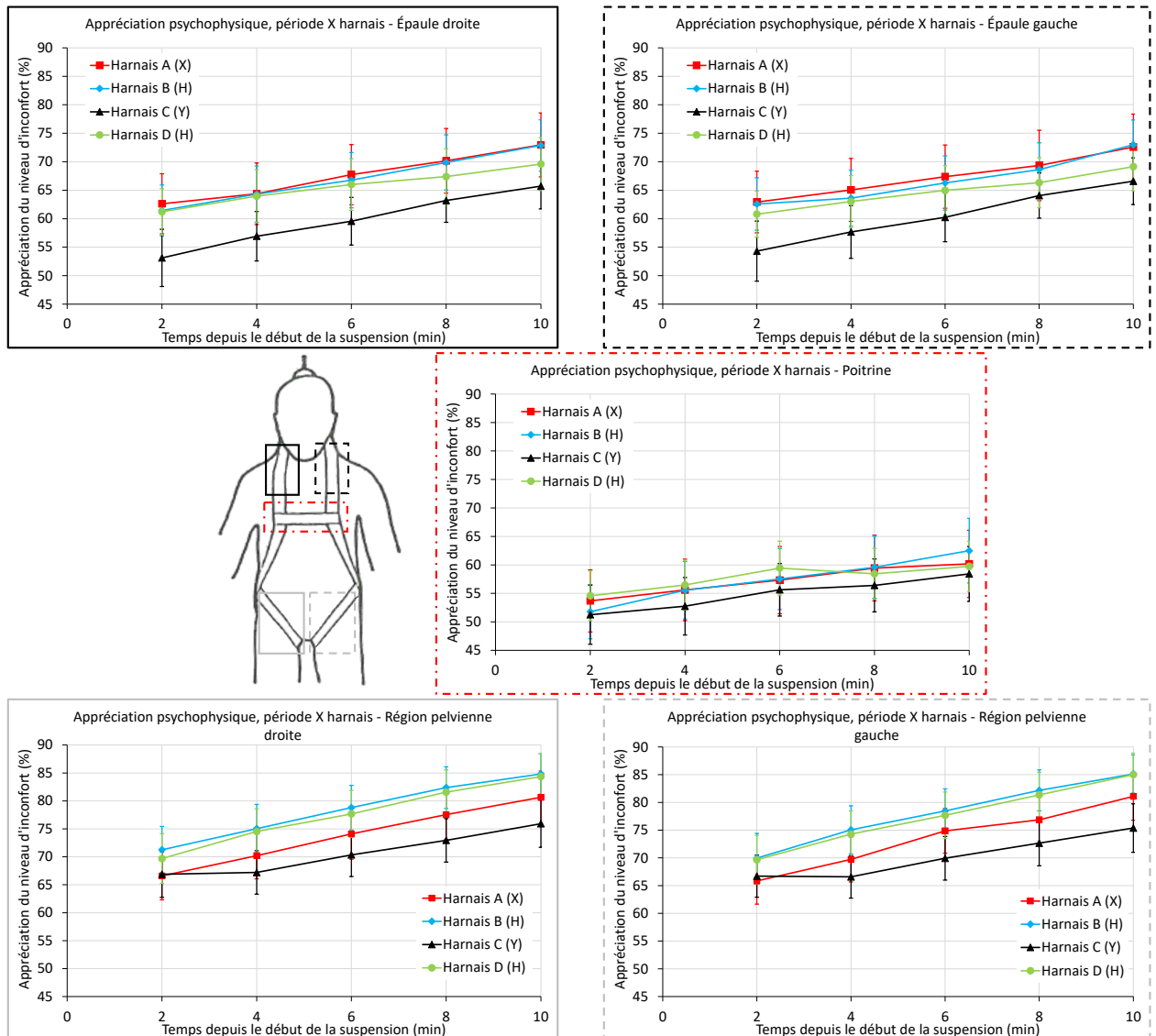
Figure 77. Appréciation psychophysique moyenne durant la suspension en fonction du temps.



La figure 78 présente l'évolution du score d'inconfort en fonction du temps de suspension, pour chaque harnais pris séparément. Le harnais C (modèle en Y) est le moins inconfortable de tous les harnais testés dans la première phase de laboratoire, aussi bien au niveau des épaules que de la région pelvienne. Le harnais A (modèle en X), se détache des modèles en H (harnais B et D) uniquement au niveau de la région pelvienne. Les résultats démontrent que les appréciations 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 le corps des participants est dans une position proche de la verticale, ce qui explique que les résultats soient similaires. Pour le harnais C, l'angle de suspension du corps est plus 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. Il y a relativement peu de pression 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, ensuite le harnais A est le deuxième harnais le moins inconfortable et les harnais B et D sont similaires et sont 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 pour la région pelvienne.

Figure 78. Appréciation psychophysique moyenne durant la suspension, interaction harnais X période.

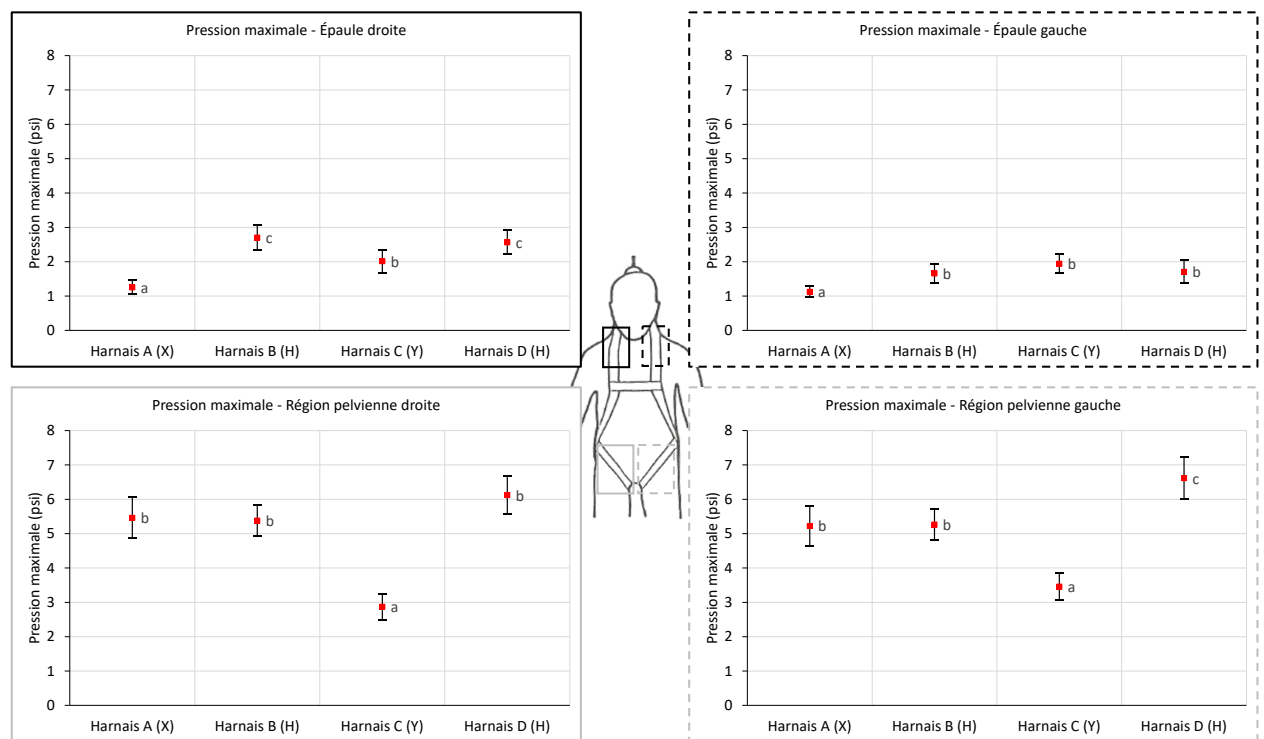


A.III.II Tapis de pression

La figure 79 présente la pression maximale (moyenne sur 60 participants) mesurée par les tapis de pression positionnés aux épaules et dans la région pelvienne. Au niveau des épaules, le harnais A (modèle en X) est celui permettant d'obtenir la pression maximale la plus faible. Pour l'épaule gauche les trois autres harnais sont statistiquement similaires, tandis que pour l'épaule droite le harnais C (modèle en Y) a une pression maximale statistiquement légèrement inférieure à celle mesurée pour les modèles en H (harnais B et D). Le résultat attendu pour une suspension serait d'avoir les mêmes types de résultats

pour le côté gauche et le côté droit du corps. Cette différence gauche-droite (relativement limitée par ailleurs) est attribuée à des participants n'étant pas parfaitement verticaux lors de la suspension. Au niveau de la région pelvienne, le harnais C (modèle en Y) est celui donnant une pression maximale significativement inférieure aux trois autres harnais. Ici encore, une petite différence est notée entre les côtés droit et gauche pour la région pelvienne : la pression maximale pour le harnais D (modèle en H) est plus élevée que pour les harnais A et B (modèles en X et H respectivement), mais cette différence est statistiquement significative du côté gauche, mais ne l'est pas du côté droit. 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. 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.

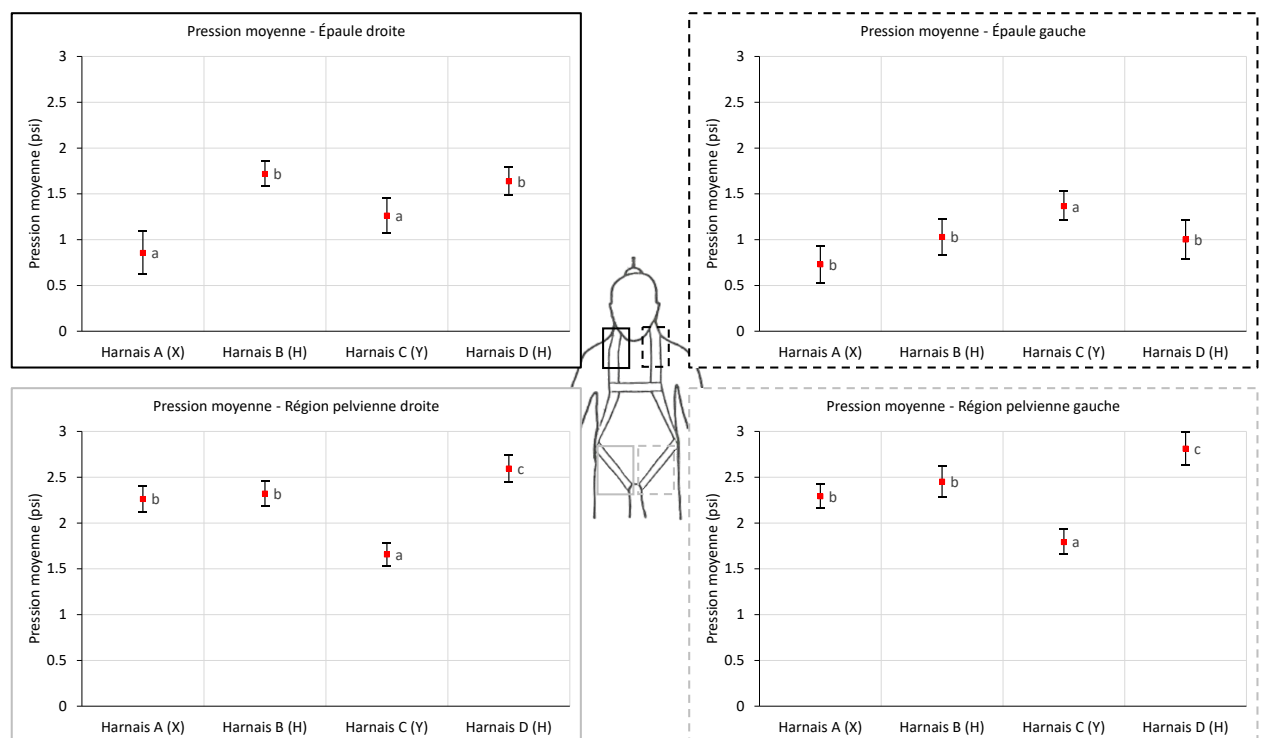
Figure 79. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension.



La figure 80 présente la pression moyenne sur chacun des tapis de pression (moyennée pour les 60 participants) mesurée aux épaules et dans la région pelvienne. Au niveau des épaules, la différence entre les côtés gauche et droite est assez marquée, en particulier pour les modèles en H (harnais B et D). Ces résultats présentent des différences avec les

scores de 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. Comme anticipé, la pression moyenne mesurée est plus importante au niveau de la région pelvienne qu'au niveau des épaules. Le harnais C (modèle en Y) se distingue comme étant le harnais avec la plus faible pression moyenne, puis viennent les harnais A et B (modèle en X et modèle en H respectivement), et finalement le harnais D (modèle en H). La différence de pression mesurée entre les deux modèles en H (harnais B et D) démontre la difficulté à prendre les mesures de la pression. Il existe une différence 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.

Figure 80. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension.



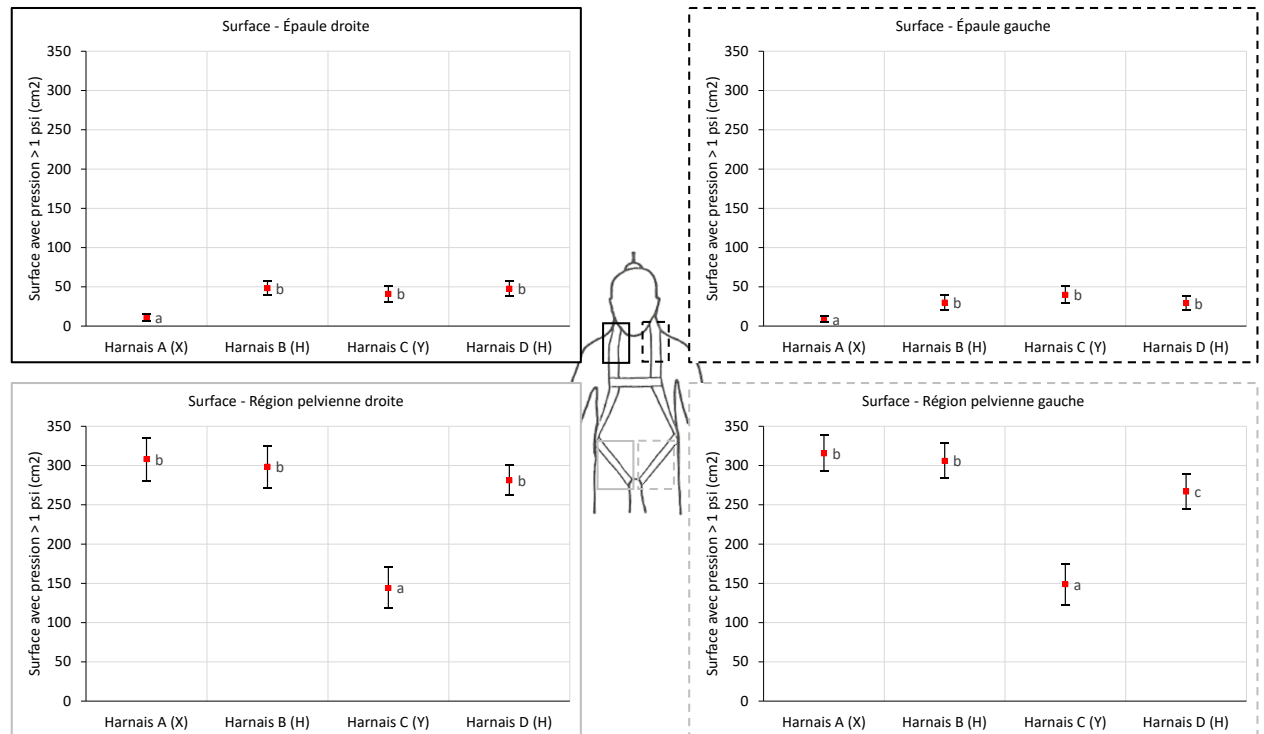
Finalement, la figure 81 présente la surface des tapis de pression pour laquelle la pression mesurée était supérieure à 1 psi, moyennée pour les 60 participants. Au niveau des épaules, cette surface est très limitée (50 cm² ou moins), tandis qu'elle est beaucoup plus grande dans la région pelvienne (150 cm² environ pour le harnais C, modèle en Y, et 300 cm² environ pour les trois autres harnais). Ces résultats démontrent que le harnais A est celui où la surface est la plus basse que celle des autres harnais.

Pour la région pelvienne, seul le harnais C (modèle en Y) est statistiquement différent des trois autres pour les deux côtés. Il est intéressant de remarquer que le harnais C a à la

fois la pression maximale la plus faible, la pression moyenne la plus faible, et la surface (avec $P > 1$ psi) la plus faible. Ceci peut paraître un peu contre intuitif au premier abord, mais deux observations peuvent expliquer comment la surface avec $P > 1$ psi est la plus faible pour ce même modèle : (i) une partie du poids du participant est reprise par la ceinture abdominale qui est présente sur ce modèle alors que les pressions sur ces zones corporelles ne sont pas mesurées par les tapis, (ii) la pression est mieux répartie sur l'ensemble des sangles cuissardes, notamment grâce à la surface importante de mousse présente à cet endroit sur le harnais, et il y a donc une part importante du tapis de pression qui mesure une pression inférieure à 1 psi, bien que la pression soit différente de 0.

La comparaison du classement des harnais par l'appréciation psychophysique des participants ou par les tapis de pression pourrait donner une piste de réponse pour ces hypothèses.

Figure 81. Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension.

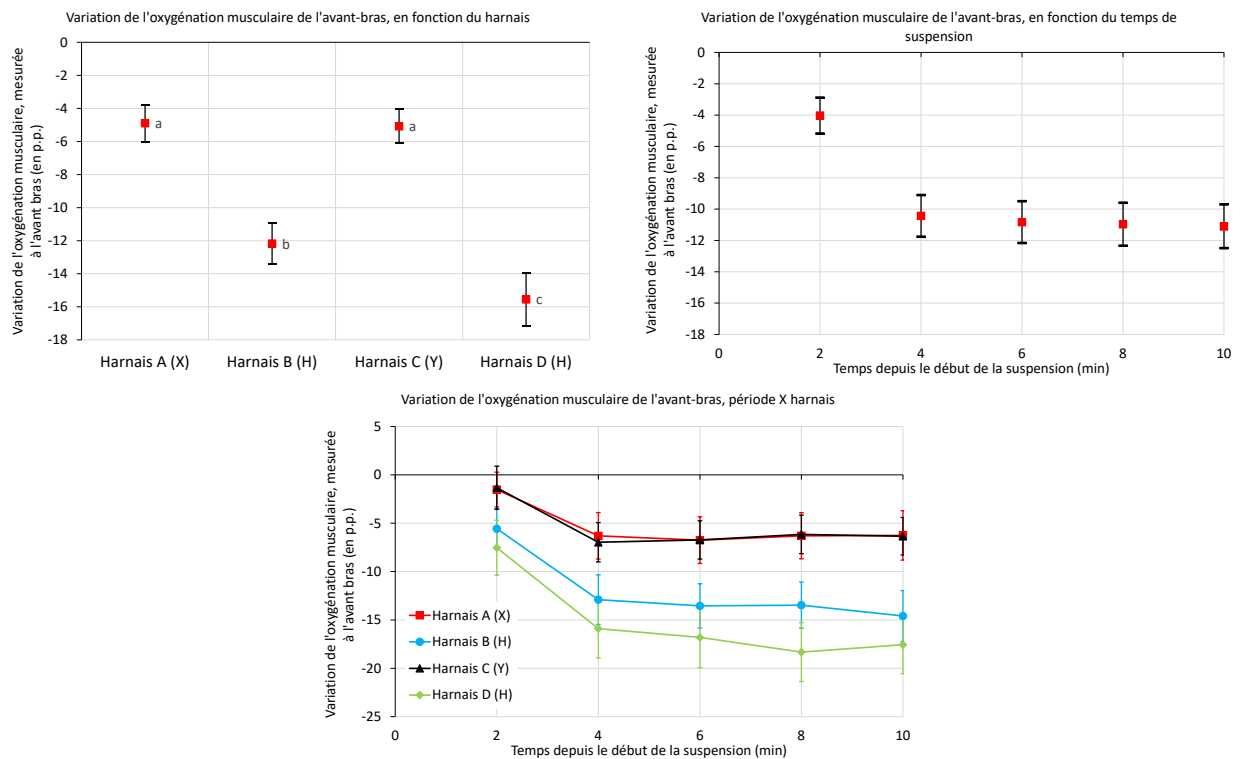


A.III.III Oxygénation musculaire – Avant-bras

La figure 82 présente la diminution en points de pourcentage (p.p) de l'oxygénation mesurée à l'avant-bras, en fonction du type de harnais, du temps de suspension, et de l'interaction des deux. Les harnais A et C (modèles en X et modèle en Y respectivement) sont ceux ayant le moins d'effet sur la baisse de l'oxygénation musculaire (environ -5 p.p),

ce qui est positif. Les deux modèles en H (harnais B et harnais D) font diminuer significativement le taux d'oxygène dans le sang à l'avant-bras avec diminution plus importante pour le harnais D (16 p.p). La baisse de l'oxygénation semble se stabiliser sur un plateau (en légère baisse) à partir de la quatrième minute de suspension. 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 pourraient donc potentiellement venir appliquer une pression localisée sur les artères axillaires et sous-clavières qui dirigent le sang aux membres supérieurs. Les harnais A et C pourrait pour leur part, faire pression sur les artères sous-clavières. Ceci pourrait expliquer la plus faible oxygénation musculaire au niveau de l'avant-bras des harnais B et D.

Figure 82. Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée à l'avant-bras.

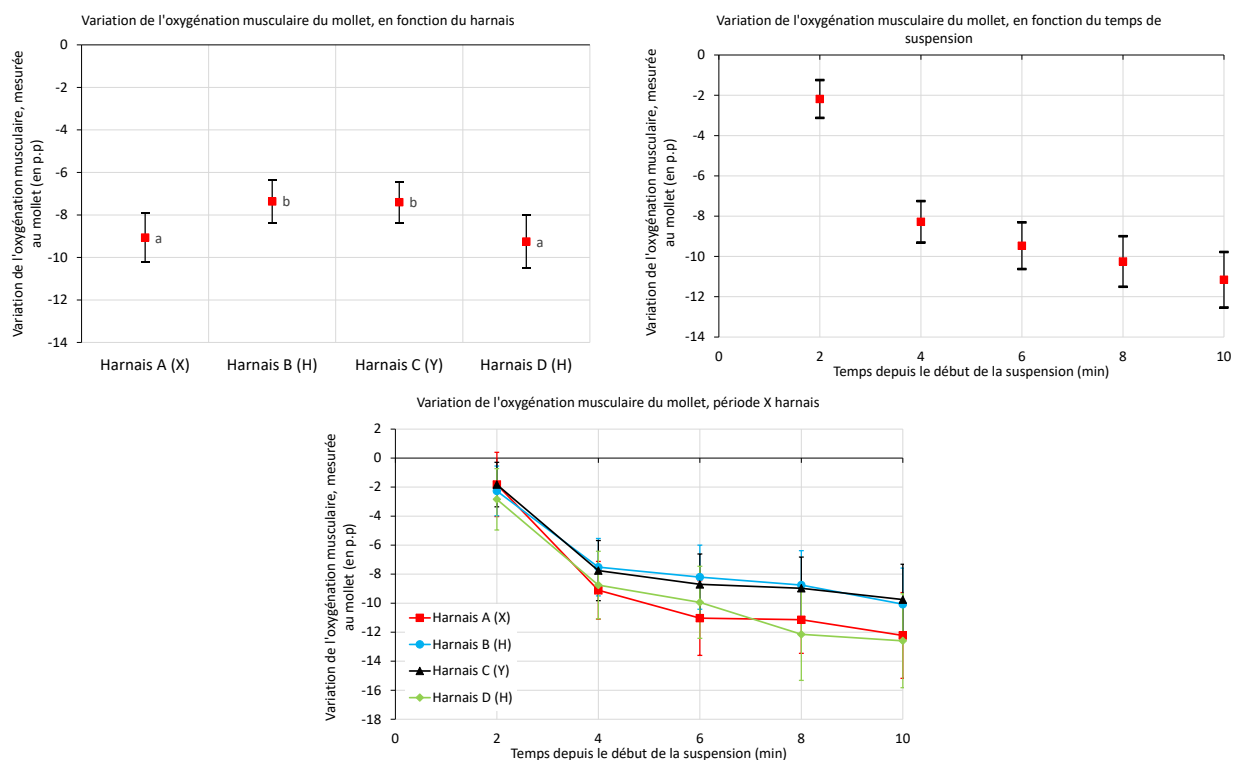


A.III.IV Oxygénation musculaire – Mollet

La figure 83 présente la diminution en points de pourcentage (p.p) de l'oxygénation mesurée au mollet, en fonction du type de harnais, en fonction du temps de suspension, et finalement l'interaction des deux. Contrairement aux résultats obtenus pour l'avant-bras, les diminutions d'oxygénation mesurées au mollet sont relativement similaires pour tous les harnais, les deux moins bons étant le harnais A et le D (respectivement modèle

en X et modèle en H). La diminution de l'oxygénation mesurée au mollet semble continue, sans passer par un plateau comme c'était le cas pour l'oxygénation mesurée à l'avant-bras, bien que cette baisse soit plus prononcée dans les premières minutes de suspension. Le harnais C est équipé d'une imposante ceinture abdominale et de rembourrage important au niveau des cuisses, ce qui lui permet d'appliquer une pression plus faible sur les cuisses (Figure 79 à Figure 81) en conséquence permet de moins limiter l'afflux sanguin aux mollets. Le harnais B (modèle en H) est statistiquement similaire au harnais C, et meilleur que l'autre modèle en H (harnais D), ceci pourrait notamment s'expliquer par la différence au niveau de la sangle sous-fessière (cousue au centre sur le harnais D). La baisse plus importante de l'oxygénation mesurée au niveau des mollets pour le harnais D est associée à la pression plus importante mesurée aux cuisses pour ce harnais (Figure 79 à Figure 81). Finalement, le harnais A est le moins performant (similaire au harnais D), ce qui pourrait s'expliquer par sa construction en X, qui met une pression importante sur les artères fémorales.

Figure 83. Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée au mollet.

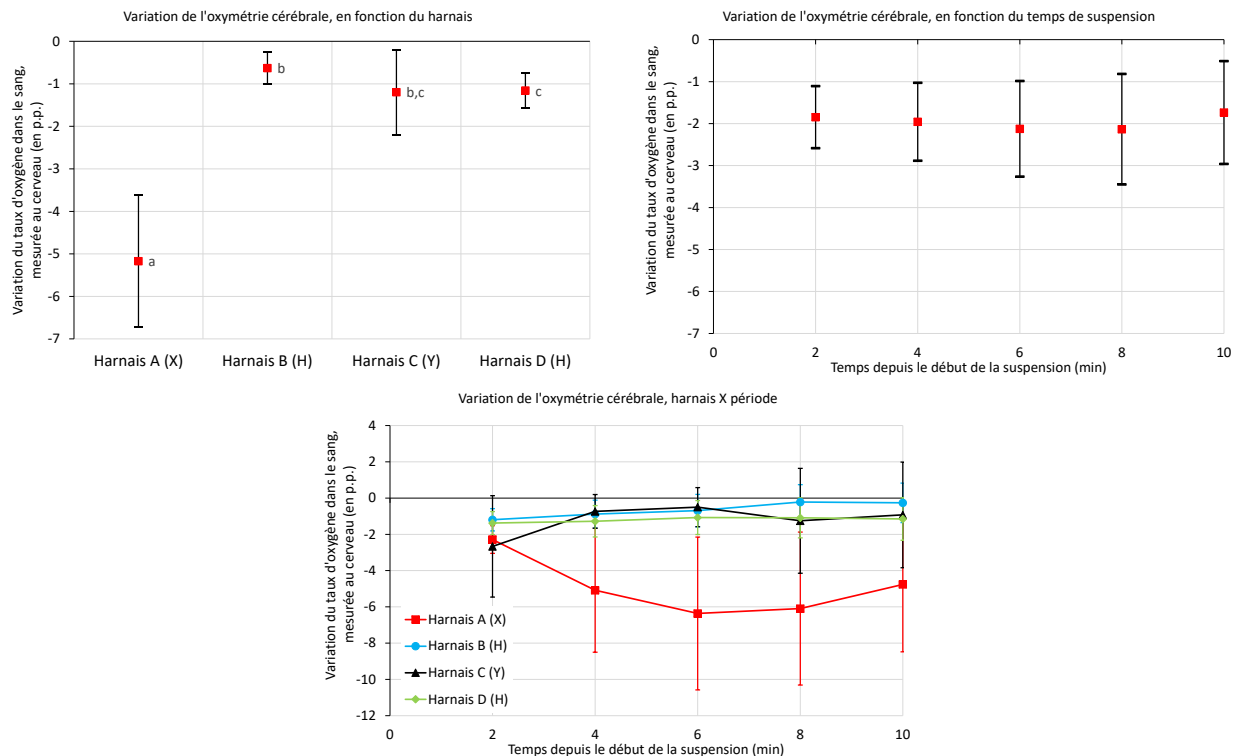


A.III.V Oxygénation cérébrale

La figure 84 présente la diminution en points de pourcentage (p.p) de l'oxygénation cérébrale en fonction du type de harnais, du temps de suspension et de l'interaction des deux. Un harnais se détache des autres : le harnais A (modèle en X), avec une diminution de l'oxygénation cérébrale de l'ordre de -5 p.p, contre environ -1 p.p pour les trois autres harnais. Contrairement à l'oxygénation musculaire, la diminution de l'oxygénation cérébrale est plutôt stable dans le temps.

Le résultat particulier du harnais A peut s'expliquer par la configuration particulière des sangles de ce harnais au niveau des épaules, qui se placent très près du cou lors de la suspension dû à sa configuration en X, ce qui génère une pression plus localisée sur la carotide lors de la suspension.

Figure 84. Variation de l'oxygénation cérébrale mesurée au cours de la suspension.

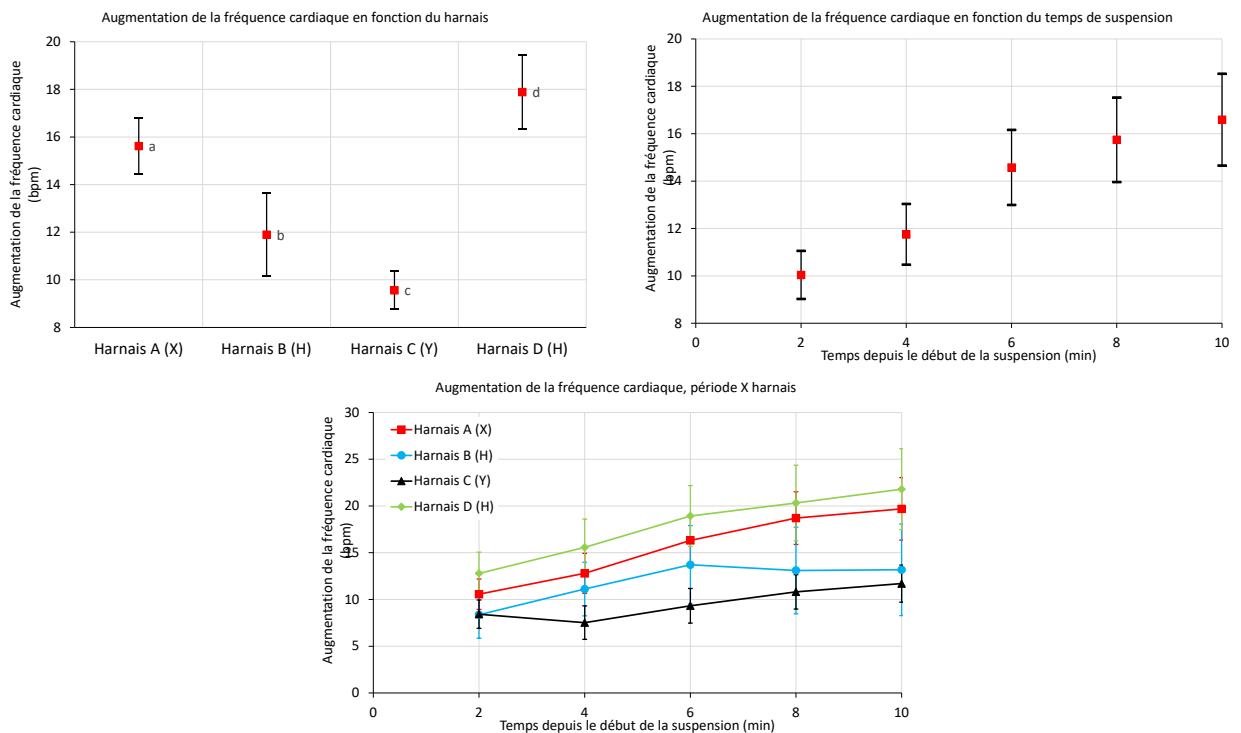


A.III.VI Fréquence cardiaque

La figure 85 présente l'augmentation de fréquence cardiaque en nombre de battements par minute (bpm) mesurée lors de la suspension, en fonctions du type de harnais, en fonction du temps de suspension, et finalement l'interaction des deux. Afin de garantir la sécurité des travailleurs, l'augmentation de la fréquence cardiaque devrait être la plus

limitée possible. En ce sens, le harnais C (modèle en Y) donne les meilleurs résultats, suivi du harnais B (modèle en H), puis du harnais A (modèle en X) et finalement du harnais D (modèle en H). Pour les harnais B et C, l'augmentation de la fréquence cardiaque au cours de la suspension est relativement limitée, alors que la hausse est continue pour les harnais A et D. 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 cours 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.

Figure 85. Augmentation de la fréquence cardiaque mesurée au cours de la suspension.

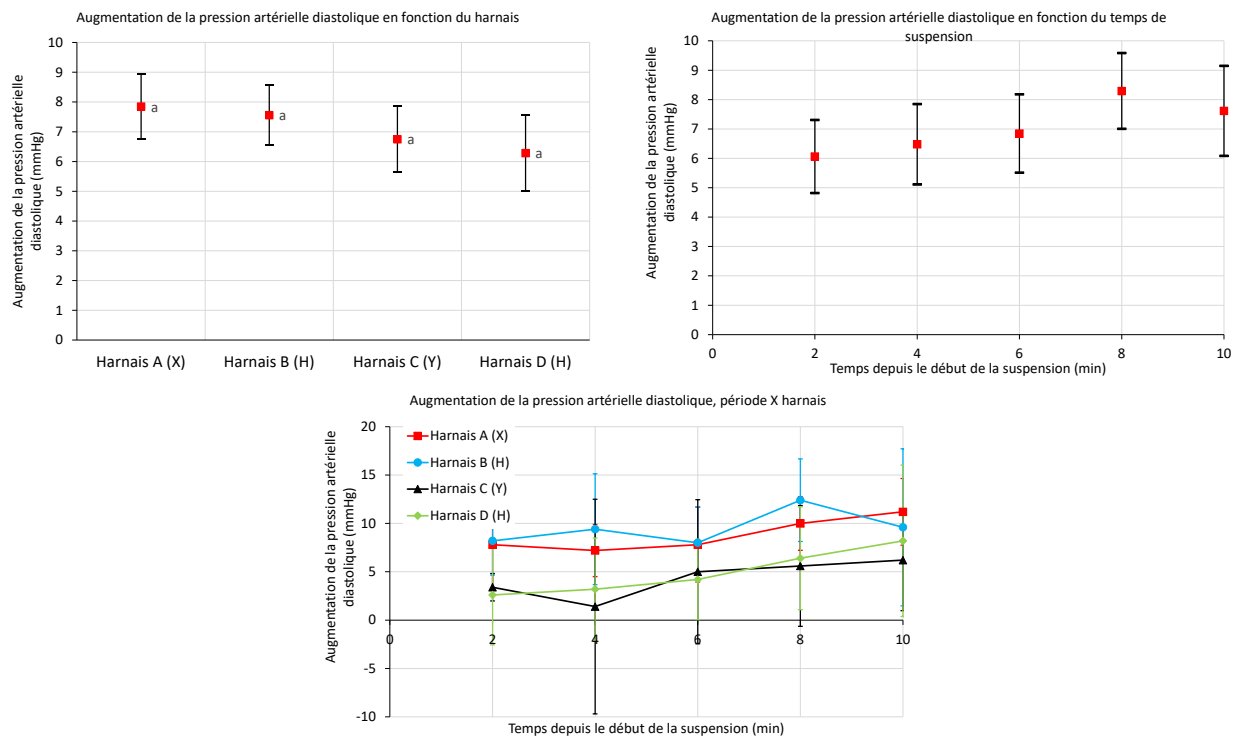


A.III.VII Pression artérielle diastolique et systolique

La mesure de la pression artérielle des participants au cours de la suspension a principalement été faite pour des raisons de sécurité. Les critères d'arrêt de tests ont été reprise de Hsiao *et al.* (2012). Néanmoins, une analyse statistique des variations de la pression artérielle a été menée, pour la pression artérielle systolique et la pression artérielle diastolique. Les résultats ne permettent pas de discriminer les harnais les uns des autres.

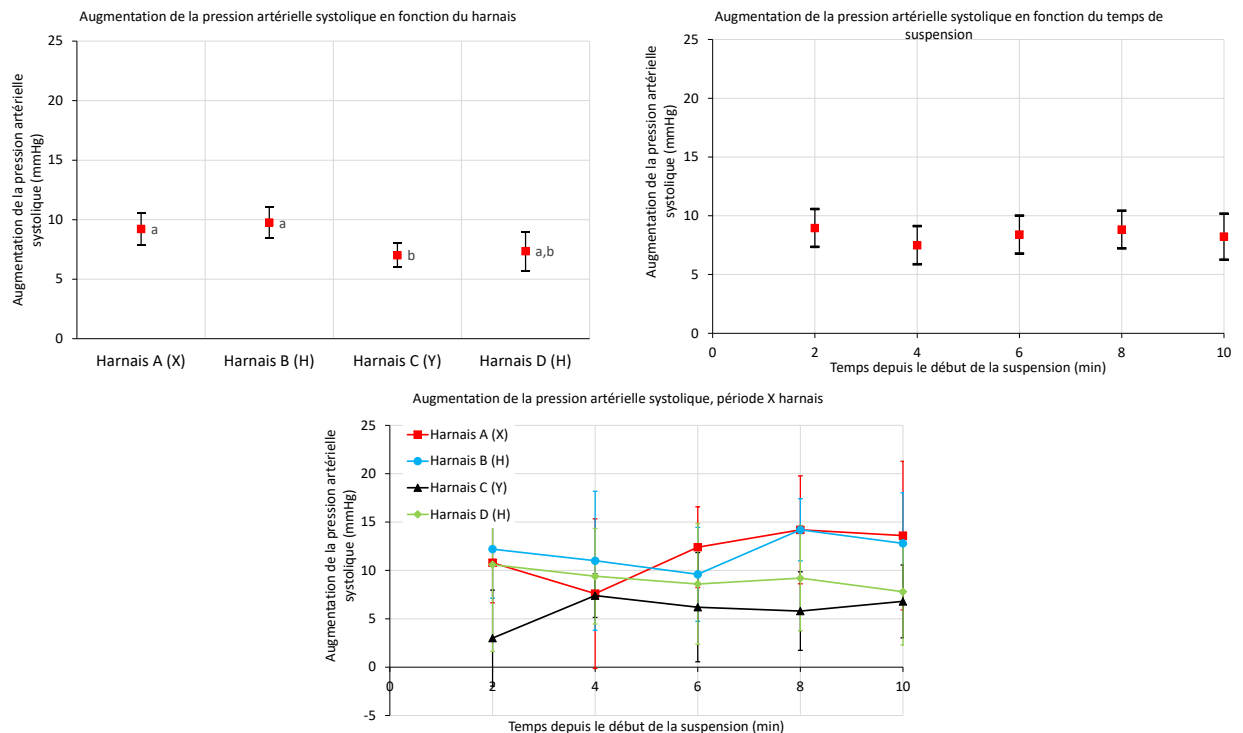
La figure 86 présente l'augmentation de pression artérielle diastolique (moyenne pour les 60 participants) au cours de la suspension. Les harnais ne sont pas différents du point de vue de la pression diastolique. L'augmentation dans le temps est relativement limitée : + 6 mmHg après deux minutes de suspension jusqu'à +8 mmHg à huit minutes de suspension, et légèrement moins à la fin de la suspension. L'évolution dans le temps par harnais est relativement similaire : on note une légère tendance à l'augmentation au cours du temps, avec des variations possibles d'une période à l'autre. Le harnais C (modèle en Y) se démarque en ayant un intervalle de confiance à 95 % très grand à quatre minutes.

Figure 86. Augmentation de la pression artérielle diastolique mesurée au cours de la suspension.



La figure 87 présente l'augmentation de pression artérielle systolique (moyenne pour les 60 participants) au cours de la suspension. Le harnais C (modèle en Y) est différent des harnais A (modèle en X) et B (modèle en H), mais similaire au harnais D (modèle en H). L'augmentation dans le temps est relativement stable : + 9 mmHg environ après deux minutes de suspension et de l'ordre de +8 mmHg à la fin de la suspension. L'évolution dans le temps par harnais varie d'un modèle à l'autre : le harnais D (modèle en H) montre une légère tendance à la baisse au cours du temps, alors que les trois autres sont soit stables, soit en augmentation au cours du temps.

Figure 87. Augmentation de la pression artérielle systolique mesurée au cours de la suspension.



A.III.VIII Influence du somatotype et du sexe pour la suspension

Les différences significatives pour l'effet du sexe ou du somatotype sur les pressions sont notées au tableau 51. Pour la région pelvienne, seule la surface avec $P > 1$ psi semble être influencée par l'interaction somatotype x sexe x harnais, mais le sexe ou le somatotype seuls ne sont pas significatifs. Pour la région des épaules, la différence entre homme et femme est toujours présente. L'effet du somatotype est significatif, mais pas en interaction avec les harnais, et ce pour les pressions maximale et moyenne. Quant à la surface avec $P > 1$ psi, le facteur somatotype n'a pas d'effet significatif.

Globalement, peu importe la variable mesurée ou la région anatomique, qu'il y ait ou non interaction avec le sexe ou le somatotype, il ressort que le harnais A (modèle en X) obtient des valeurs significativement plus faibles que les autres harnais pour la région des épaules, et le harnais C (modèle en Y) obtient des valeurs significativement plus faibles que les autres harnais pour la région pelvienne.

Tableau 51. Différences statistiquement significatives entre les somatotypes et/ou sexes pour les valeurs mesurées avec les tapis de pression

Zone	Facteur	Observation (somatotype et sexe)
Épaules	Pression maximale	Homme > Femme Somatotype est un effet significatif (mésos>endo>ecto) Pas d'effet sexe x harnais ni somatotype x harnais
Épaules	Pression moyenne	Homme > Femme Somatotype est un effet significatif (mésos ≈ endo > ecto) Pas d'effet sexe x harnais ni somatotype x harnais
Épaules	Surface P > 1 psi	Homme > Femme Hommes – Harnais A < Harnais B Hommes – Harnais A < Harnais C
Région pelvienne	Surface P > 1 psi	Ectomorphes – Harnais C : Homme > Femme Mésomorphes – Harnais C : Homme > Femme Endomorphes – Pas de différence

ANNEXE B :

RÉSULTATS COMPLETS POUR LA PHASE 2 DES ESSAIS DE LABORATOIRE

Cette annexe présente les résultats complets obtenus durant la phase 2 des essais de laboratoire. En effet, pour des raisons de concision, seules les grandes tendances et conclusions générales sont présentées dans le chapitre 4 de ce rapport de recherche.

B.I Mouvements contrôlés

B.I.I Élévation des bras

La figure 88 présente l'appréciation psychophysique moyenne du niveau d'inconfort donnée par les 36 participants pour le mouvement d'élévation des bras. Contrairement aux résultats de la phase 1, les scores indiqués par les participants ne permettent pas de distinguer le harnais C (modèle en Y) du harnais B (modèle en H) au niveau des épaules. Les scores indiqués par les participants sont symétriques pour les épaules et régions pelviennes. Pour la zone pectorale, les harnais sont tous semblables. Pour la région pelvienne, le harnais B (modèle en H) se distingue comme étant le plus inconfortable, tandis que les deux prototypes sont similaires au harnais C (modèle en Y).

La figure 89 présente la pression maximale mesurée par les tapis de pression (moyenne sur les 36 participants) lors du mouvement d'élévation des bras. Les différences sont relativement minimales entre les harnais en valeur absolue au niveau des épaules, mais plus marquées au niveau des cuisses et du dos : le harnais B (modèle en H) se démarque comme étant celui générant les pressions les plus élevées. Ces constats sont également valables pour les pressions moyennes (figure 90) et pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (figure 91). Contrairement aux scores d'appréciation psychophysique indiqués par les participants, il semble y avoir une différence entre les côtés gauche et droits pour les tapis de pression au niveau des valeurs maximale et moyenne (plus élevées à droite qu'à gauche, bien que les tendances soient similaires). Ceci avait également été observé dans les résultats de pression pour les essais de la phase 1.

Pour ce mouvement, les interactions sexe x harnais ou somatotype x harnais n'étaient pas significatives.

Figure 88. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'élévation des bras – Phase 2.

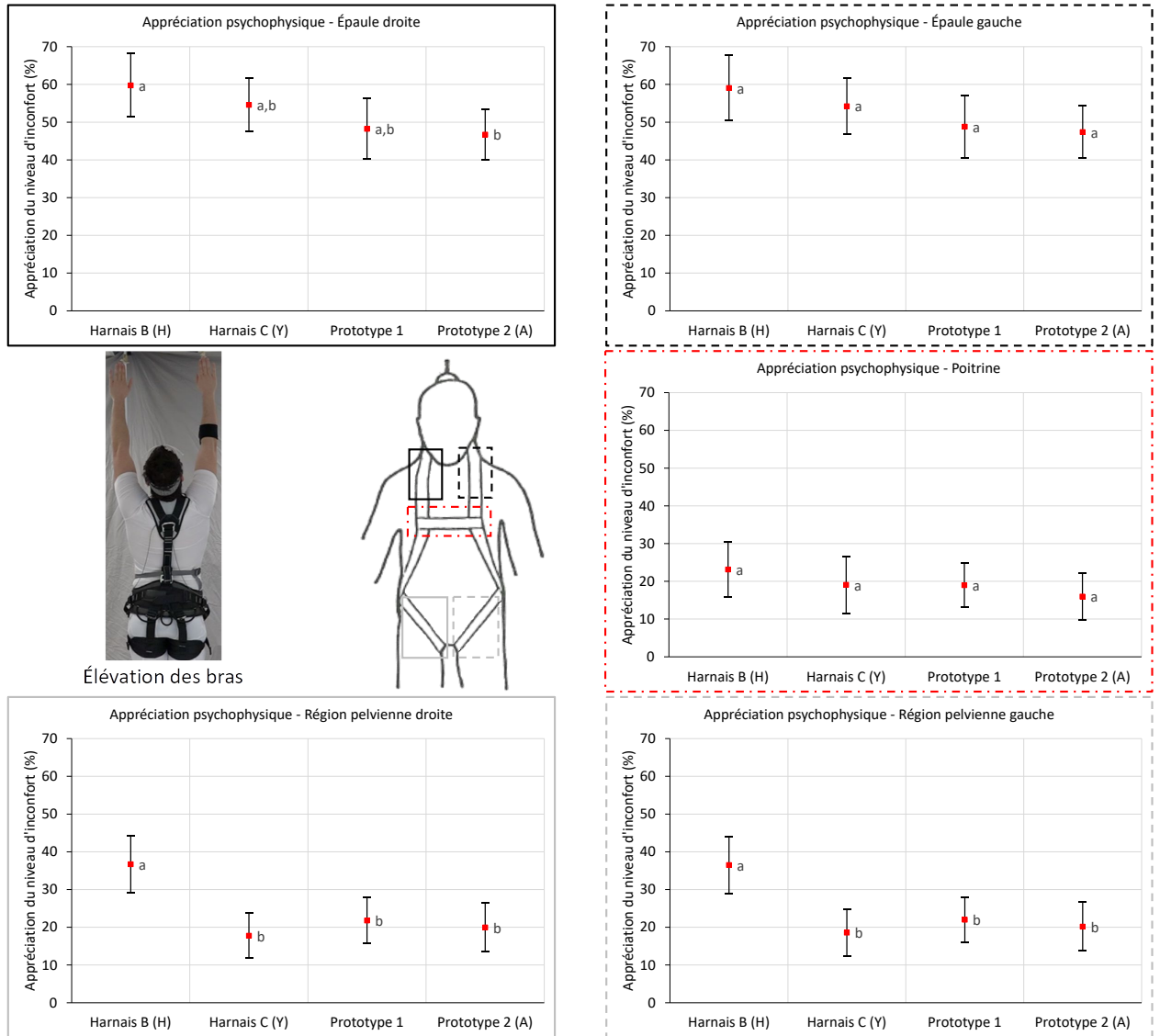


Figure 89. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras – Phase 2.

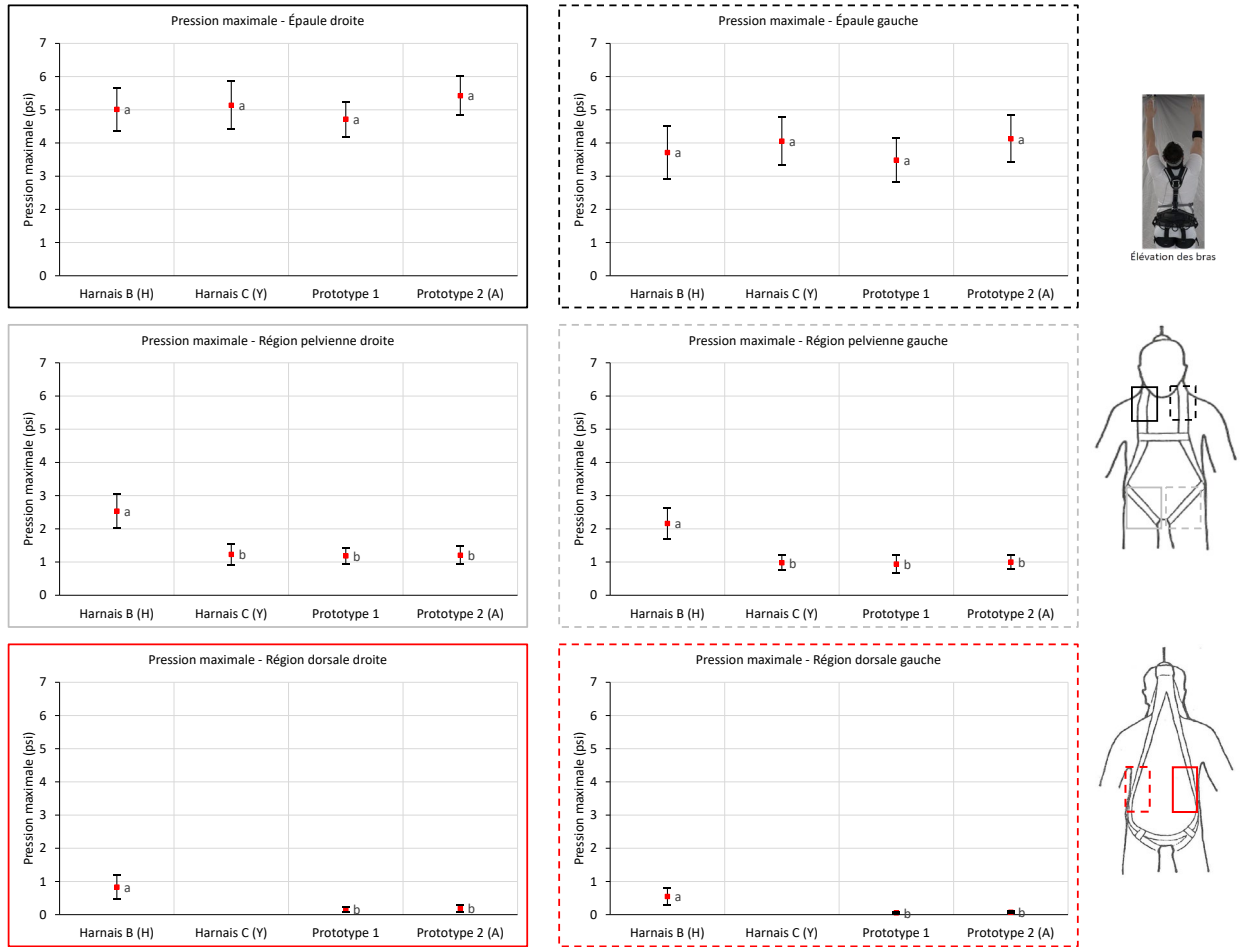


Figure 90. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'élévation des bras – Phase 2.

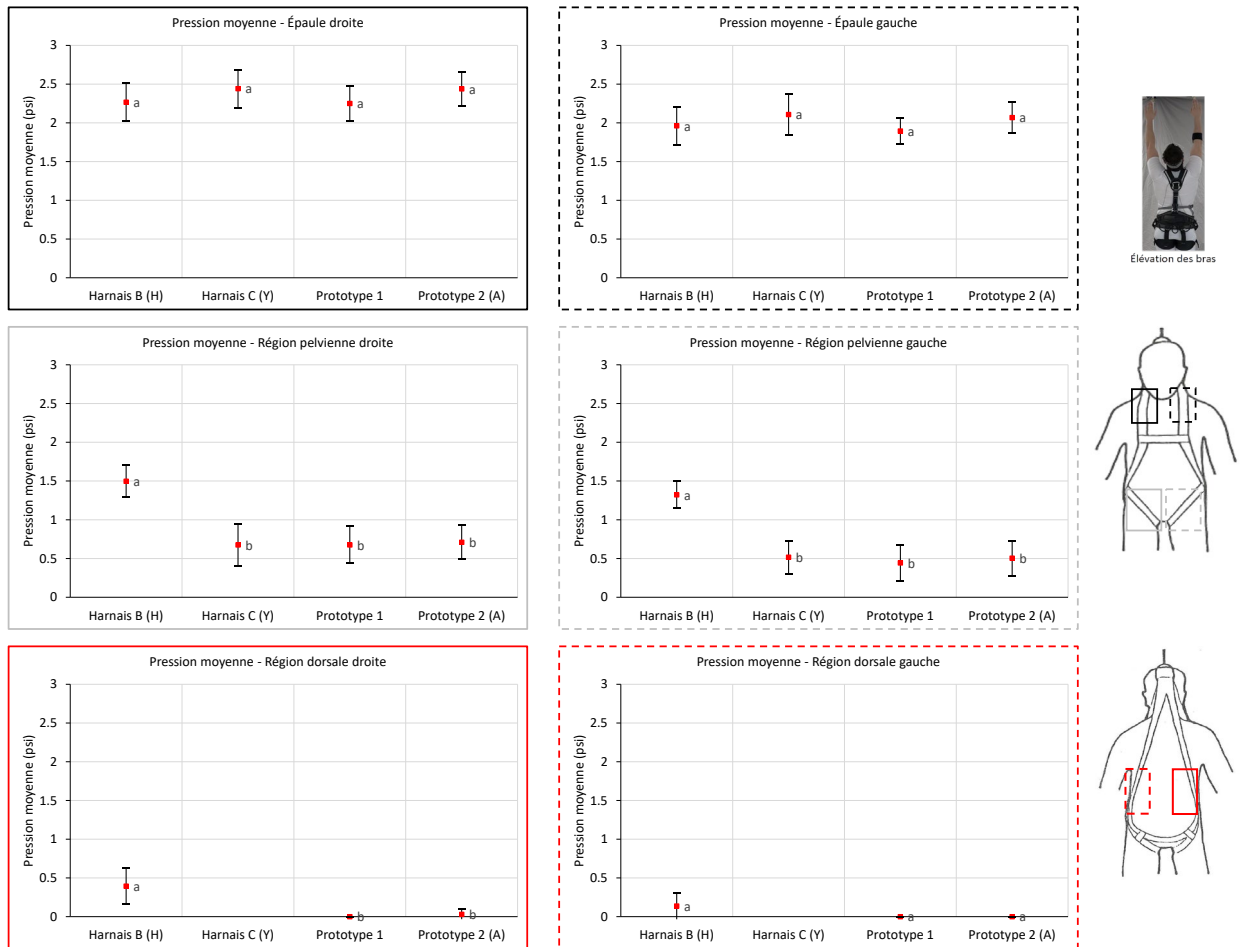
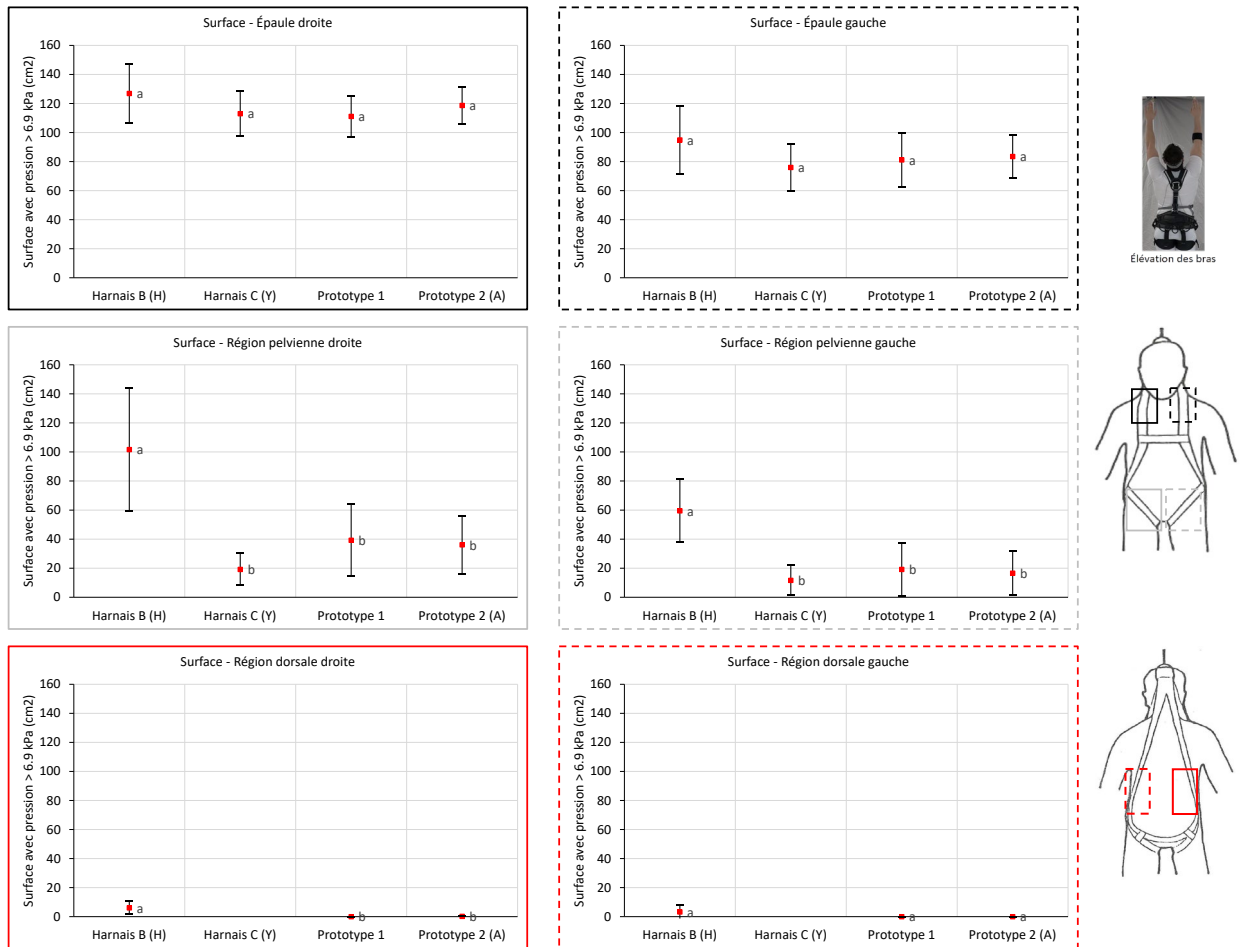


Figure 91. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'élevation des bras – Phase 2.



B.I.II Flexion avant

La figure 93 et la figure 94 présentent respectivement les pressions maximales et moyennes mesurées par les tapis de pression pour le mouvement flexion vers l'avant. Comme pour l'appréciation psychophysique (Figure 92), la plupart du temps les harnais sont indifférenciables, et les pressions mesurées plutôt faibles. Le prototype 2 (avec anneaux) semble permettre une diminution de la pression au niveau de la région pelvienne, tant pour les pressions maximales que moyennes. Le harnais C (modèle en Y) a obtenu un meilleur score d'appréciation psychophysique au niveau de la région pelvienne que le harnais B (modèle en H), et est confondu avec les deux prototypes.

Du point de vue de l'interaction sexe x harnais, on note une différence significative de l'appréciation rapportée par les femmes au niveau des épaules et de la poitrine : leur score d'inconfort est plus élevé que pour les participants masculins pour le harnais C

(modèle en Y). Ceci pourrait être lié à la présence de la ceinture abdominale, qui entraînerait une gêne au niveau de la poitrine.

Figure 92. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.

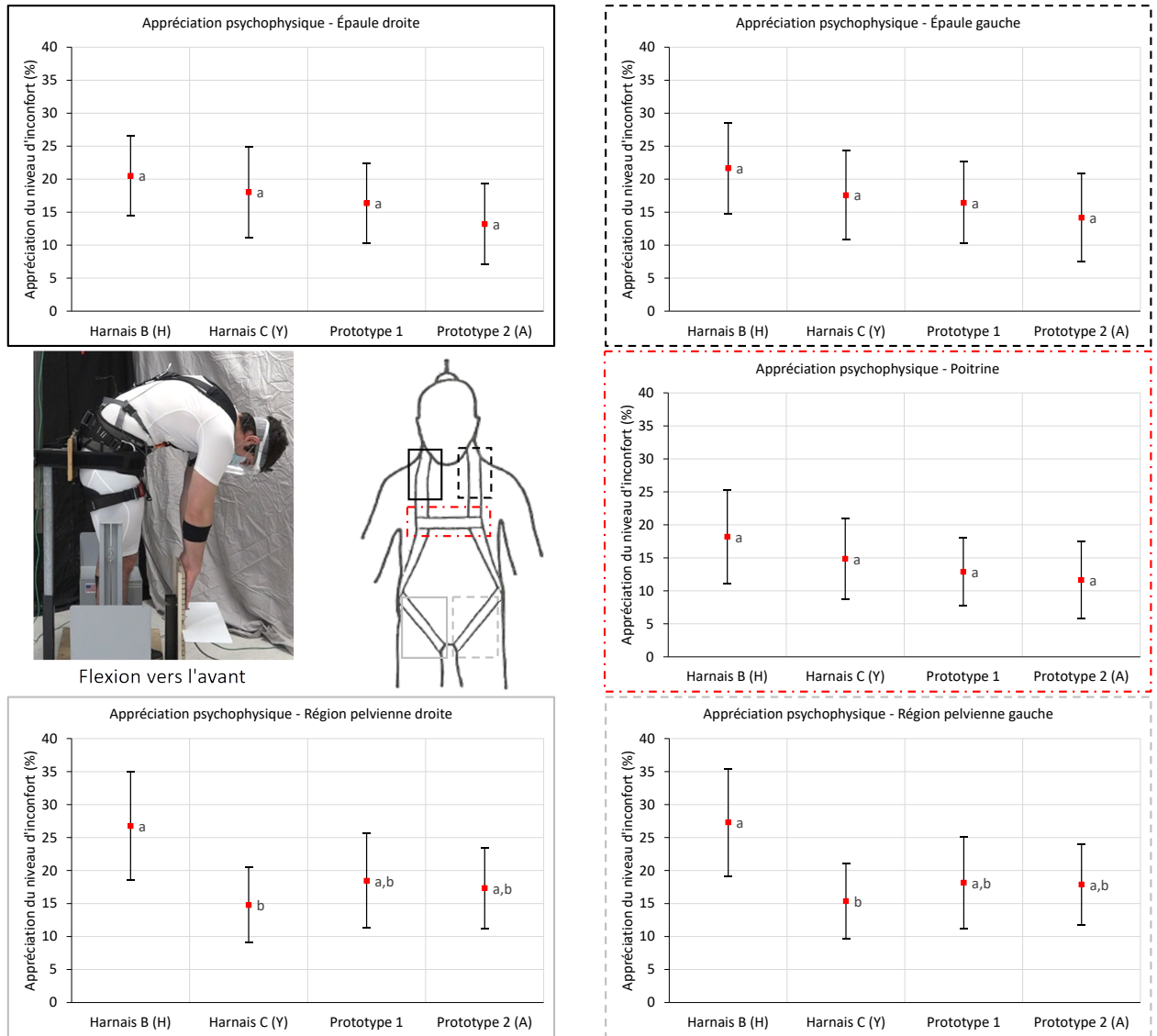


Figure 93. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.

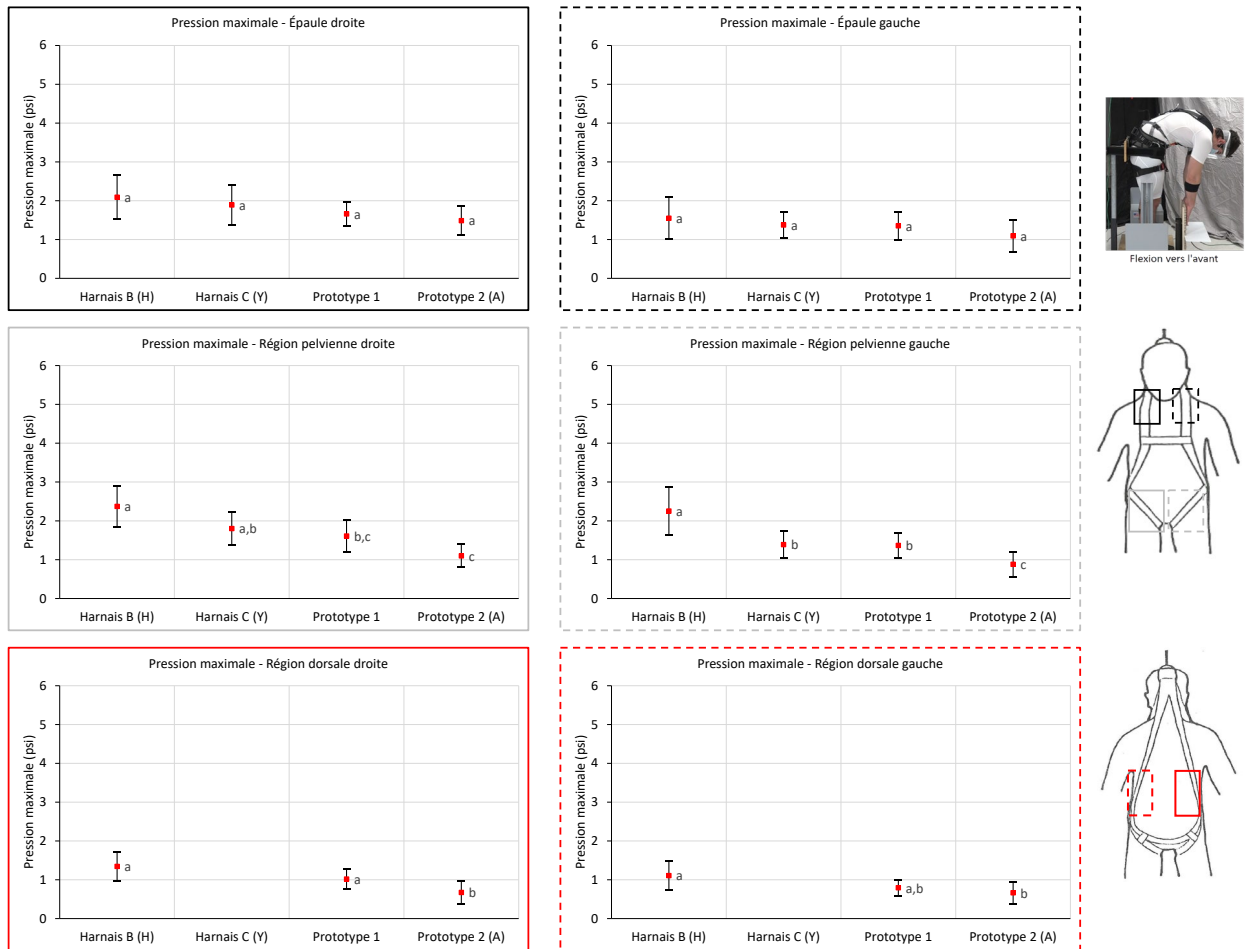
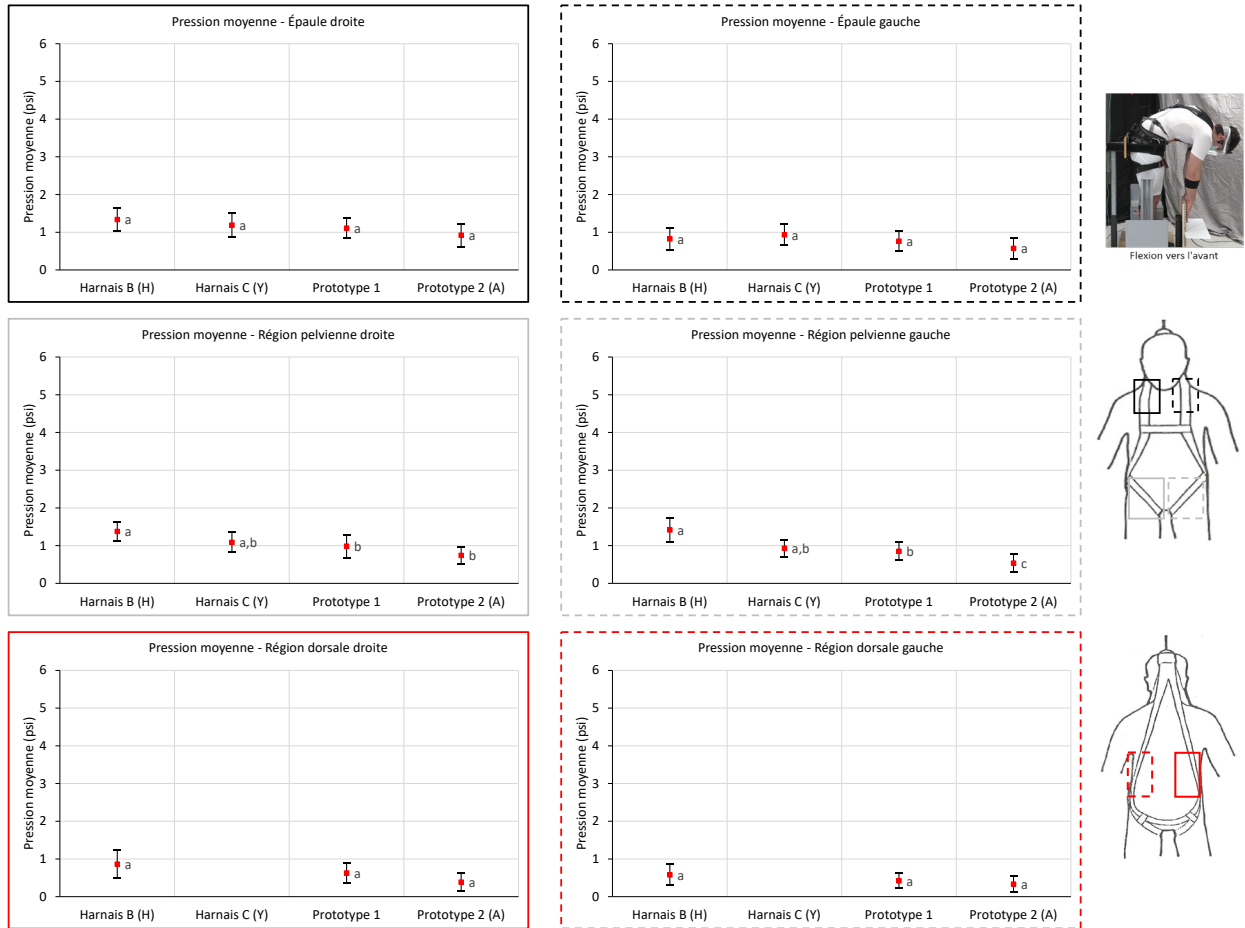


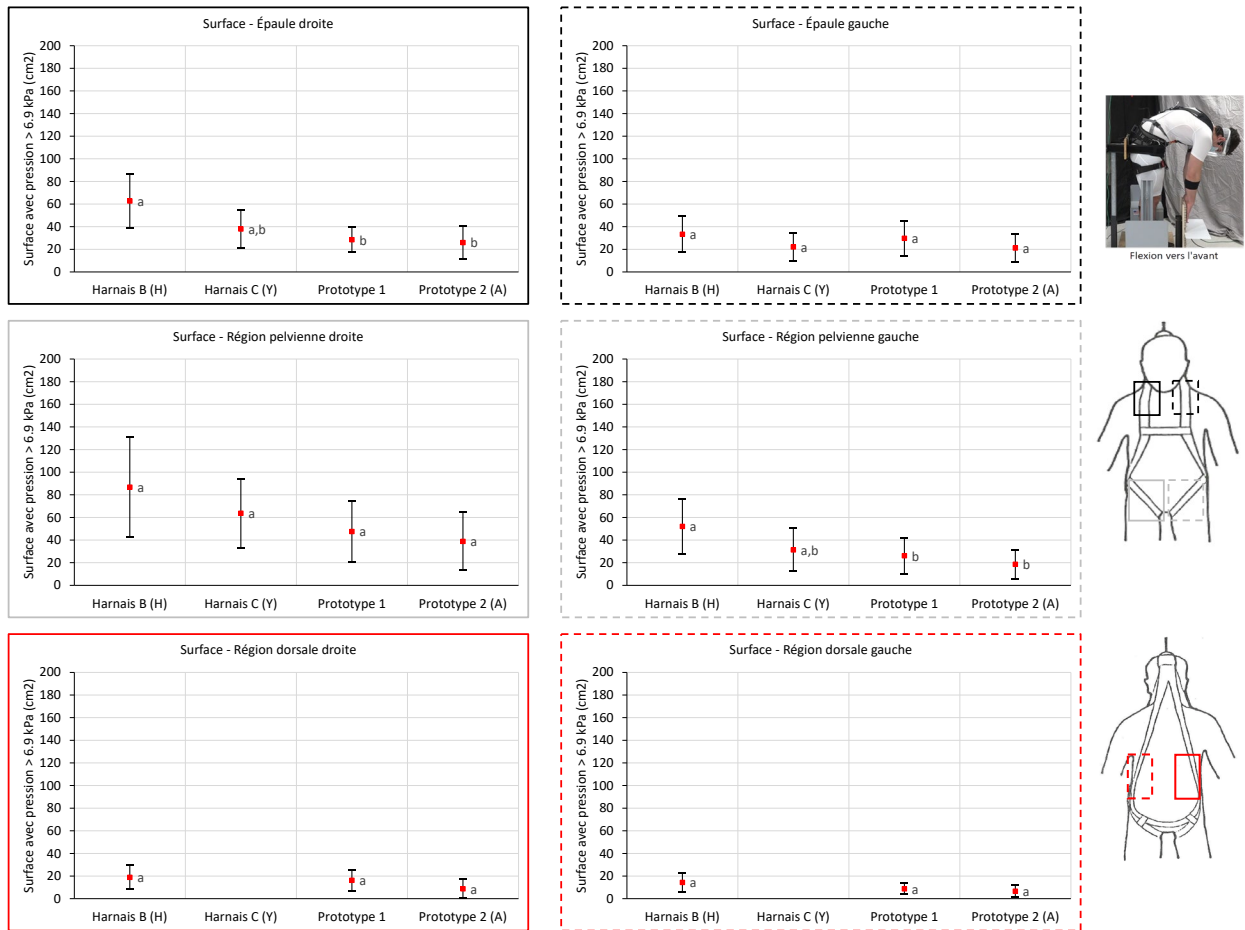
Figure 94. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.



Pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 95), les deux prototypes sont la plupart du temps confondus avec le harnais C (modèle en Y).

En termes d'influence du somatotype ou du sexe, seule l'interaction sexe x harnais est significative pour la région pelvienne droite, en termes de pression moyenne et maximale : il y a une différence significative entre les harnais chez les femmes, alors qu'ils sont tous confondus chez les hommes.

Figure 95. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de flexion vers l'avant – Phase 2.



B.I.III Inclinaison à droite et à gauche

La figure 96 présente l'appréciation psychophysique donnée par les participants pour le mouvement inclinaison sur la droite. Pour ce mouvement, les différences attendues entre les harnais devraient se situer du côté gauche (épaule et cuisse). Effectivement, les différences sont peu marquées du côté droit, et plus perceptibles du côté gauche, en particulier à l'épaule. Le harnais B (modèle en H) se distingue comme étant le plus inconfortable à l'épaule et au niveau de la région pelvienne, tandis que le harnais C (modèle en Y) est le plus confortable à l'épaule, et à la région pelvienne. Les deux prototypes n'atteignent pas la performance du harnais C au niveau de l'épaule, mais le prototype 2 (avec anneaux) est meilleur que le harnais B (modèle en H). Au niveau de la région pelvienne, les deux prototypes sont confondus avec le harnais C, et sont donc une nette amélioration comparativement au harnais B (modèle en H).

Pour ce qui est des pressions mesurées aux épaule, à la région pelvienne et au dos, les mêmes tendances sont observées (Figure 97 et Figure 98) : le harnais en Y (harnais C) est le seul qui se détache et donne des pressions maximales significativement plus faibles à l'épaule du côté gauche, ce que l'on peut aussi observer pour les pressions moyennes et pour la surface avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 99). Les prototype 1 et 2 sont similaires et n'atteignent pas le niveau de performance du harnais C à l'épaule. Par contre, les deux prototypes sont au moins aussi bons que le harnais C (modèle en Y) pour la région pelvienne. Les pressions et surface mesurées au niveau du dos indiquent que les deux prototypes sont meilleurs ou équivalents au harnais B (modèle en H).

Figure 96. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.

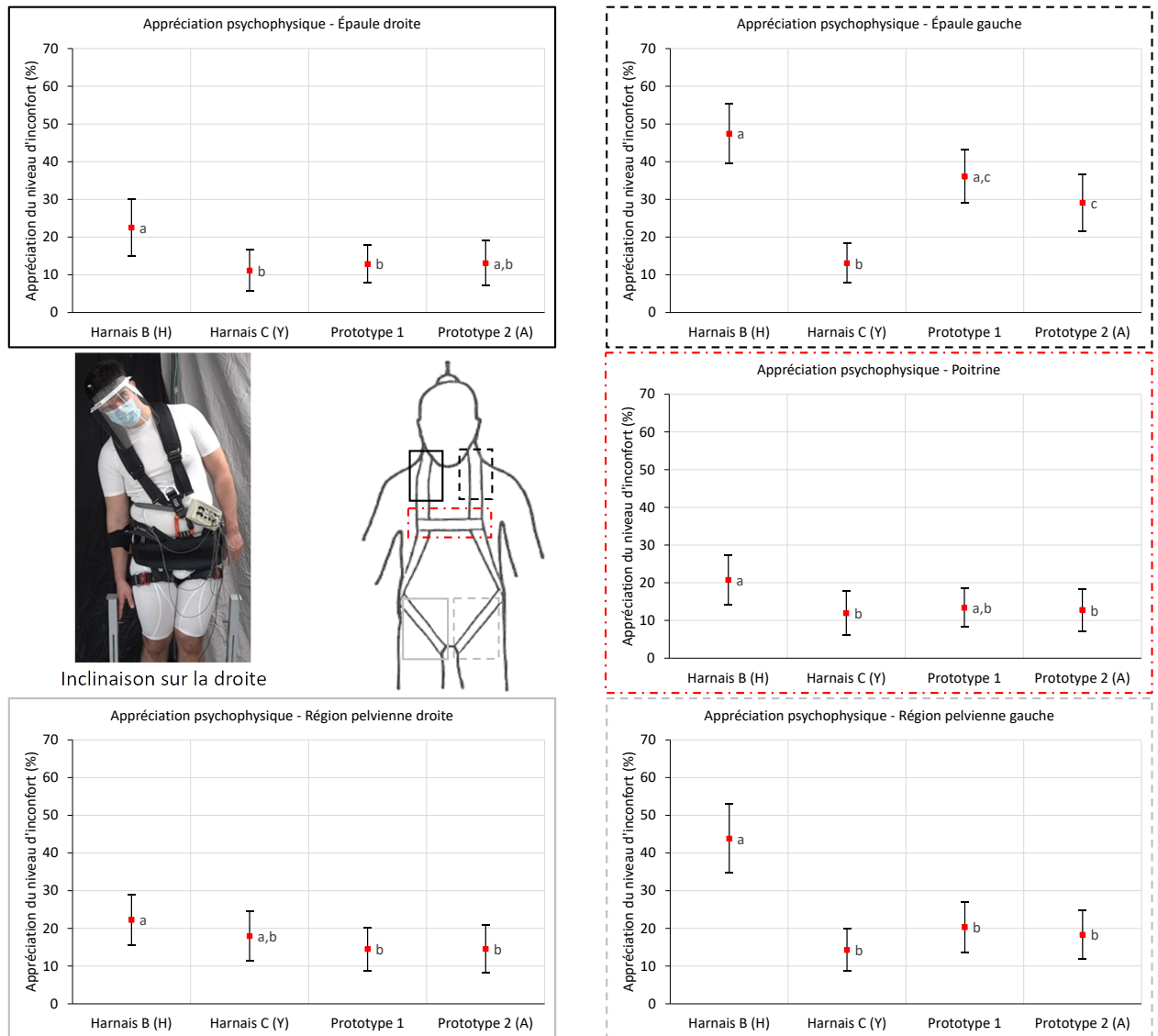


Figure 97. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.

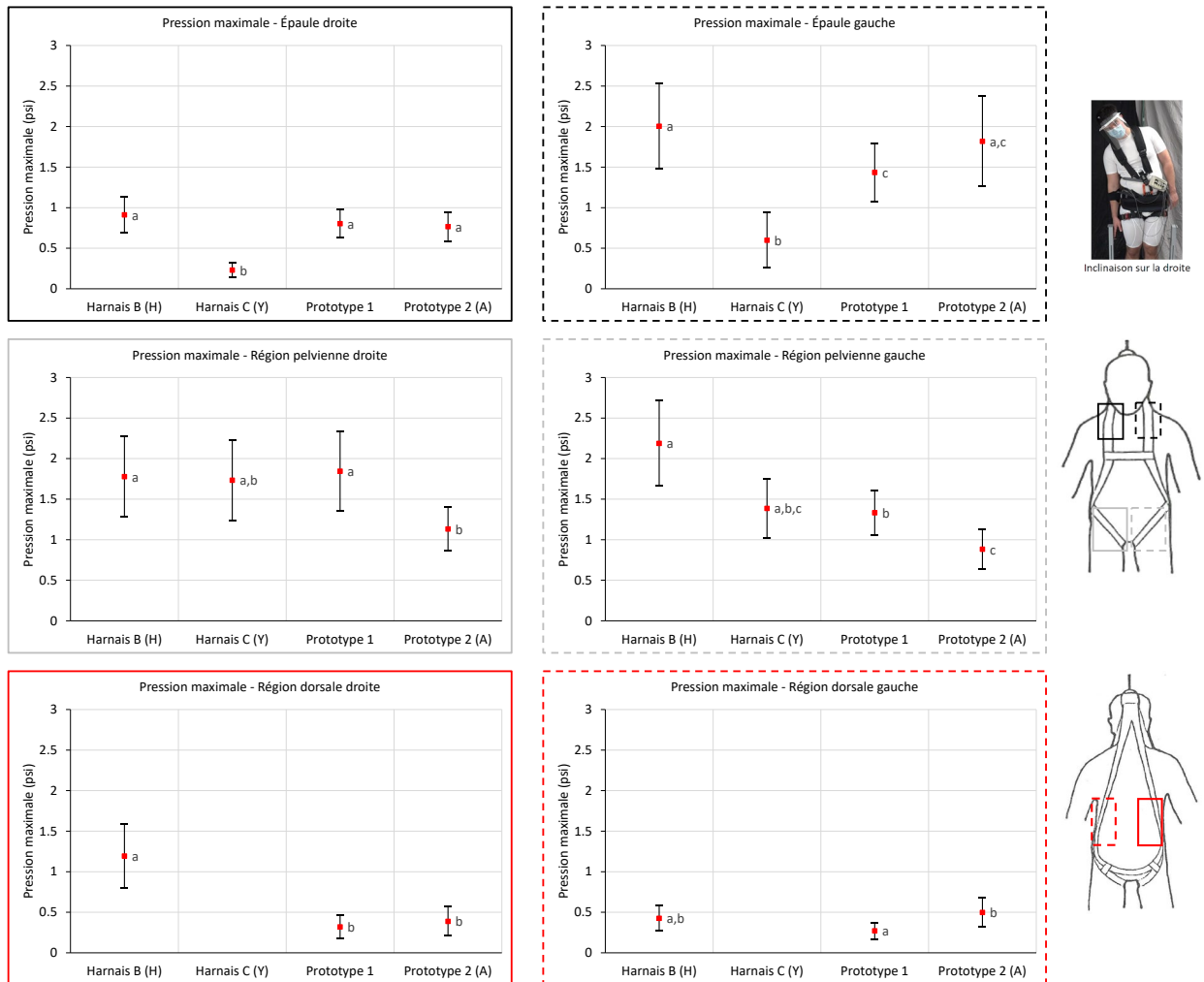


Figure 98. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.

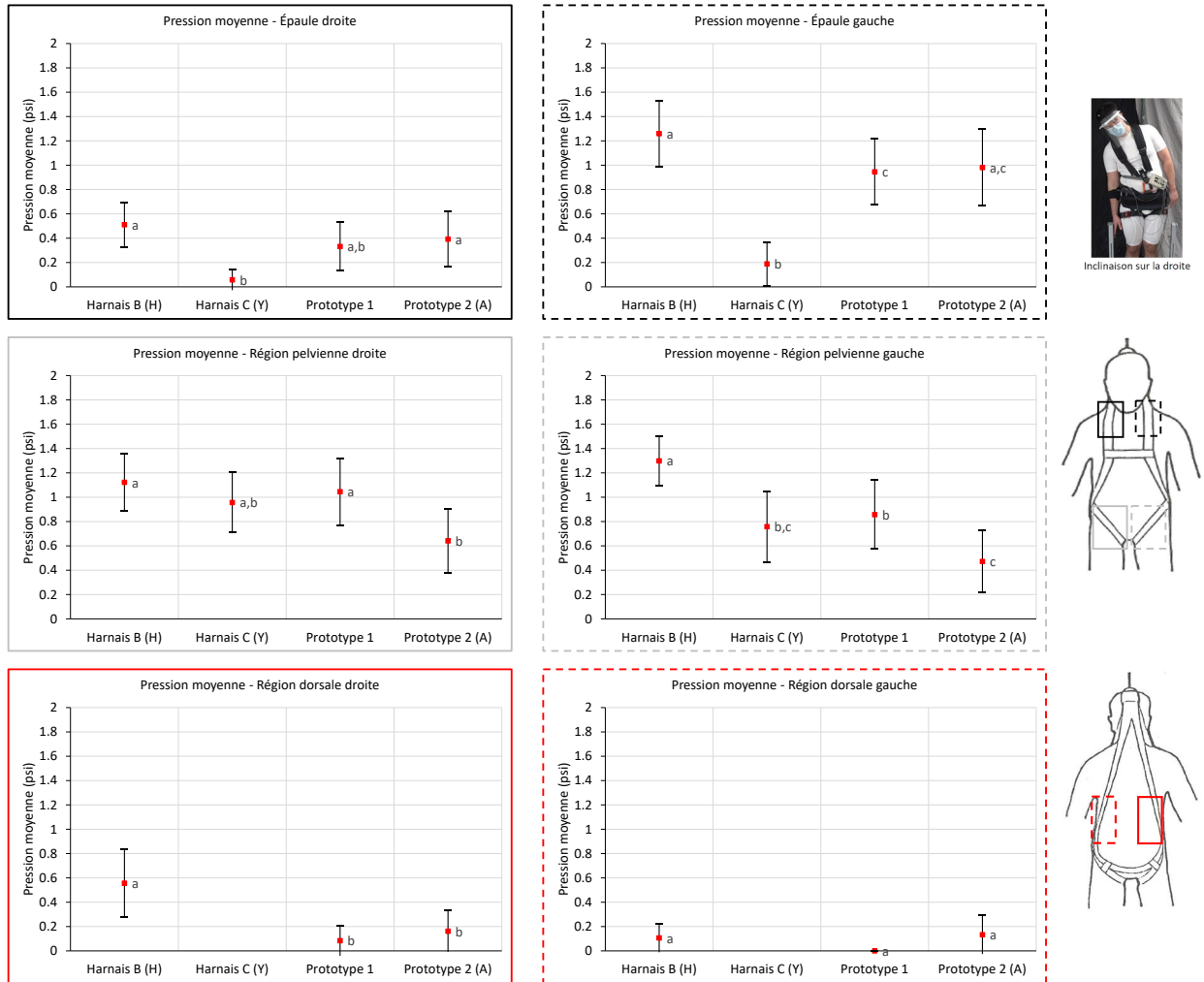
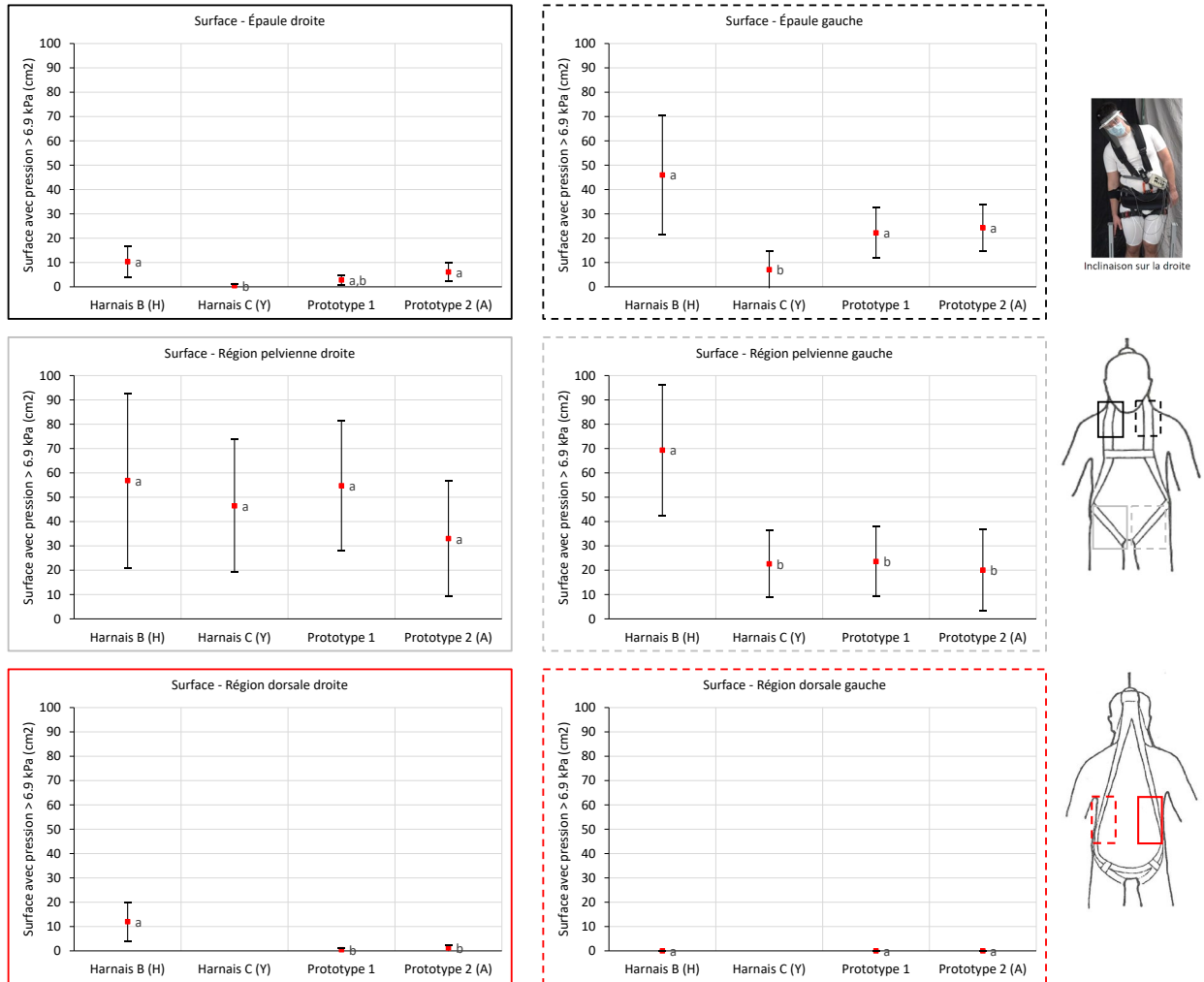


Figure 99. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la droite – Phase 2.



Les tendances pour le mouvement inclinaison sur la gauche devraient être les mêmes que celles observées pour le mouvement inclinaison sur la droite. Effectivement, le harnais en Y (harnais C) est là encore celui qui semble le moins contraignant à l'épaule, du côté opposé à celui vers lequel les participants s'inclinent, tant pour l'appréciation psychophysique (Figure 100) que pour les pressions maximale (Figure 101) et moyenne (Figure 102). Le modèle en H (harnais B) est celui donnant les pressions maximales et moyennes les plus élevées à l'épaule, du côté droit, et les deux prototypes sont similaires, avec des valeurs de pression et d'appréciation psychophysique comprises entre celles du harnais B (modèle en H) et du harnais C (modèle en Y). Au niveau de la région pelvienne, les deux prototypes sont similaires et offrent une performance comparable à celle du harnais C (modèle en Y), et meilleure que le harnais B (modèle en H) surtout pour le prototype 2 (avec anneaux), en termes de pressions. Pour les mesures au niveau du dos, les prototypes apportent une légère amélioration pour les pressions gauche maximale et moyenne

du côté gauche. Finalement, pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi (Figure 103), les mêmes tendances sont observables au niveau des trois régions anatomiques (épaule, région pelvienne et dos).

Figure 100. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.

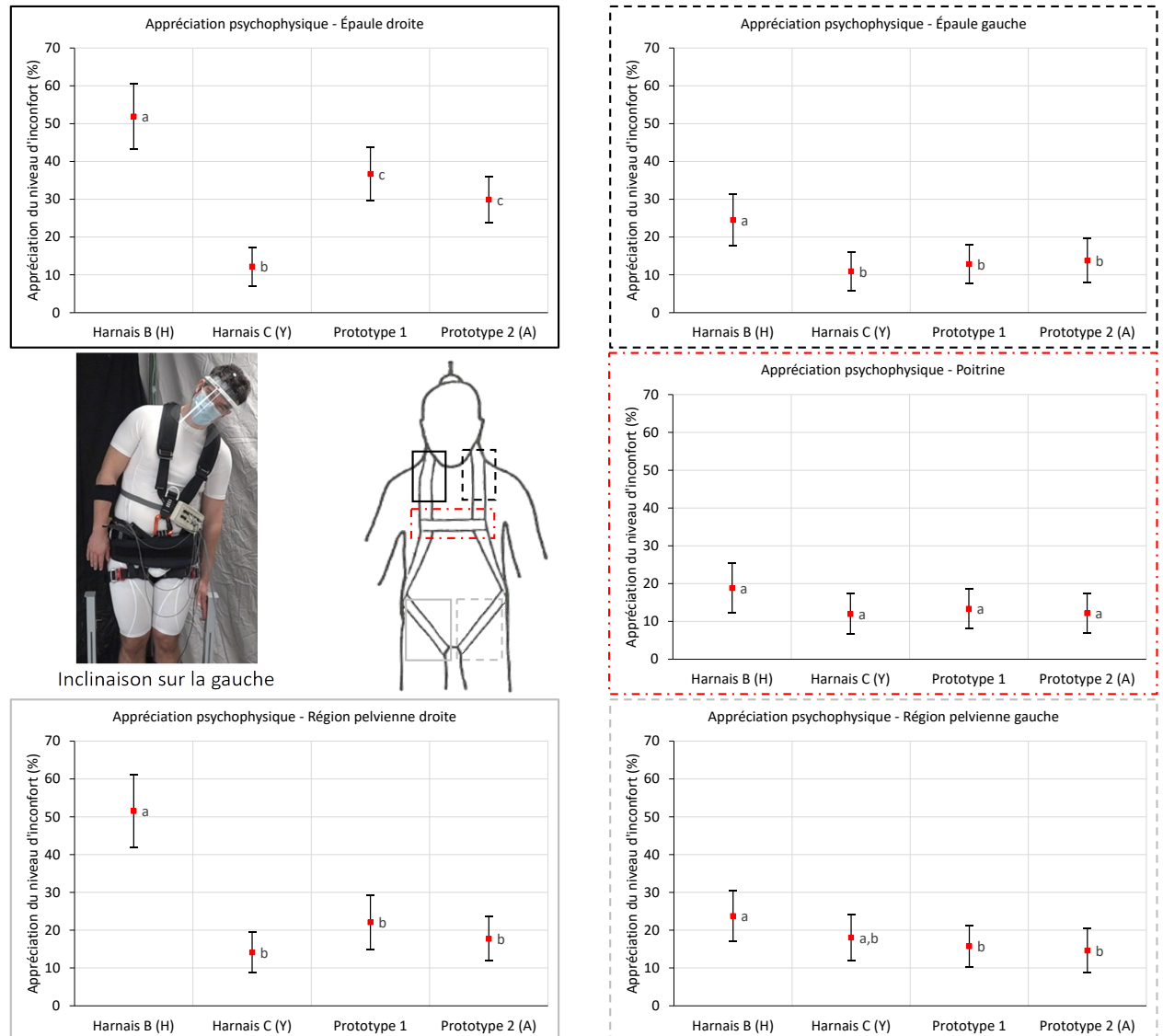


Figure 101. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.

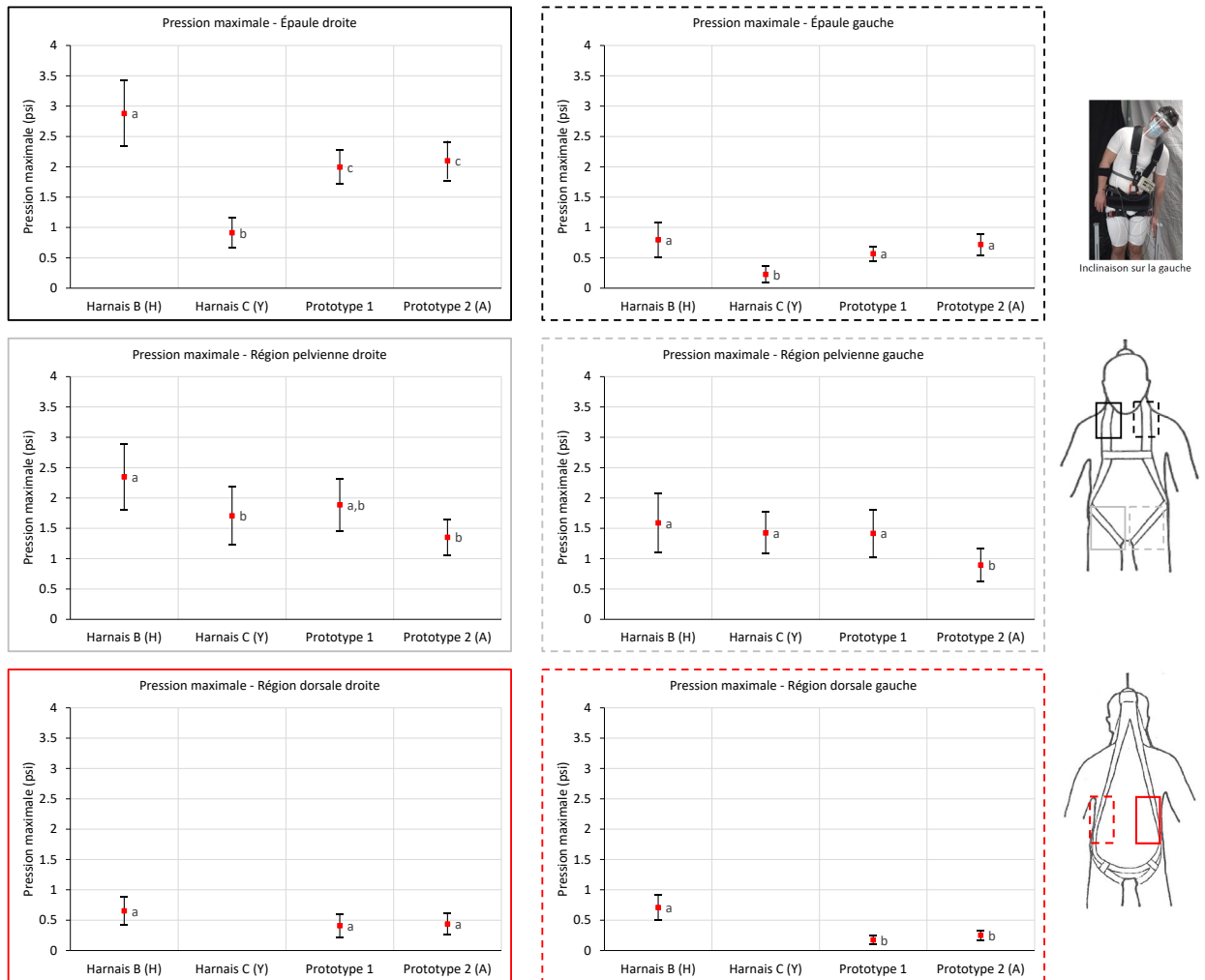


Figure 102. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.

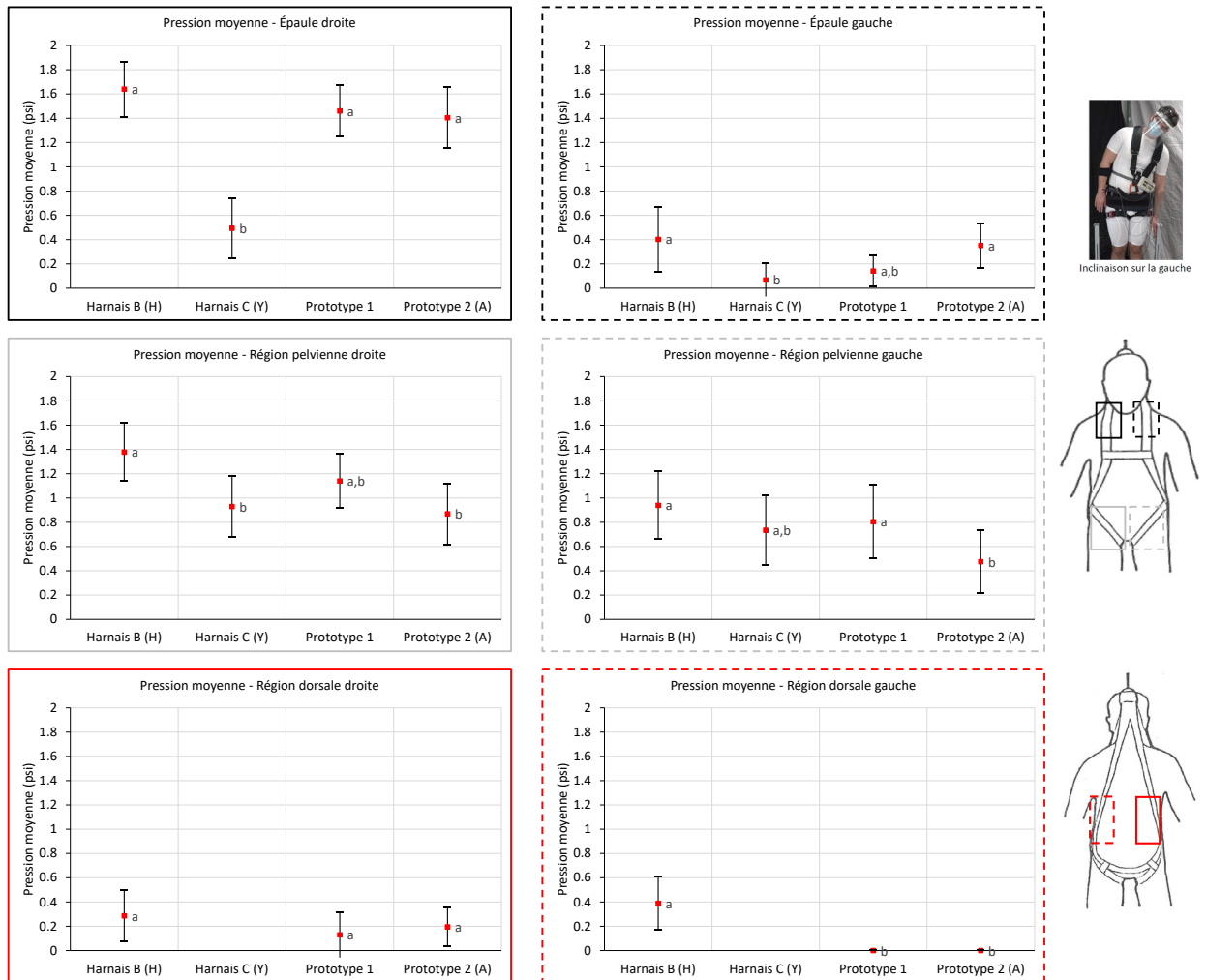
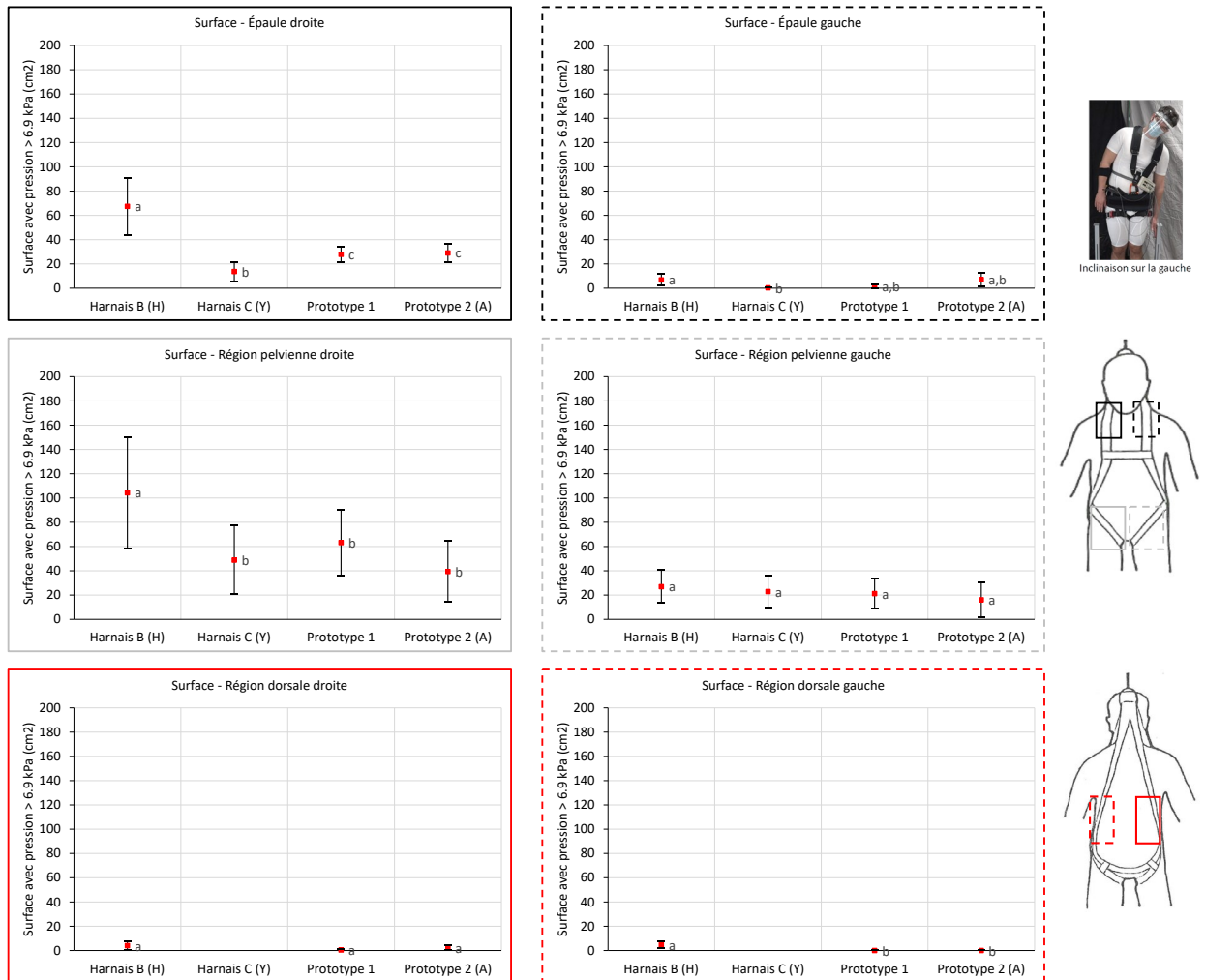


Figure 103. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement d'inclinaison sur la gauche – Phase 2.



Pour les mouvements d'inclinaison, les interactions sexe x harnais ou somatotype x harnais n'étaient pas significatives.

B.I.IV Rotation à gauche et à droite

Comme pour l'inclinaison, dans le cas de la rotation, les différences attendues entre les harnais devraient se situer du côté opposé à la rotation. En effet, comme on peut le voir pour l'appréciation psychophysique indiquée par les participants pour la rotation vers la droite, les différences notables se situent uniquement à l'épaule gauche et à la région pelvienne (Figure 104), tandis que les différences significatives sont à l'épaule et à la région pelvienne droite dans le cas de la rotation à gauche (Figure 108). Les deux prototypes offrent un confort similaire au harnais C (modèle en Y) pour la région

pelvienne, et sont des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H, le moins bon) et le harnais C (modèle en Y, le meilleur), au niveau de l'épaule, du côté opposé à la rotation.

Les données des tapis de pression (Figure 105 à Figure 107 pour la rotation vers la droite, et Figure 109 à Figure 111 pour la rotation vers la gauche) montrent que, à l'épaule, les deux prototypes permettent d'abaisser les pressions maximales, moyennes, et la surface avec une pression supérieure à 1 psi comparativement au harnais B (modèle en H), du côté opposé à la rotation, sans toutefois atteindre des pressions aussi basses que le harnais C (modèle en Y). Les pressions maximales et moyennes, et surface avec une pression supérieure à 1 psi sont comparables au harnais C (modèle en Y) pour les régions pelviennes, et inférieures aux valeurs obtenues pour le harnais B (modèle en H). Pour la zone dorsale, les valeurs mesurées pour les deux prototypes sont similaires, et significativement inférieures à celles mesurées pour le harnais B (modèle en H). Les deux prototypes offrent donc de meilleures performances en termes de pression comparativement au harnais B (modèle en H) et sont comparables au harnais C (modèle en Y) à l'exception des épaules, du côté opposé à la rotation.

En termes d'interactions avec le somatotype et le sexe, les résultats n'ont pas permis d'en identifier pour les épaules ou la région pelvienne de manière générale. Les quelques interactions identifiées n'ont pas donné de tendances vraiment différentes dans la comparaison des harnais. La seule interaction qui est notable est celle somatotype x harnais pour le cas des pressions maximales et moyennes dans le dos du côté gauche pour la rotation à droite : les endomorphes ont des pressions similaires pour le harnais B et les deux prototypes, contrairement à la tendance générale observée.

Figure 104. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.

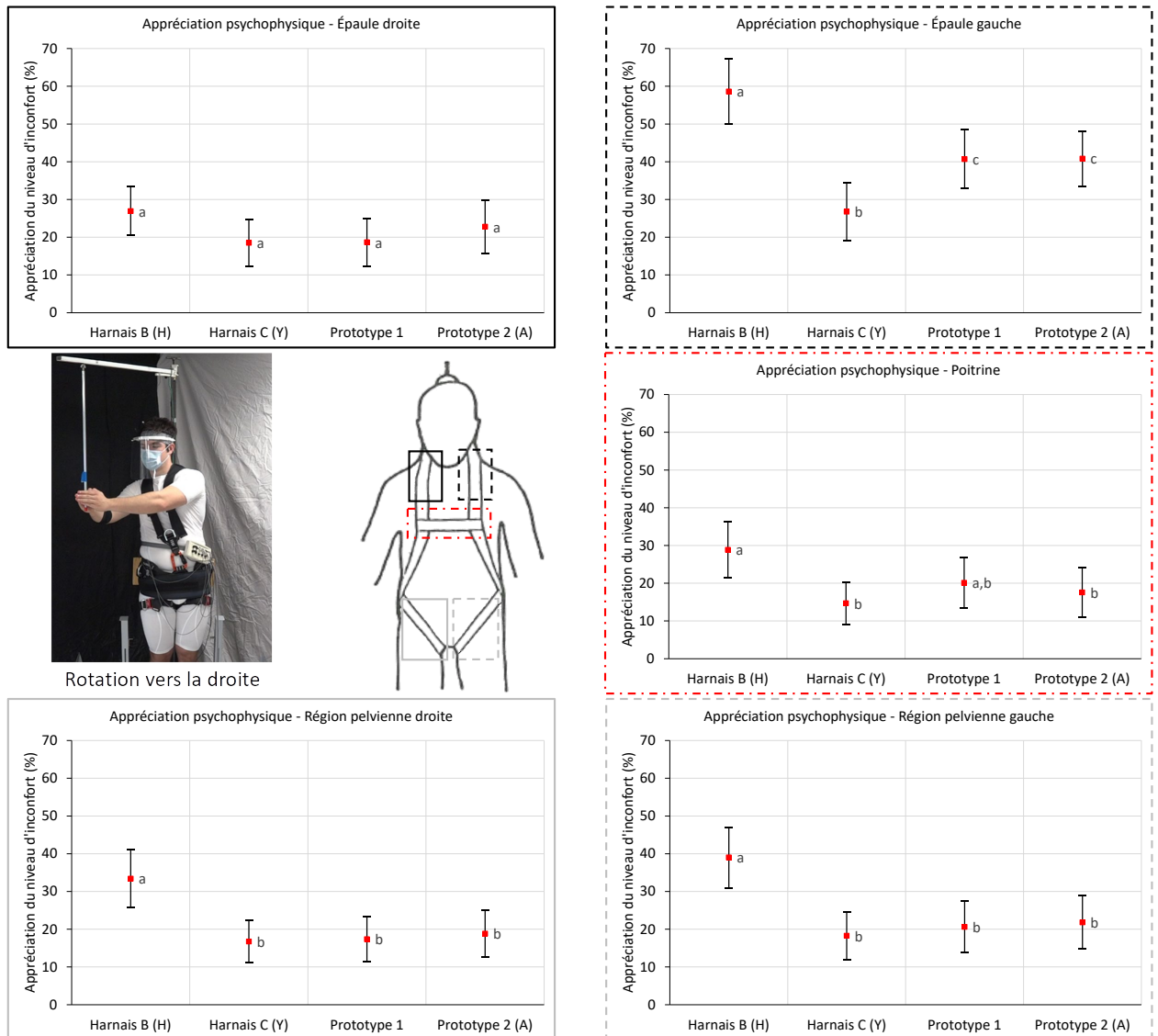


Figure 105. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.

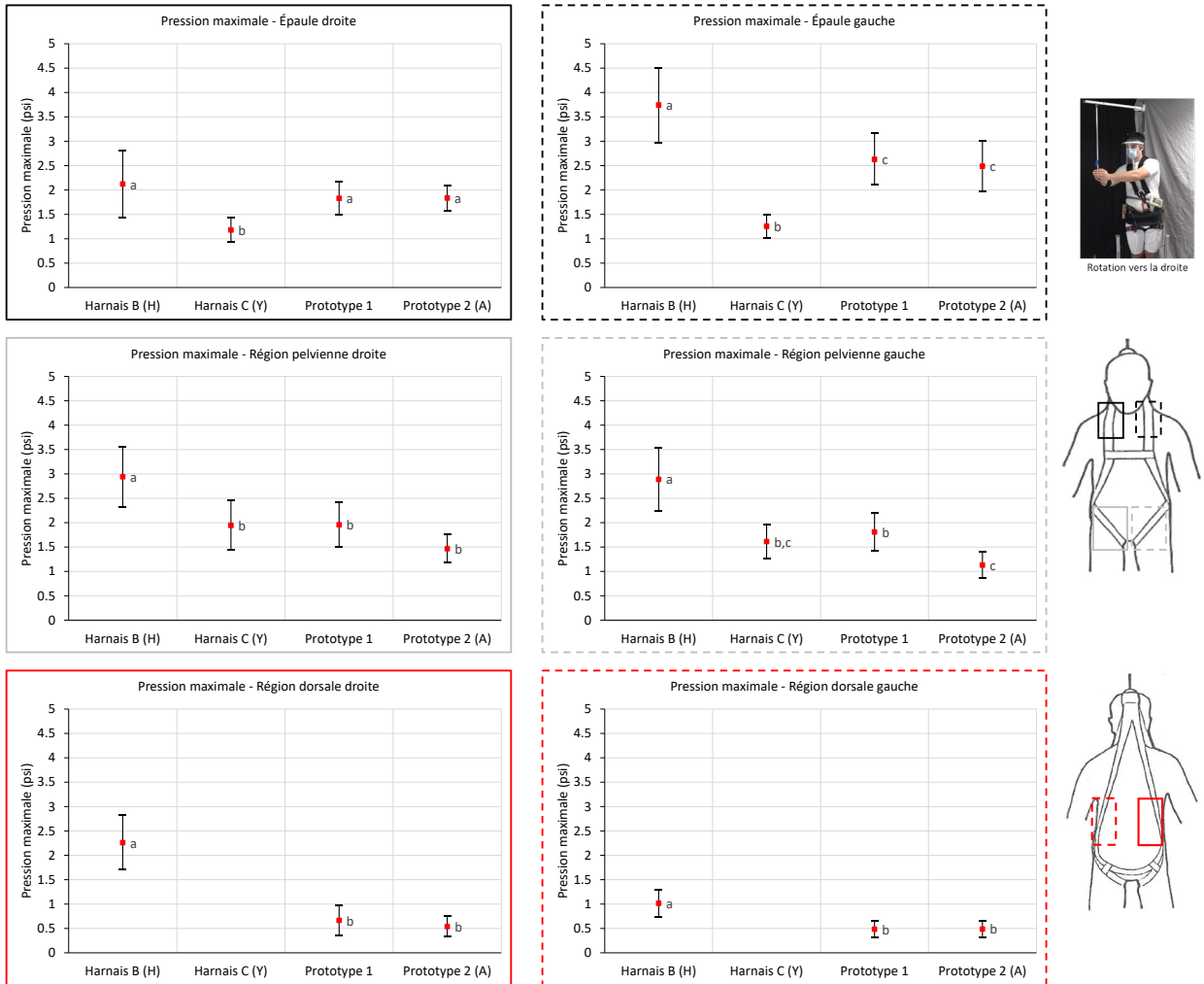


Figure 106. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.

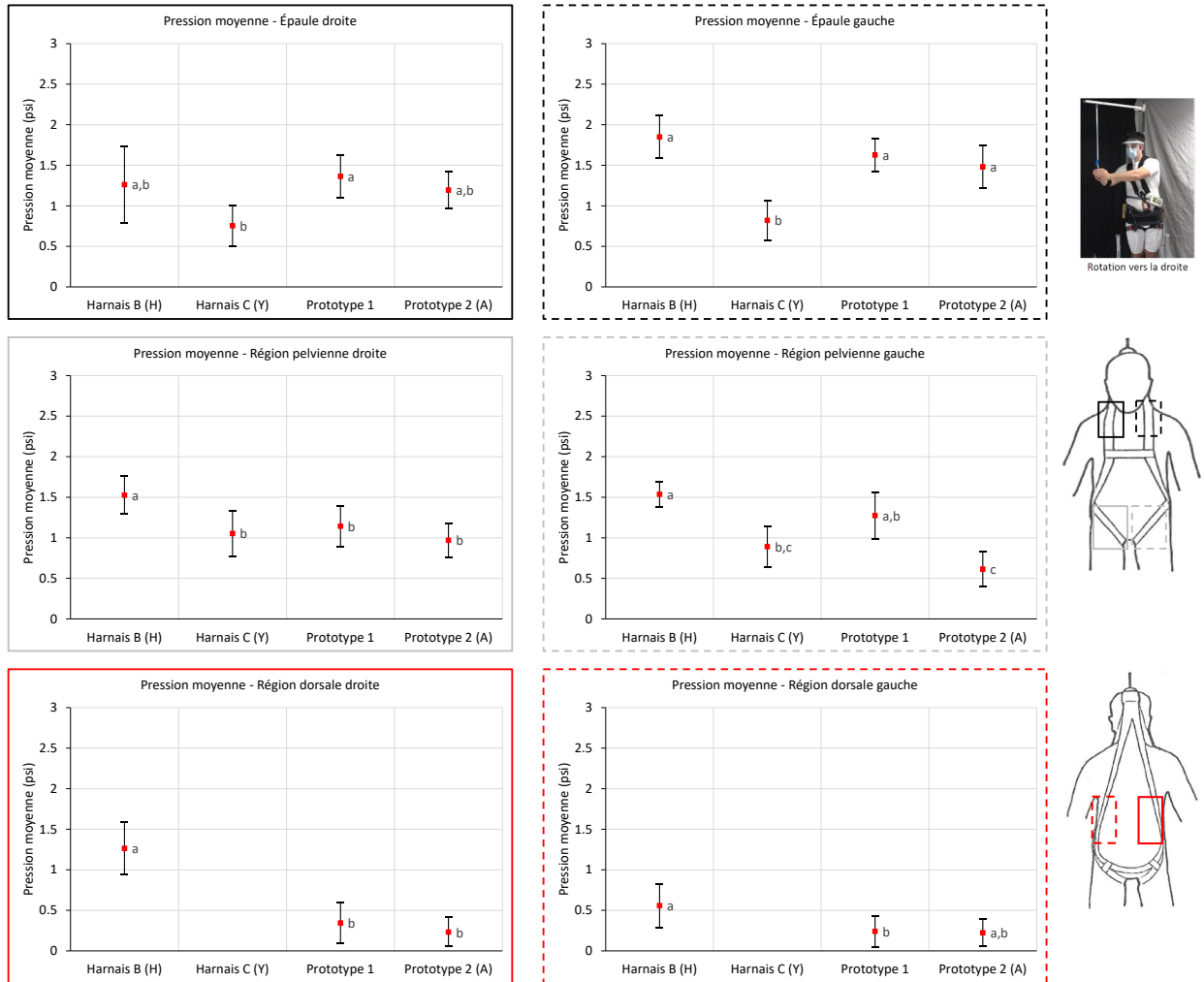


Figure 107. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la droite – Phase 2.

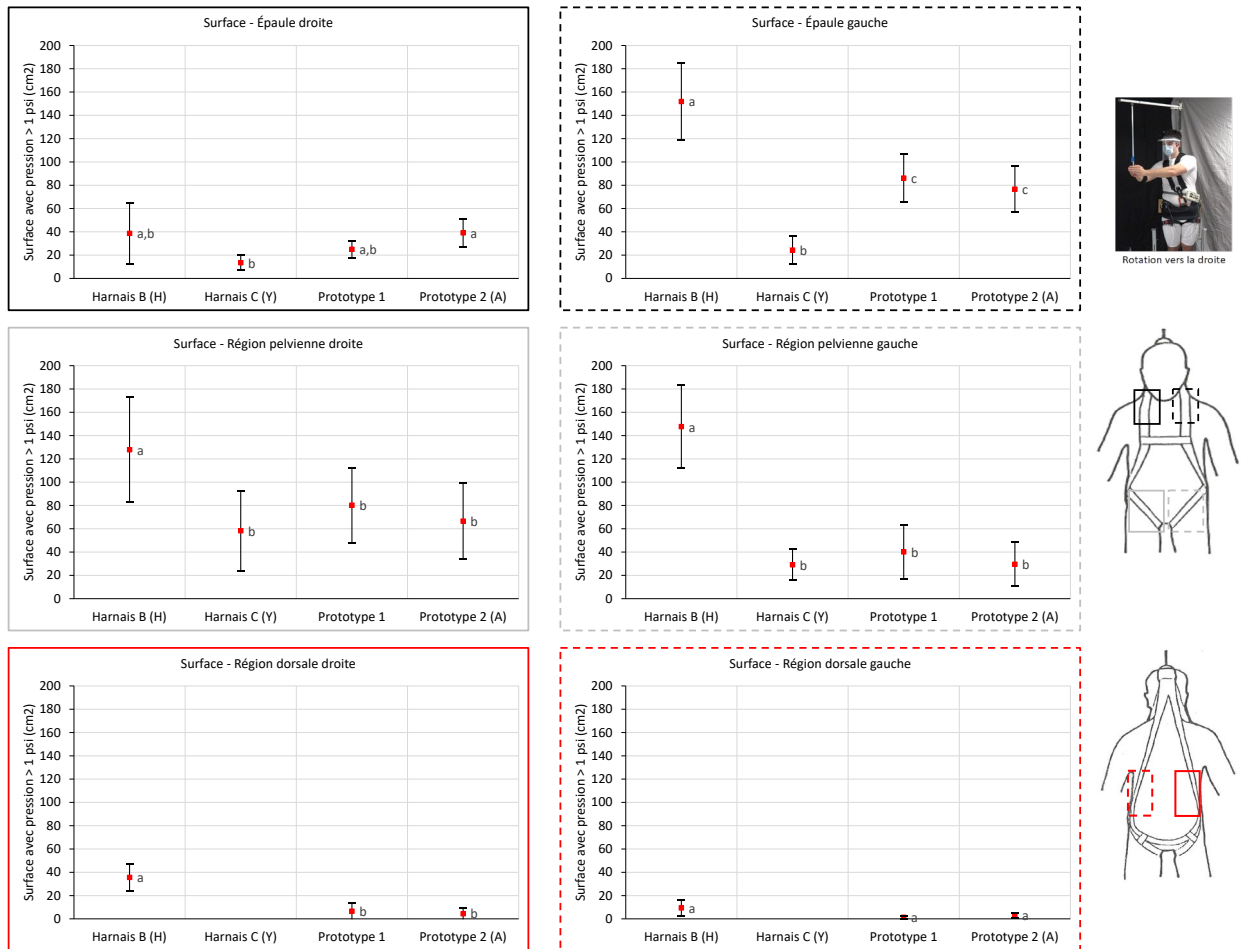


Figure 108. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.

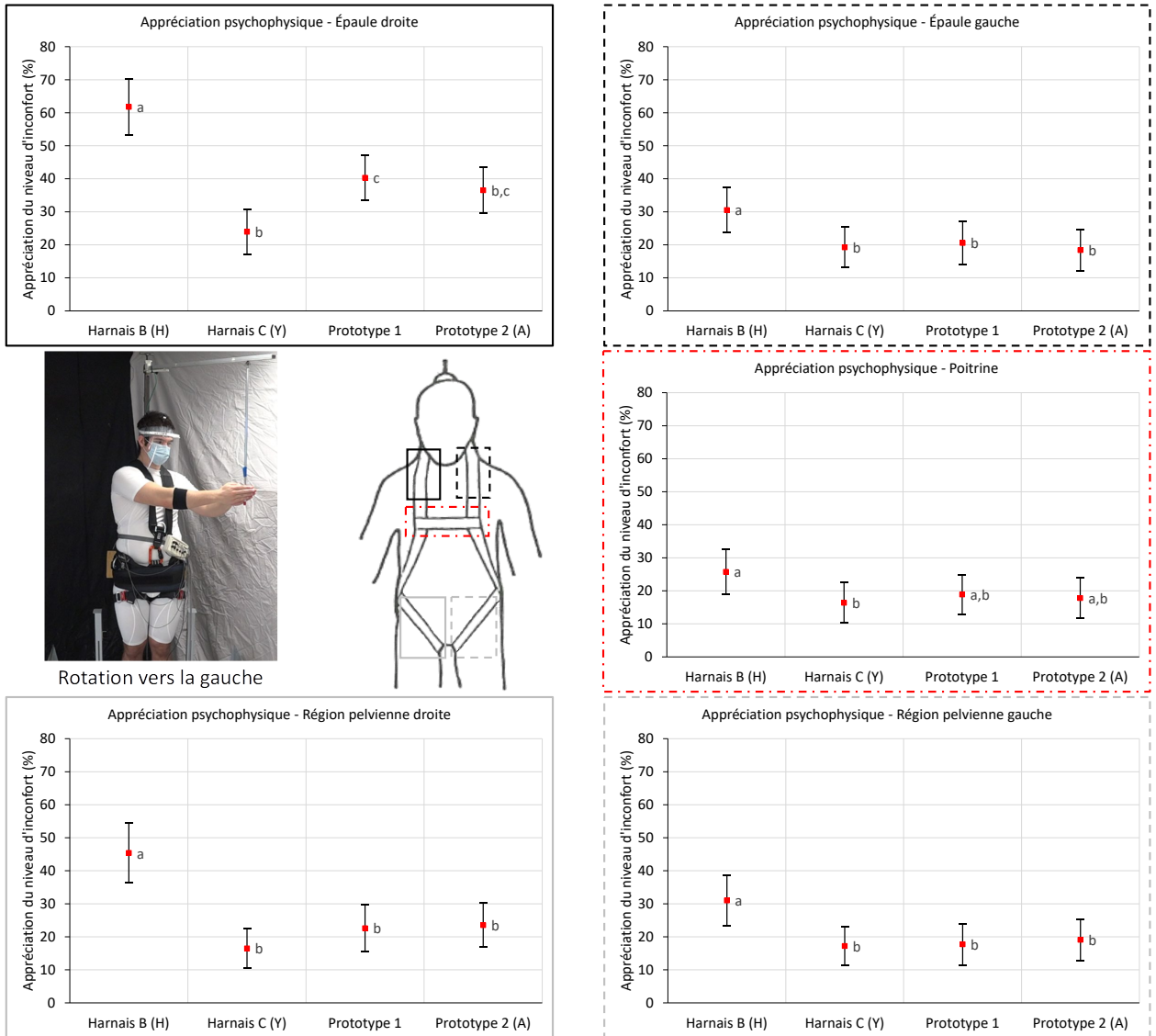


Figure 109. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.

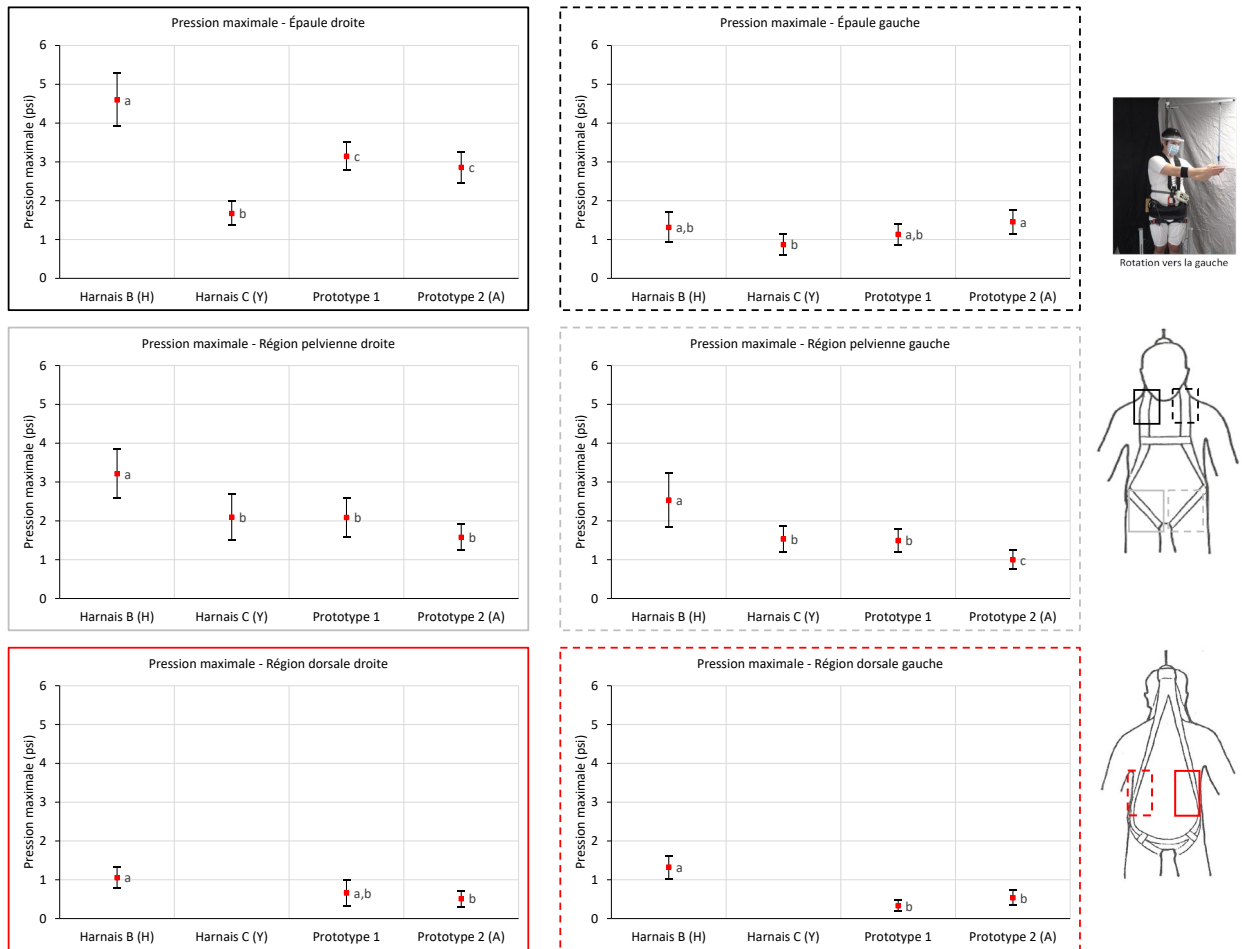


Figure 110. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.

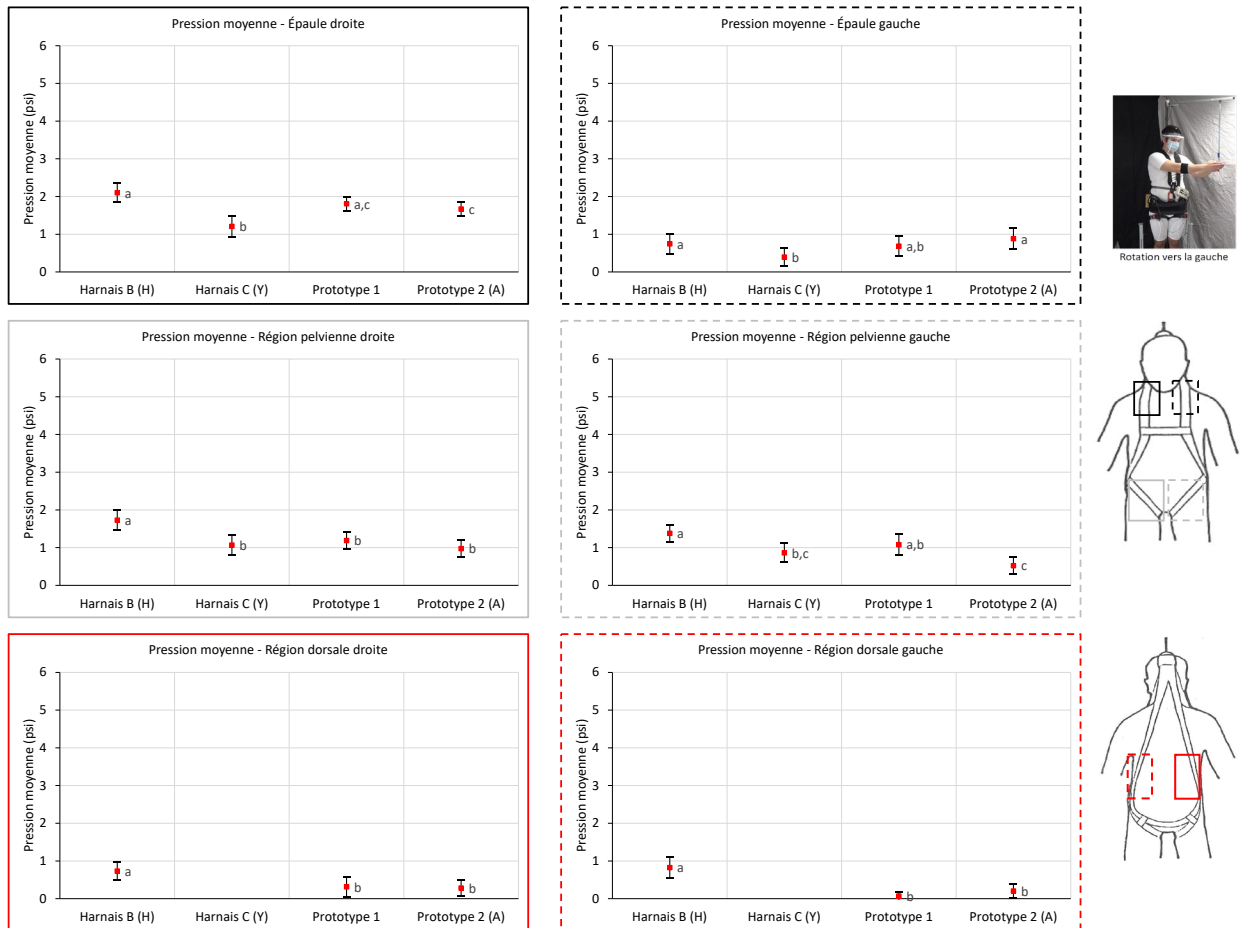
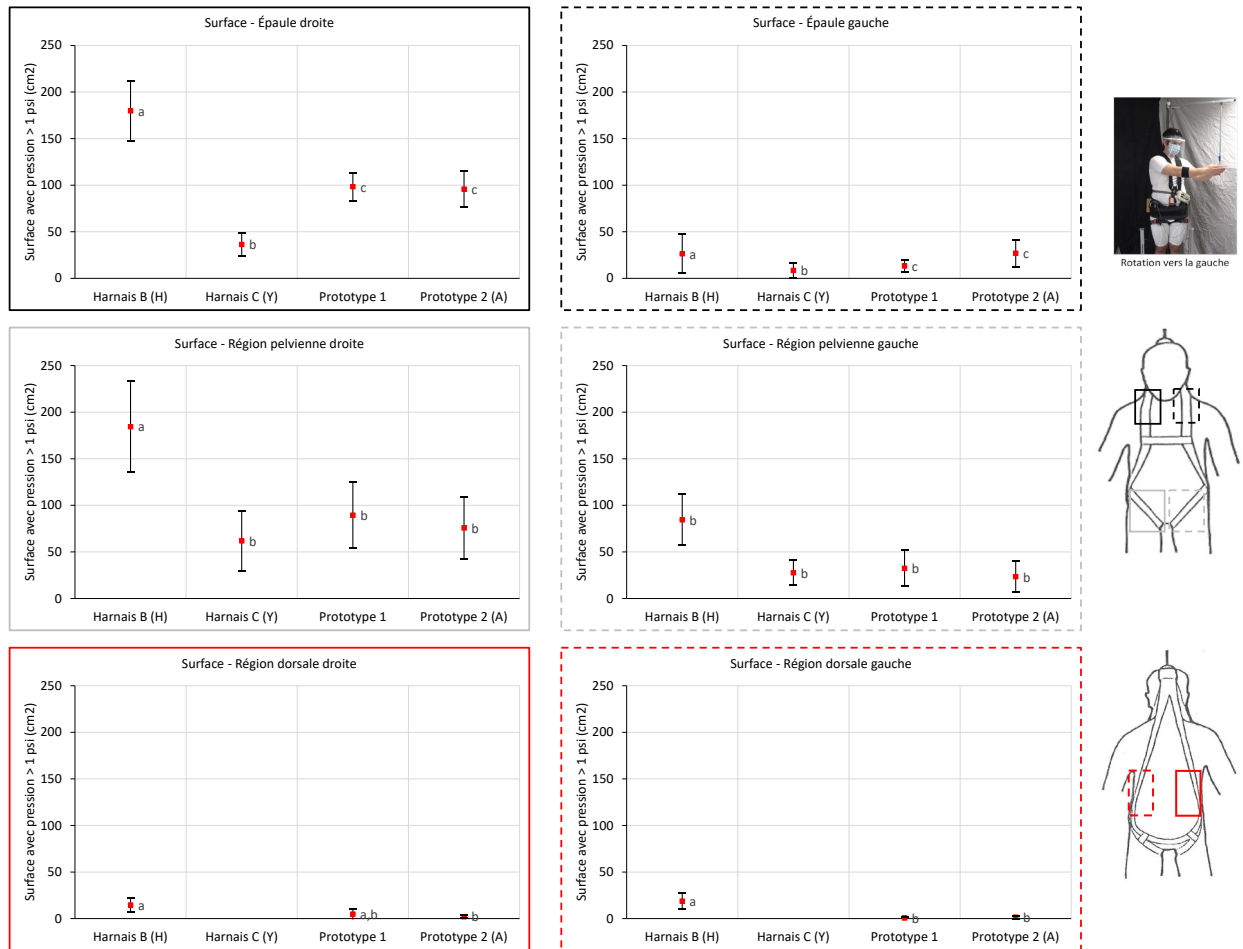


Figure 111. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement de rotation vers la gauche – Phase 2.



B.I.V Chevalier avec rotation du buste du même côté que la jambe

Rotation droite – Chevalier jambe droite

Pour la rotation sur la droite, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe droite fléchie à 90°, dans le cas de l'appréciation psychophysique (Figure 112) du côté opposé à la rotation, les prototypes sont des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H, le pire) et le harnais C (modèle en Y, le meilleur) au niveau de l'épaule, tandis qu'ils sont confondus avec le harnais C (le meilleur) au niveau de la région pelvienne. Ce constat est le même que pour le mouvement de rotation du buste, et montre que les prototypes sont une amélioration par rapport à la configuration traditionnelle des sangles en H.

Pour les valeurs données par les tapis de pression (Figure 113 à Figure 115), les deux prototypes sont confondus avec le harnais C (modèle en Y) pour l'épaule gauche, et offrent une meilleure liberté de mouvement pour la région pelvienne gauche. Le modèle

en H (harnais B) donne les pressions maximales et moyennes significativement supérieures aux trois autres harnais, ce qui est consistant avec les résultats obtenus lors de la phase 1. En termes de pression au niveau du dos, les deux prototypes sont meilleurs que le harnais B (modèle en H).

Pour ce mouvement, les appréciations psychophysiques rapportées par les participants et les pressions maximales et moyennes mesurées par les tapis de pression donnent des tendances un peu différentes : (i) à l'épaule, du côté opposé à la rotation, l'appréciation psychophysique indique que les prototypes sont plus confortables que le harnais B (modèle en H), mais moins confortables que le harnais C, tandis que les pressions maximales et moyennes sont confondues pour ces trois harnais (harnais C et prototypes) ; (ii) à la région pelvienne, du côté opposé à la rotation, le harnais C et les deux prototypes sont confondus du point de vue de l'appréciation psychophysique, tandis que les pressions maximales et moyennes sont plus faibles pour les deux prototypes, comparativement au harnais C.

Une interaction significative sexe x harnais a été notée, au niveau des épaules : les femmes dénotent un inconfort plus élevé que les hommes pour le harnais C (modèle en Y) aux deux épaules, et pour le prototype 1 au niveau de l'épaule gauche (côté opposé à la rotation).

Figure 112. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.

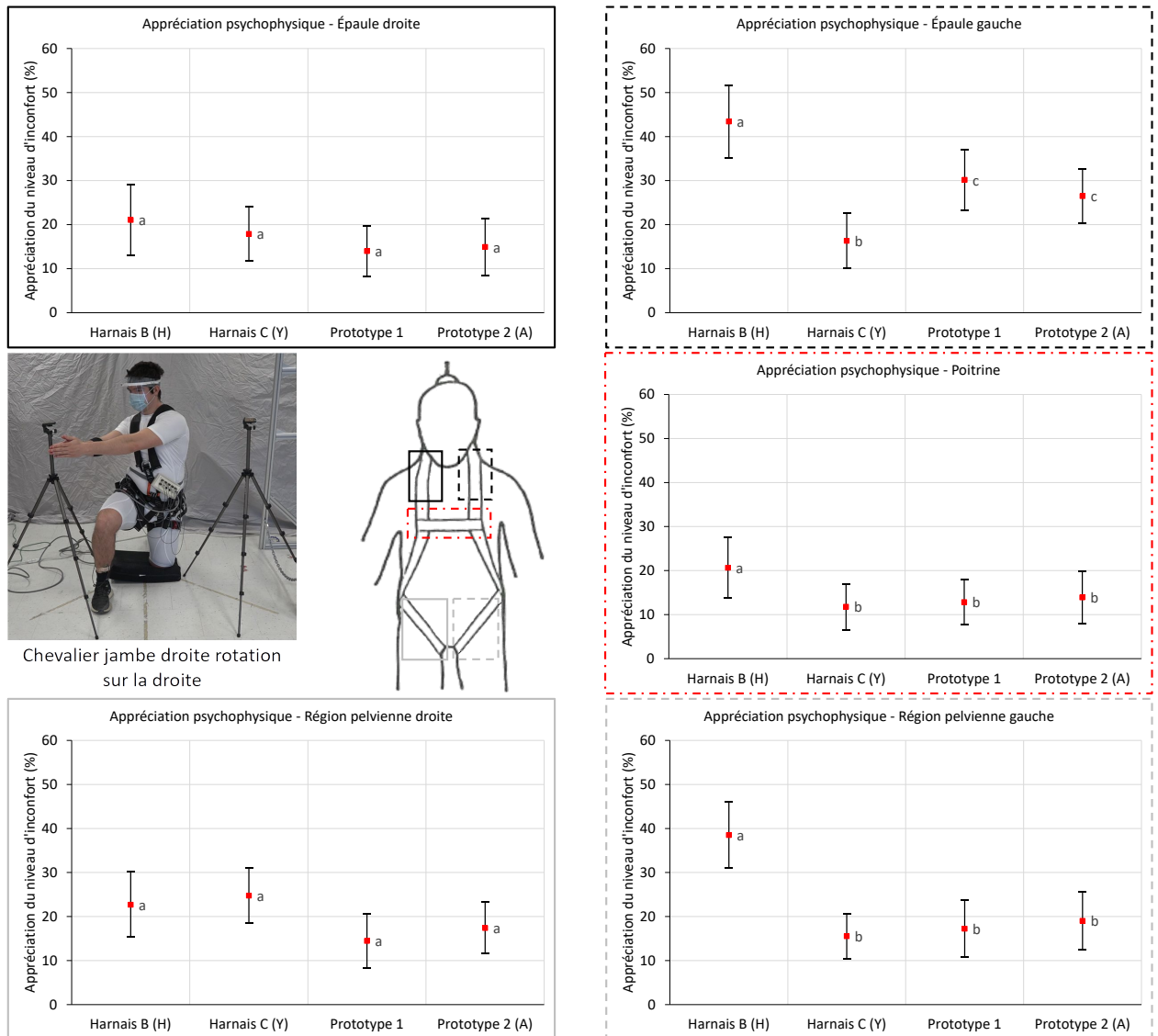


Figure 113. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.

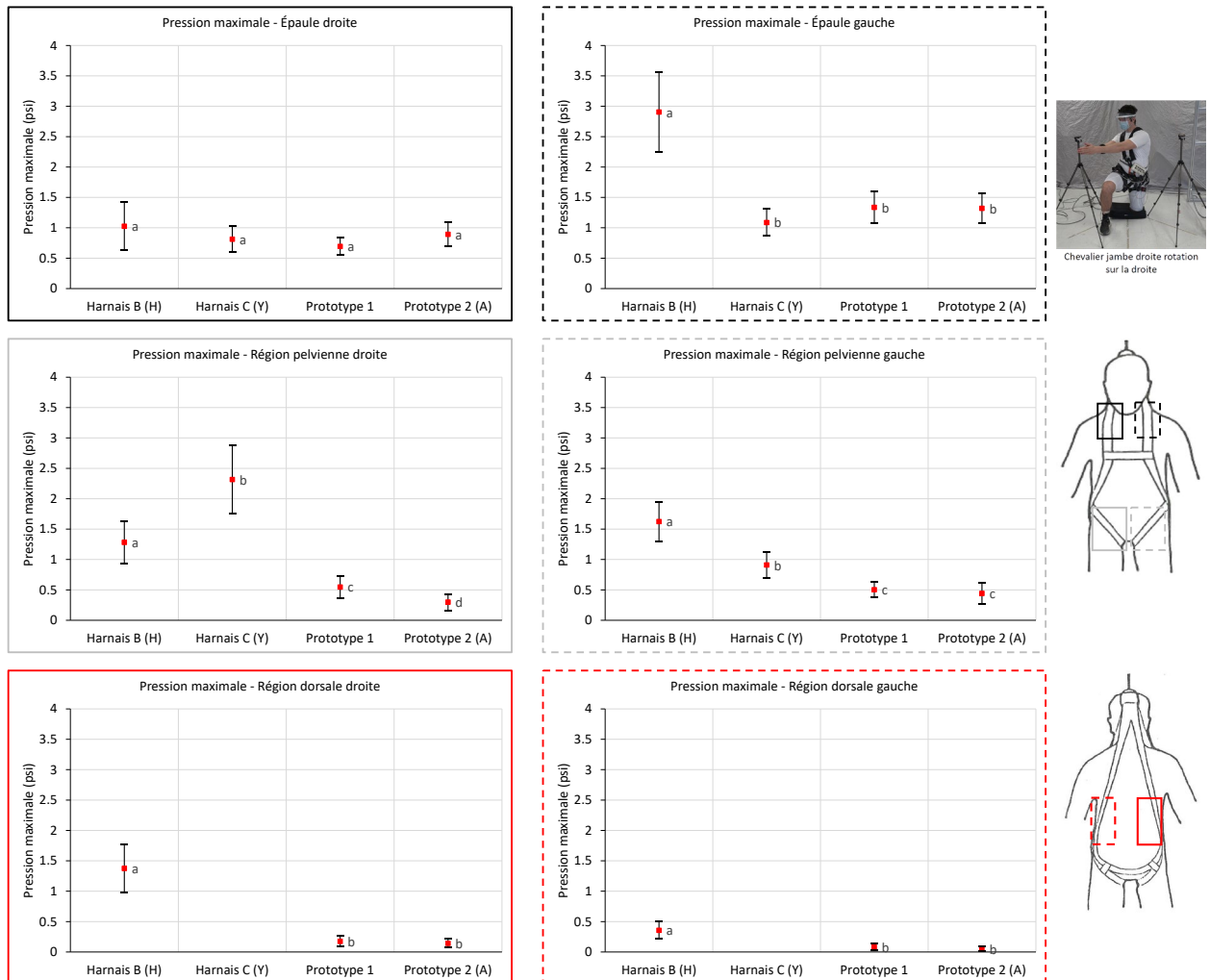


Figure 114. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.

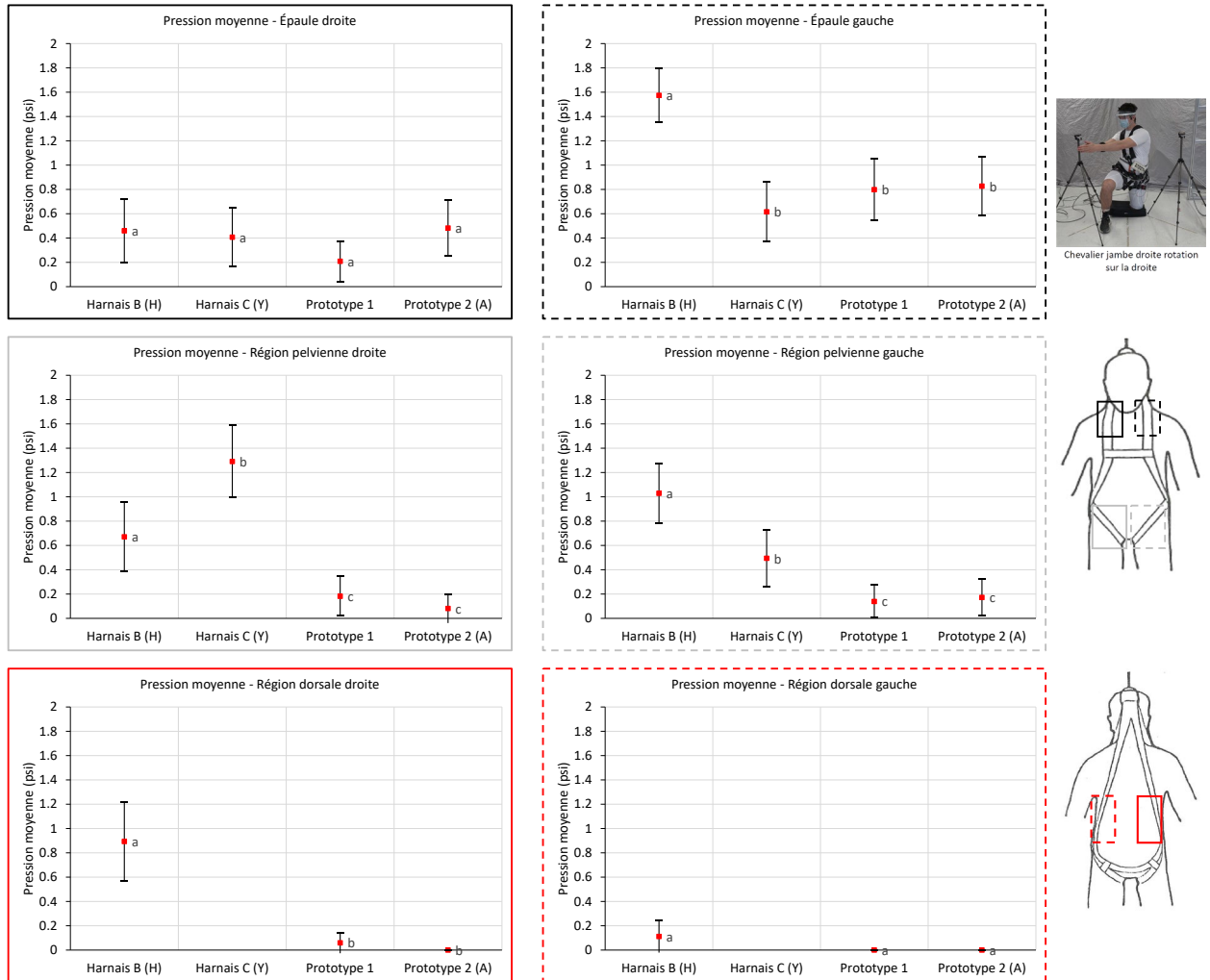
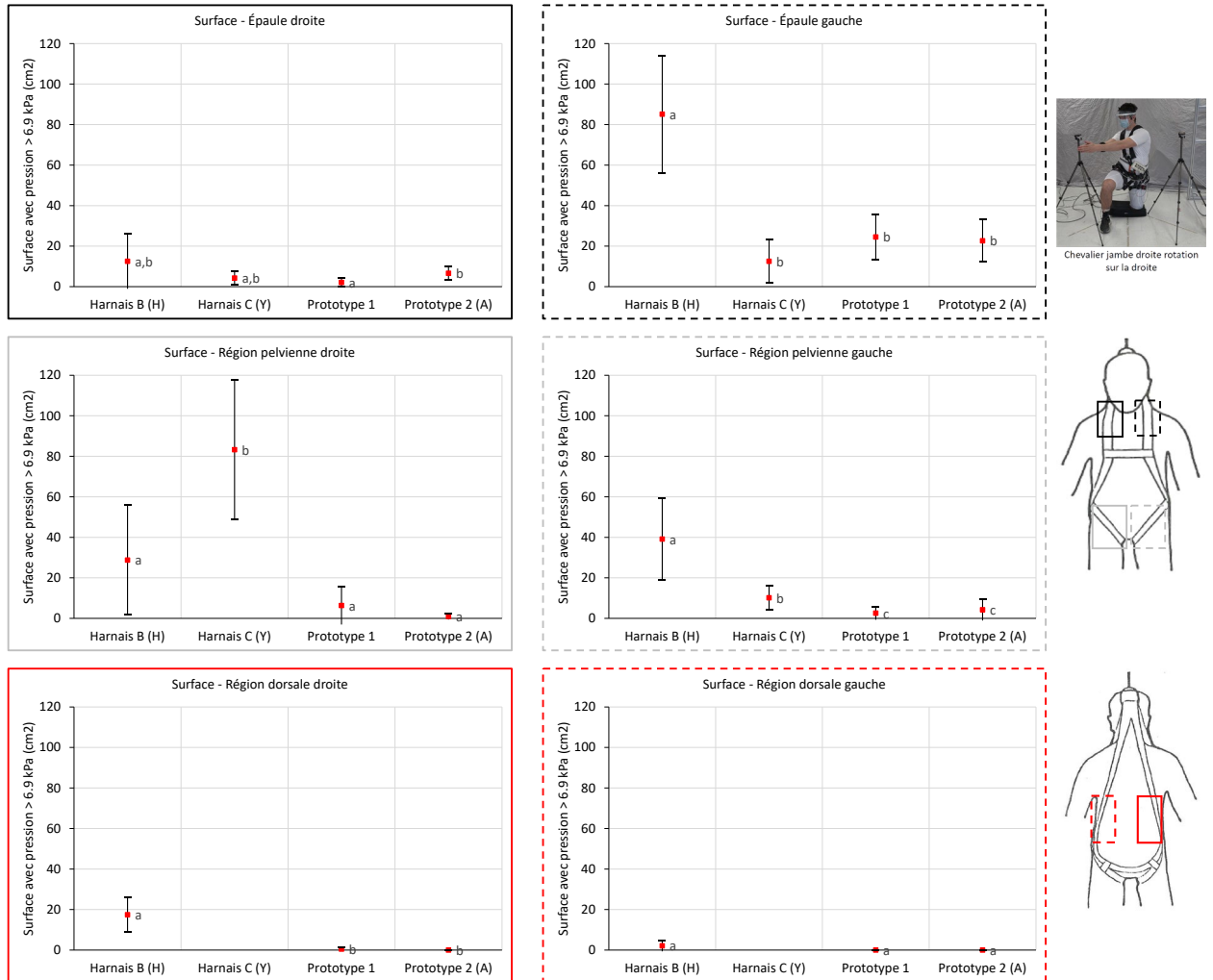


Figure 115. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la droite – Phase 2.



Rotation gauche – Chevalier jambe gauche

Pour la rotation sur la gauche, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe gauche fléchie à 90°, dans le cas de l'appréciation psychophysique (Figure 116) du côté opposé à la rotation, les prototypes sont des intermédiaires entre le harnais B (modèle en H, le pire) et le harnais C (modèle en Y, le meilleur) au niveau de l'épaule, tandis qu'ils sont confondus avec le harnais C (le meilleur) au niveau de la région pelvienne. Ce constat est le même que pour le mouvement de rotation du buste (et le mouvement de chevalier symétrique), et montre que les prototypes sont une amélioration par rapport à la configuration traditionnelle des sangles en H.

Pour les valeurs données par les tapis de pression (Figure 117 à Figure 119), les deux prototypes sont confondus avec le harnais C (modèle en Y) pour l'épaule droite, et offrent

une meilleure liberté de mouvement pour la région pelvienne droite. Le modèle en H (harnais B) donne les pressions maximales et moyennes significativement supérieures aux trois autres harnais, ce qui est consistant avec les résultats obtenus lors de la phase 1. En termes de pression au niveau du dos, les deux prototypes sont meilleurs que le harnais B (modèle en H). Ces résultats sont les exacts symétriques de ceux obtenus pour le mouvement symétrique de rotation sur la droite, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe droite fléchie à 90°.

Une interaction significative sexe x harnais a été notée, au niveau de l'épaule gauche : les femmes dénotent un inconfort plus élevé que les hommes pour le harnais C (modèle en Y) et pour le prototype 1. Il n'y a cependant pas d'interaction notable à l'épaule du côté opposé à la rotation, contrairement à ce qui avait été noté pour le mouvement de chevalier jambe droite, avec une rotation sur la droite.

Figure 116. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.

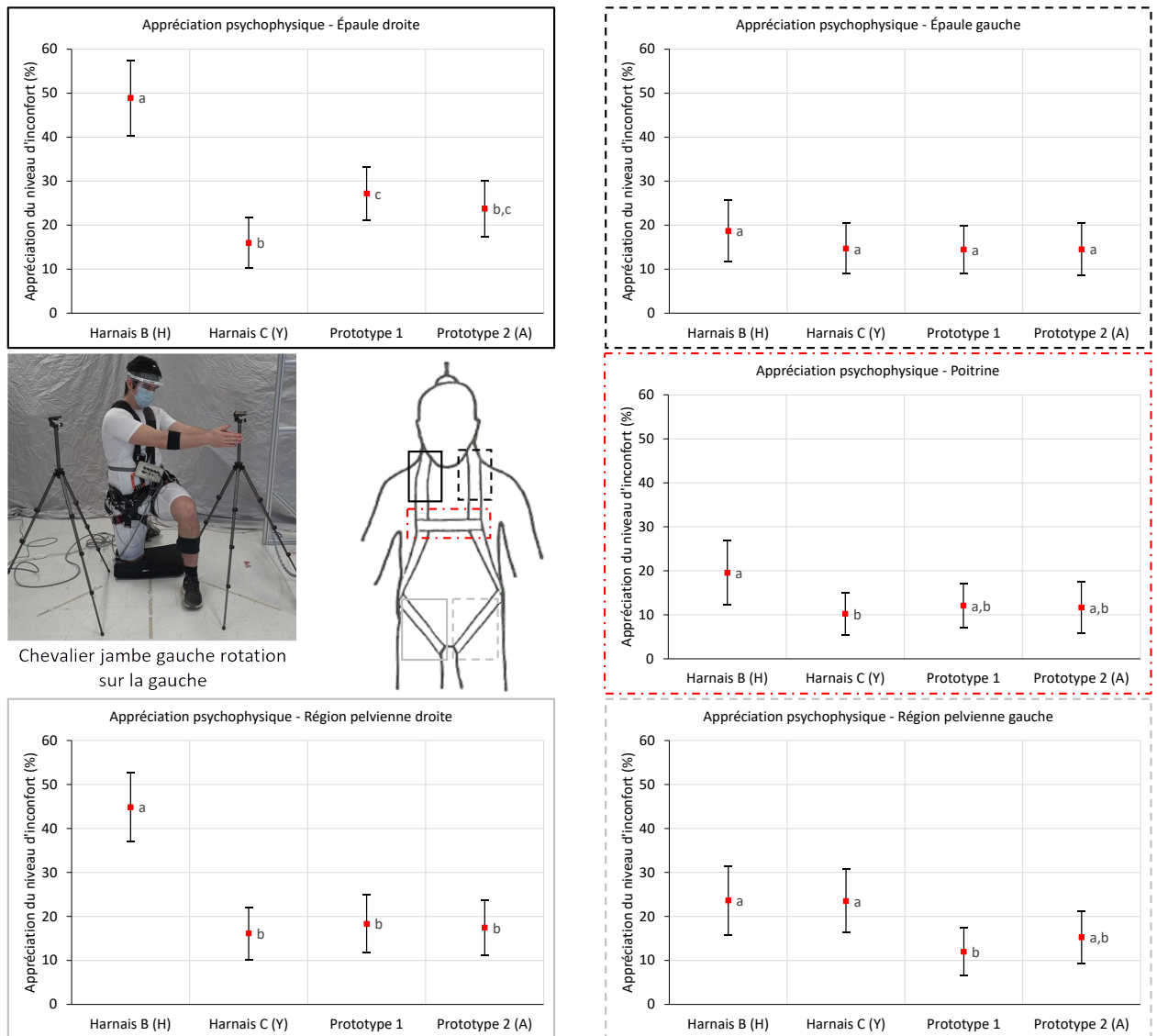


Figure 117. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.

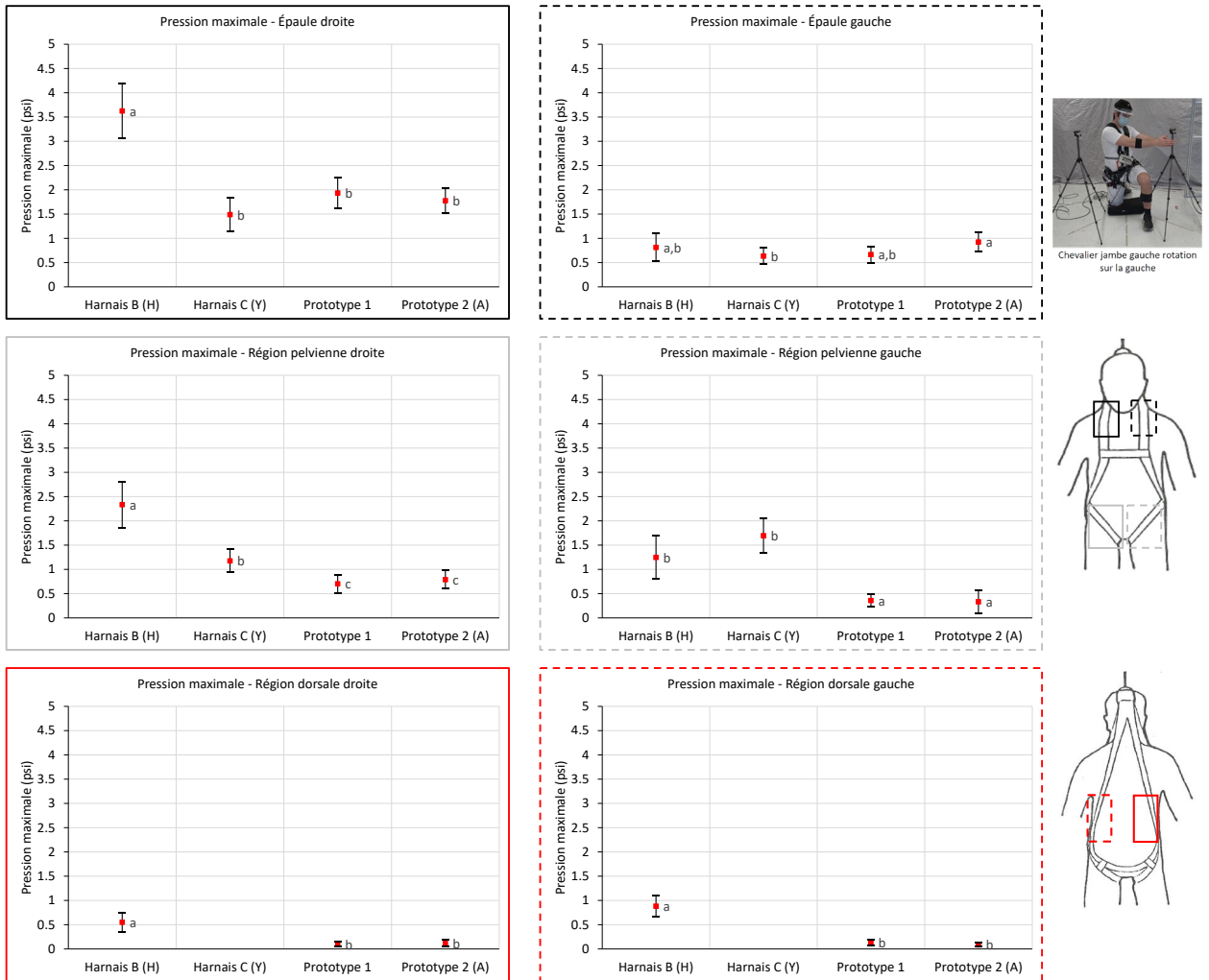


Figure 118. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.

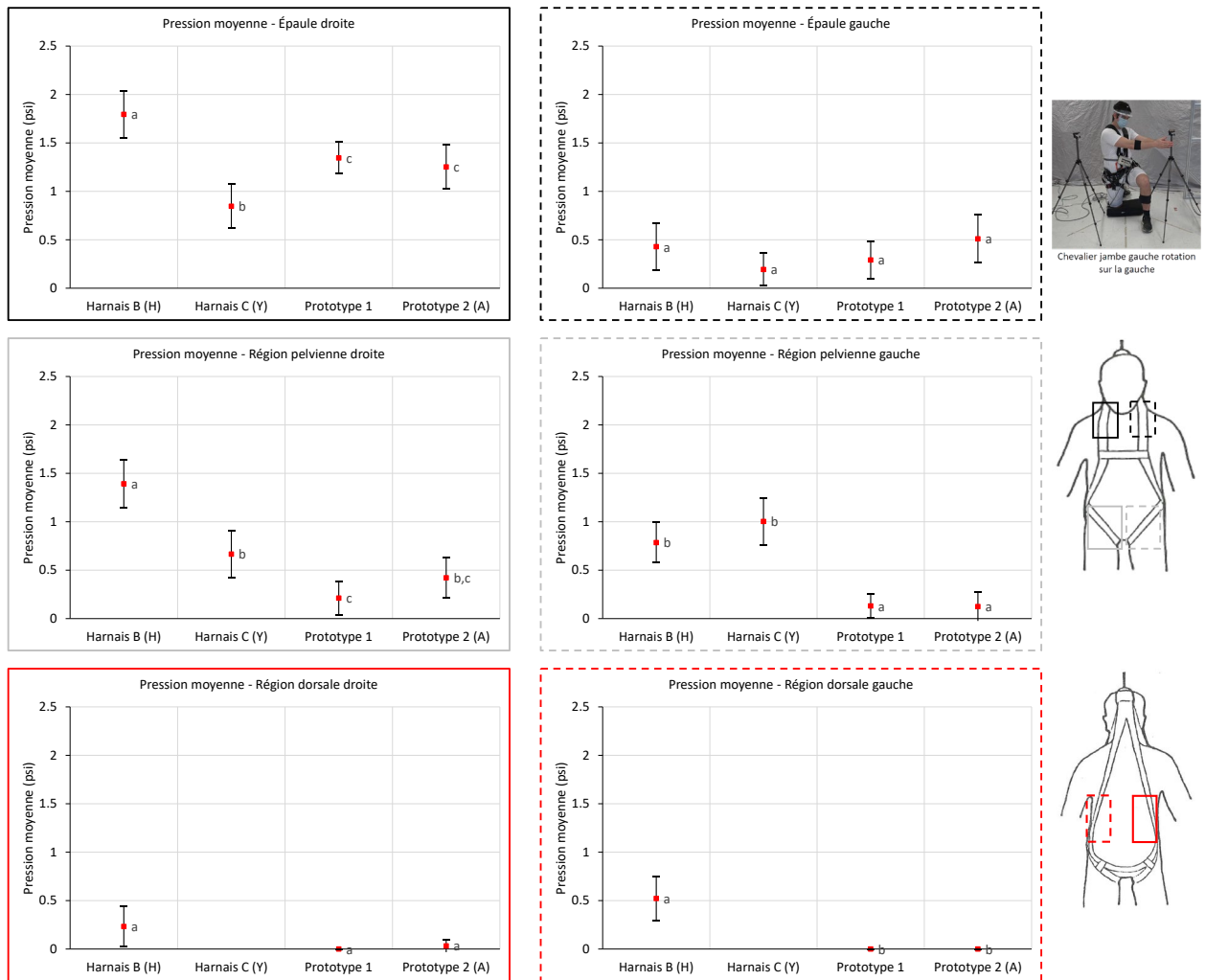
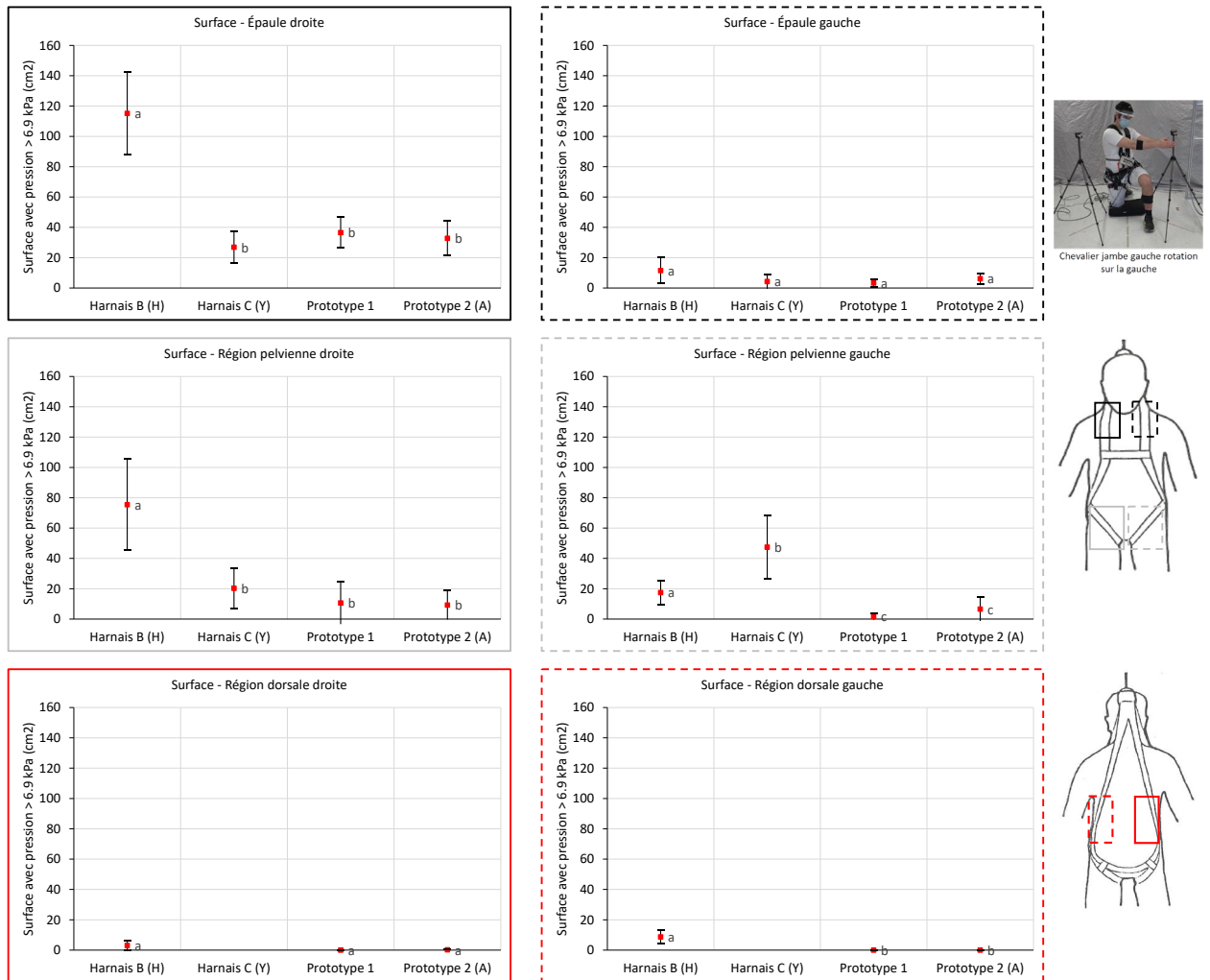


Figure 119. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la gauche – Phase 2.



B.I.VI Chevalier avec rotation du buste du côté opposé à la jambe

Rotation droite – Chevalier jambe gauche

Pour la rotation sur la droite, dans le cas de la position du chevalier avec la jambe gauche fléchie à 90°, l'appréciation psychophysique indiquée par les participants (Figure 120) ne discrimine pas très clairement un harnais comme meilleur à l'épaule : le harnais C (modèle en Y) qui a la moyenne la plus basse à l'épaule droite est confondu avec les deux prototypes. Le harnais B (modèle en H) semble être le moins apprécié par les participants. Au niveau de la région pelvienne, le harnais B (modèle en H) est le pire, et les deux prototypes sont confondus avec le harnais C (modèle en Y). Les données des tapis de pression indiquent par contre que les deux prototypes offrent des résultats

intermédiaires entre le harnais B (modèle en H) et le harnais C (modèle en Y, le meilleur) au niveau de l'épaule, mais sont comparables ou meilleurs que le harnais C au niveau de la région pelvienne (Figure 121 à Figure 123). En termes de pression au niveau du dos, les deux prototypes sont comparables ou meilleurs que le harnais B (modèle en H).

Figure 120. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.

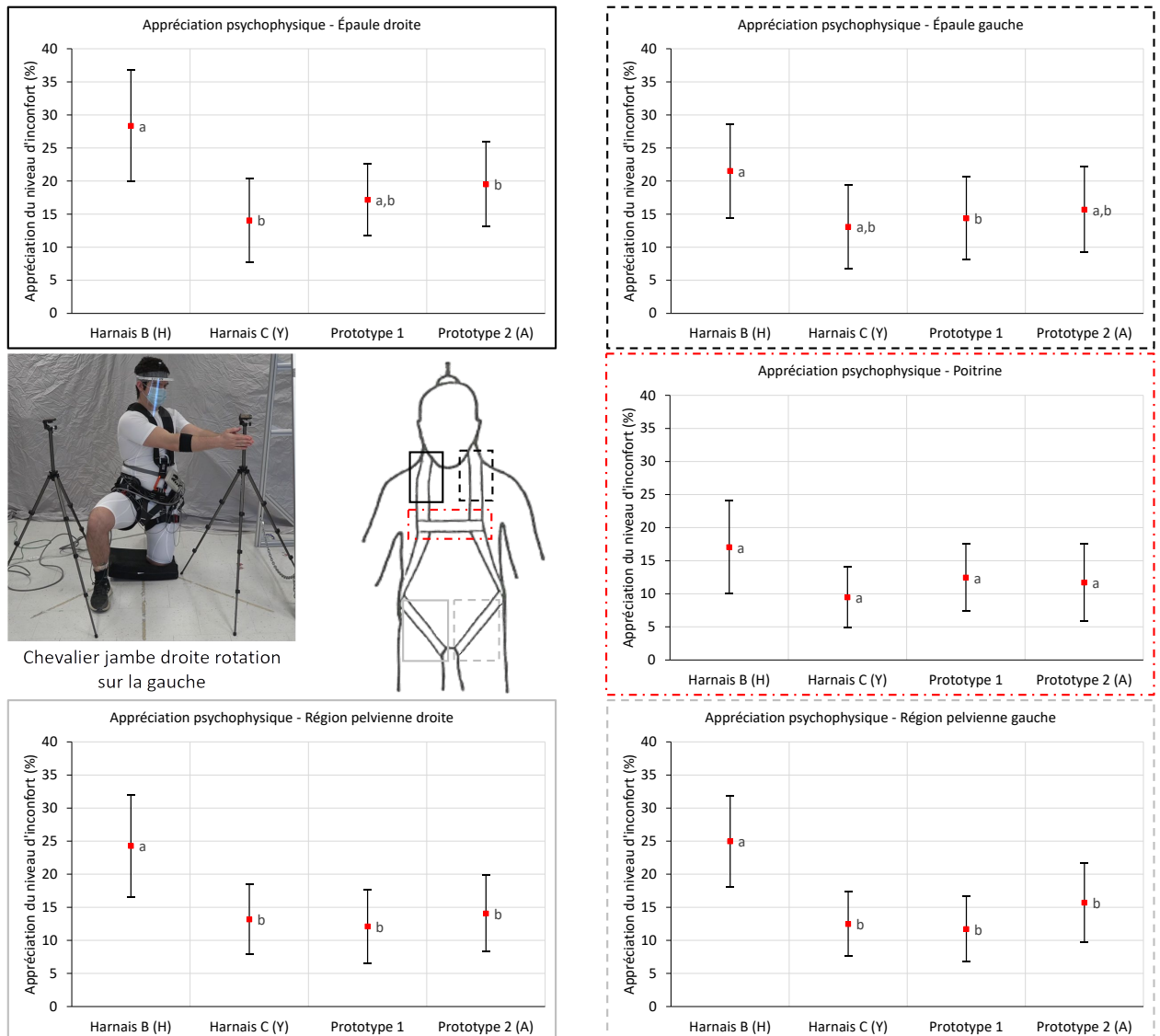


Figure 121. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.

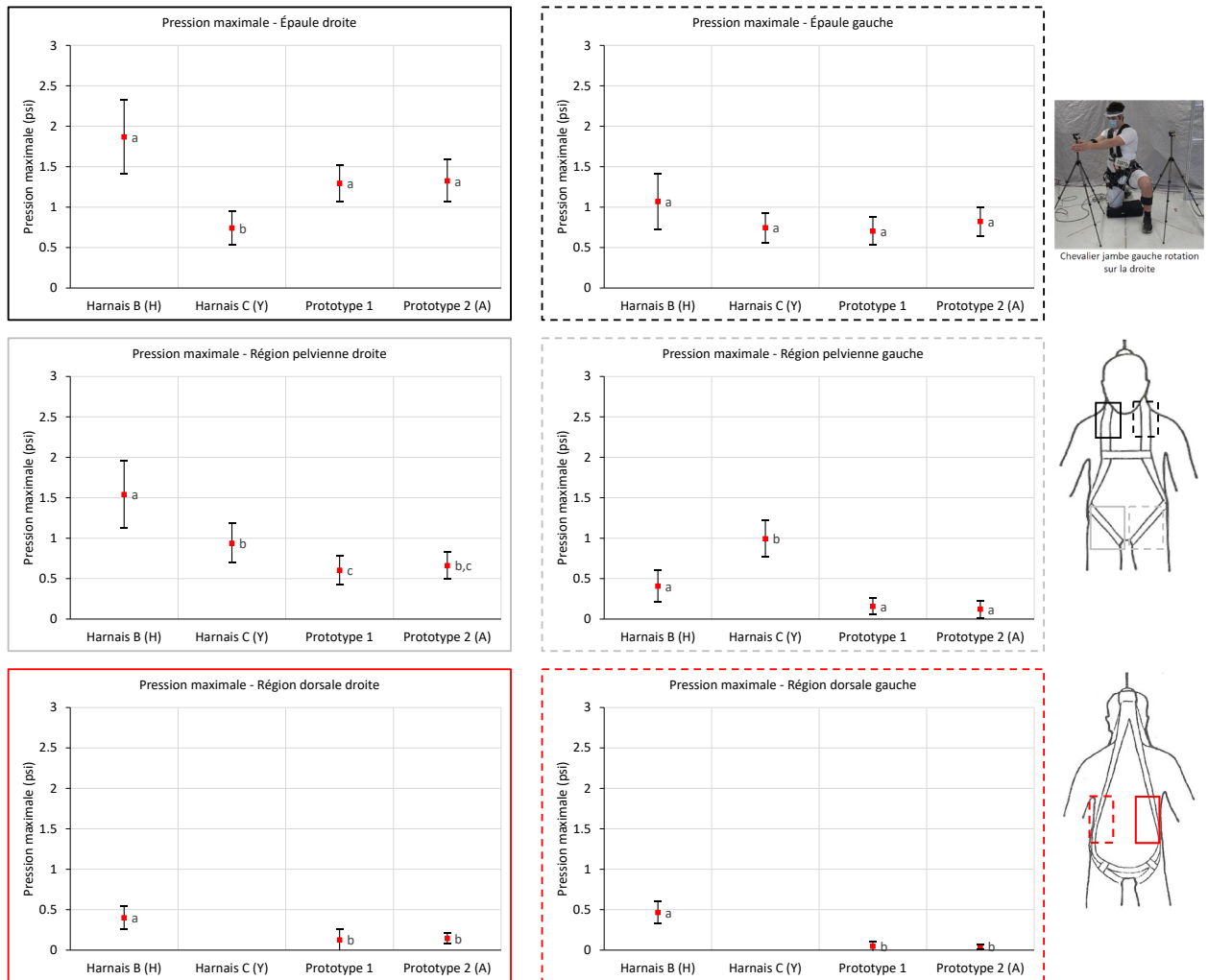


Figure 122. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.

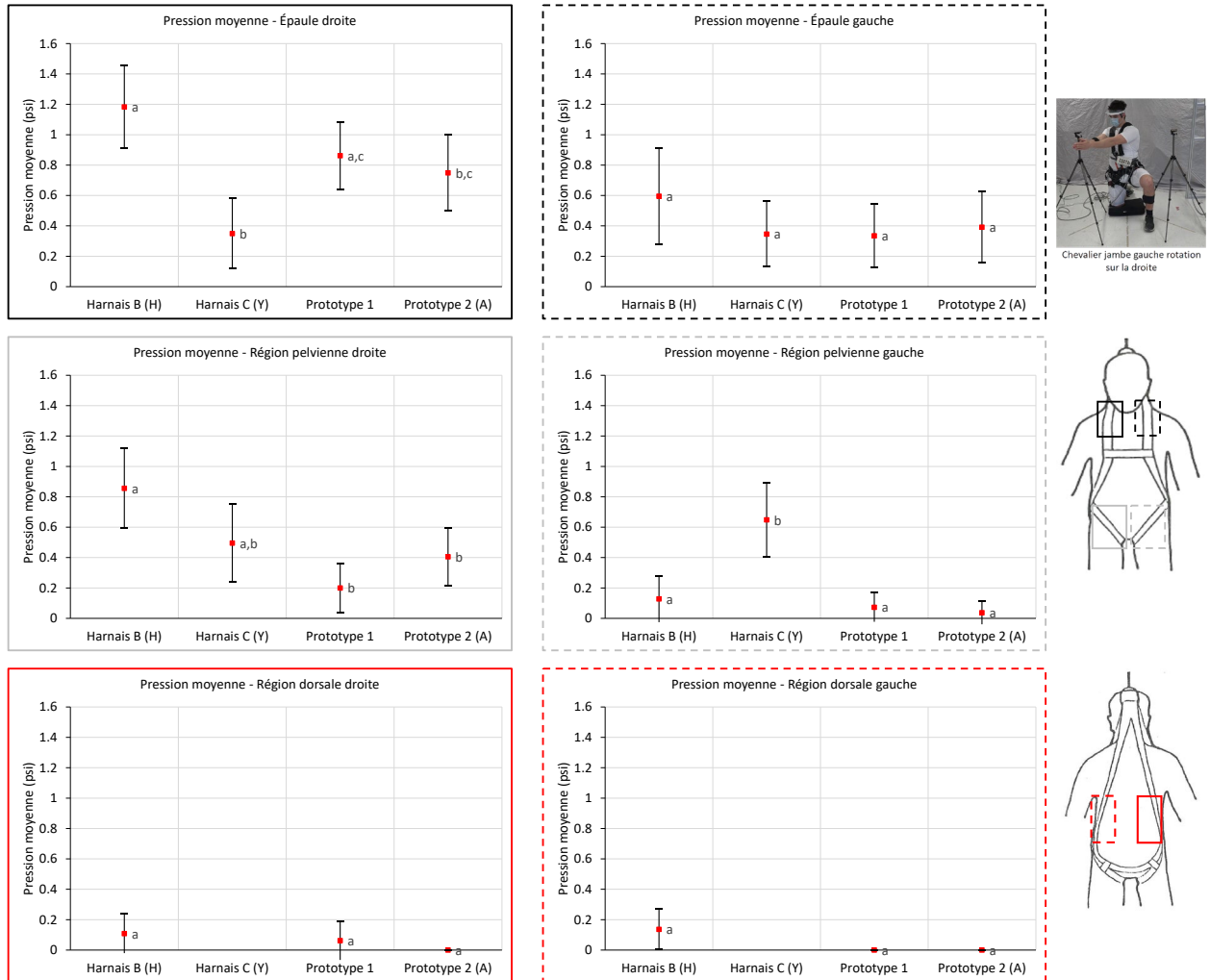
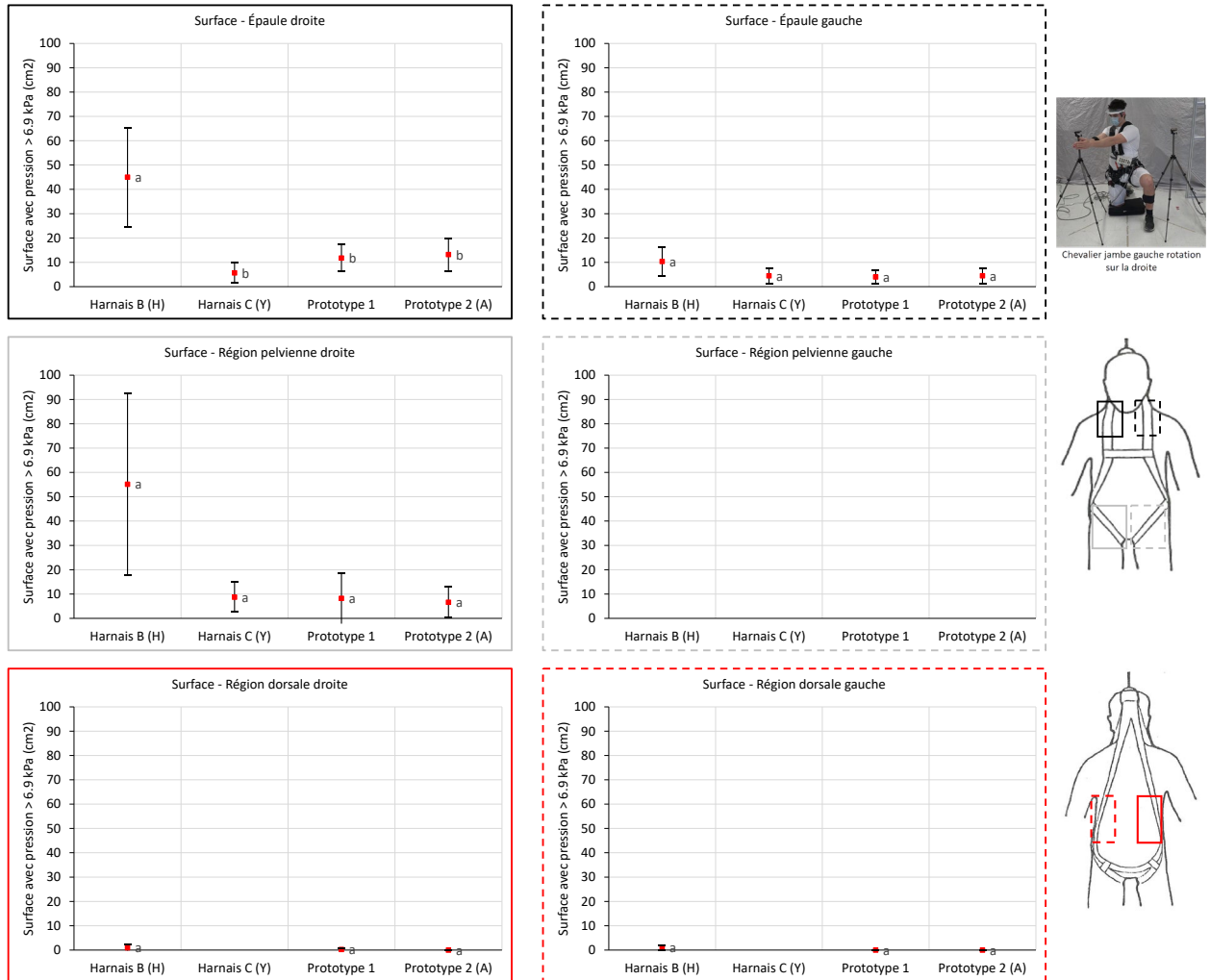


Figure 123. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe gauche, rotation vers la droite – Phase 2.



Rotation gauche – Chevalier jambe droite

Pour le mouvement symétrique, soit la rotation sur la gauche chevalier jambe droite (Figure 124 à Figure 127), les résultats sont similaires à ceux décrits pour la rotation sur la droite chevalier jambe gauche : dans le cas des pressions, le modèle en Y (harnais C) offre le plus de mobilité à l'épaule et les deux prototypes sont légèrement moins bons, tandis que les prototypes sont meilleurs au niveau de la région pelvienne ; dans le cas de l'appréciation psychophysique, les deux prototypes et le harnais C (modèle en Y) sont confondus au niveau de la région pelvienne, du côté de la rotation, et il n'y a pas de tendance très claire au niveau des épaules.

Figure 124. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant le mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.

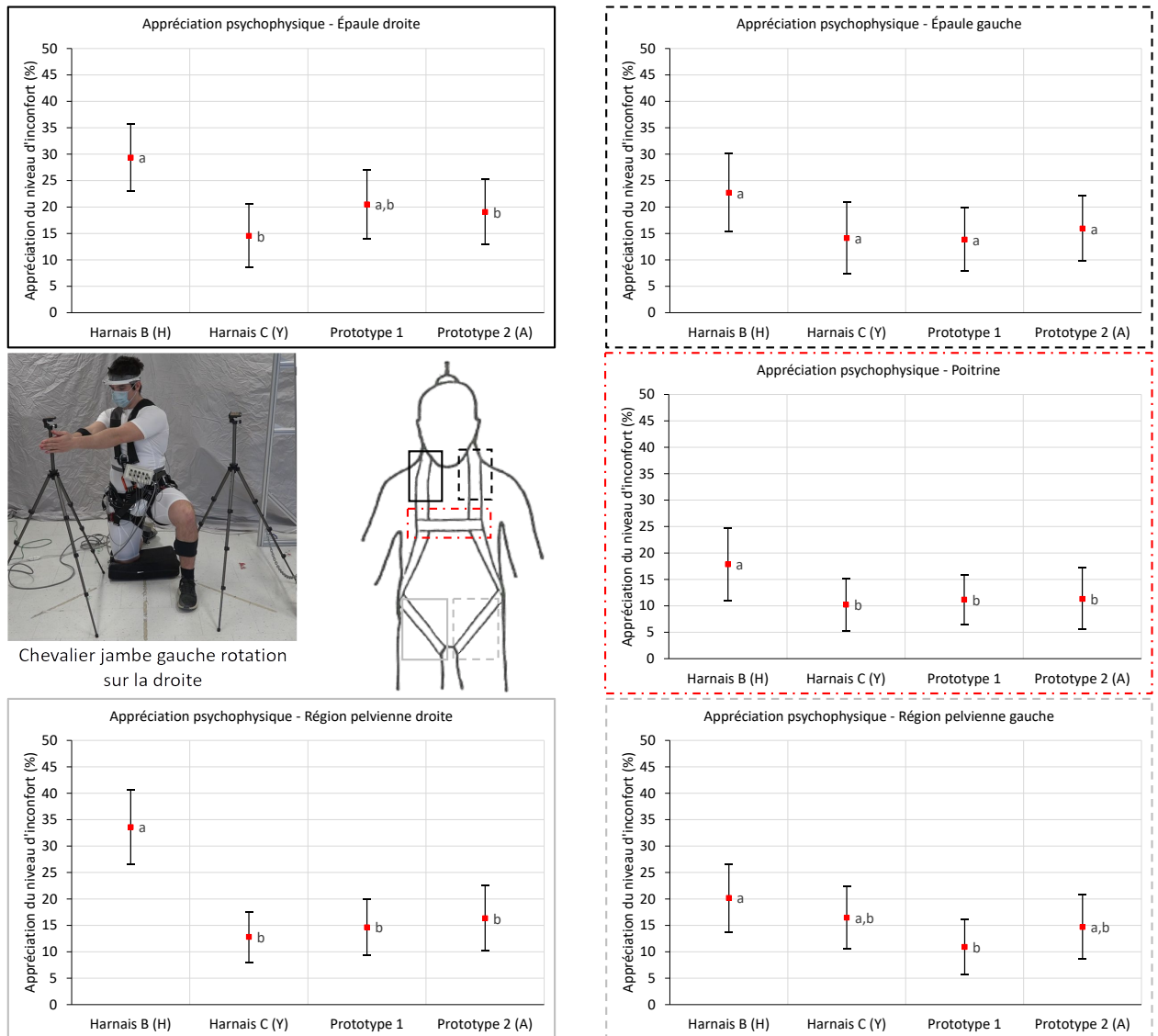


Figure 125. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.

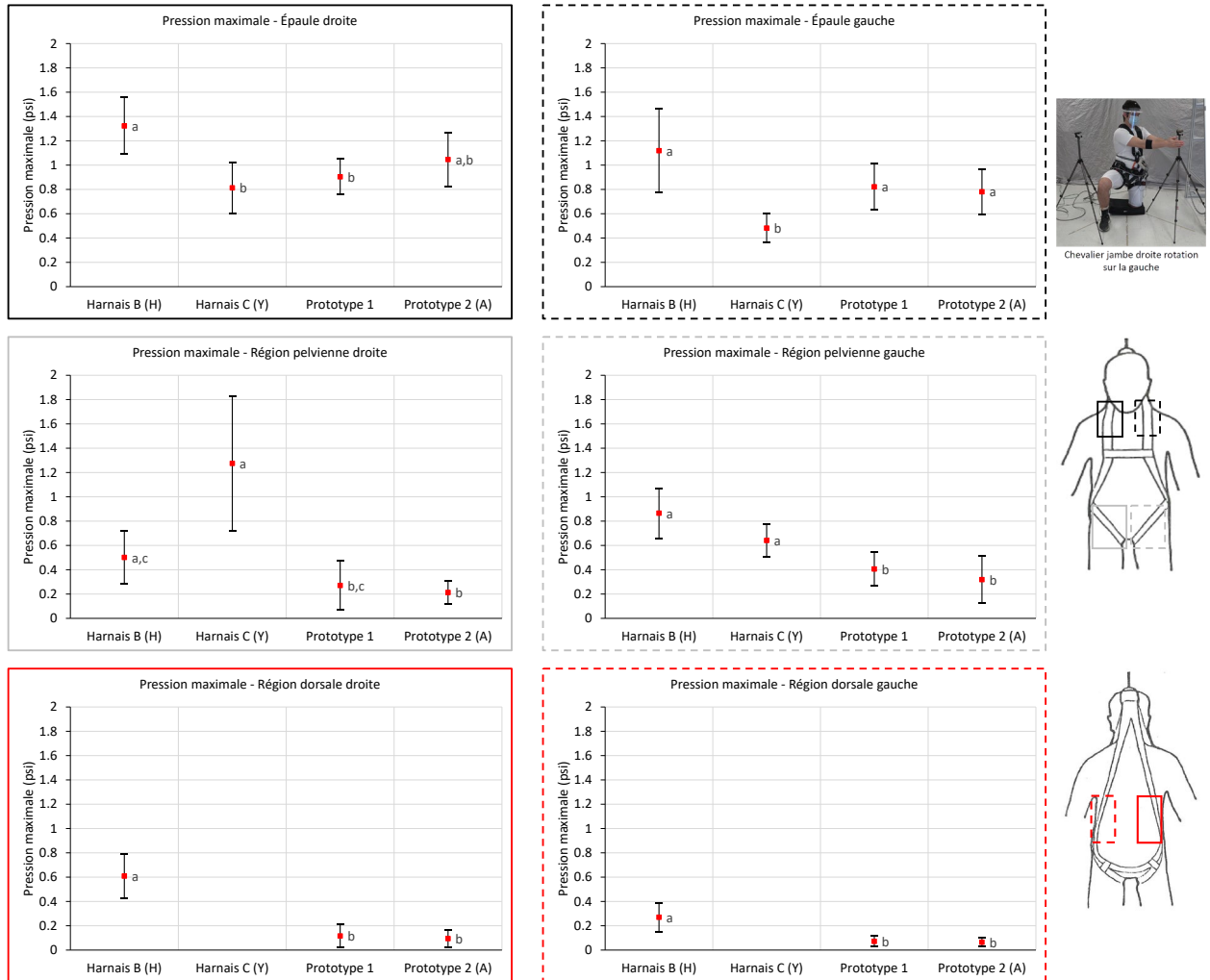


Figure 126. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.

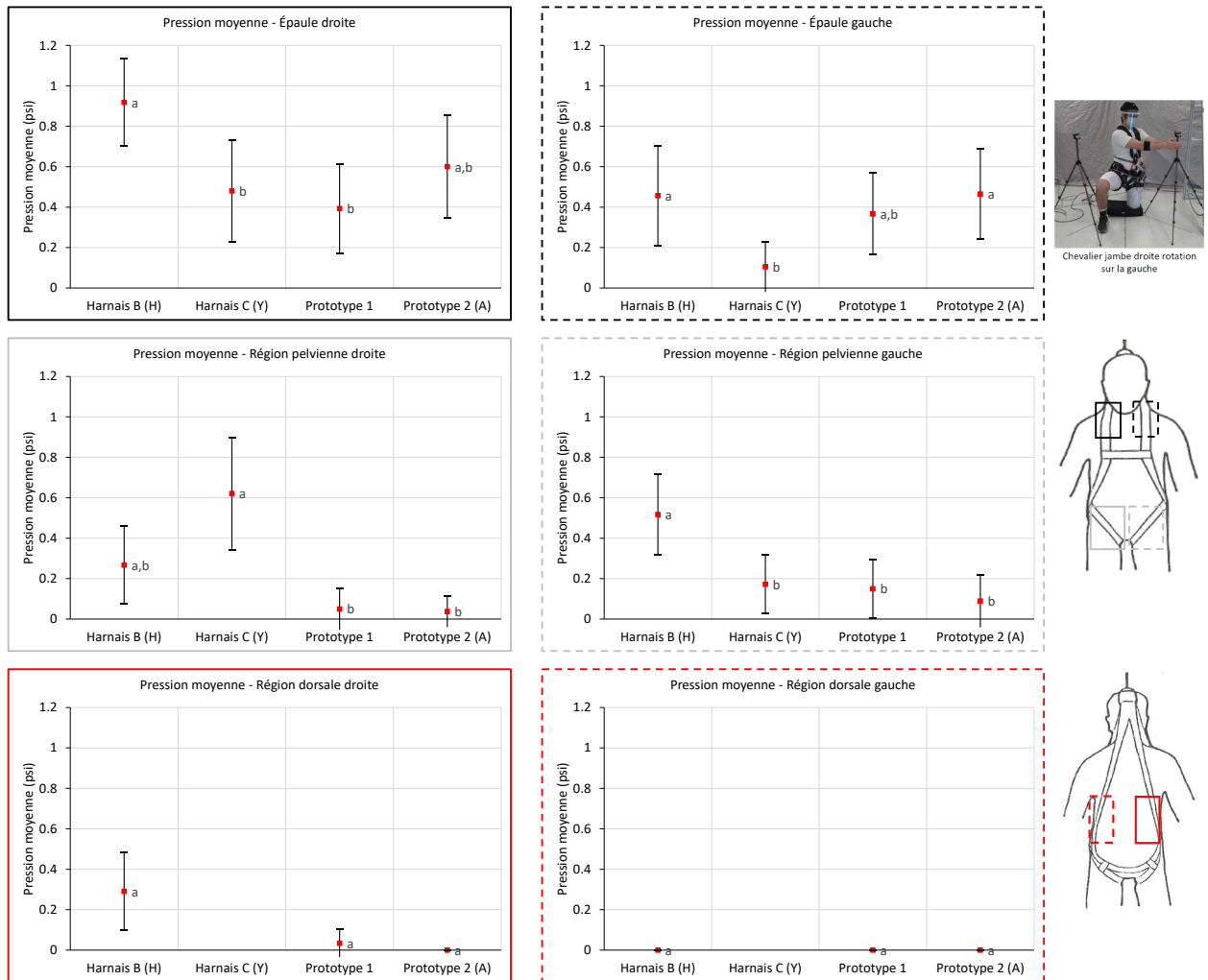
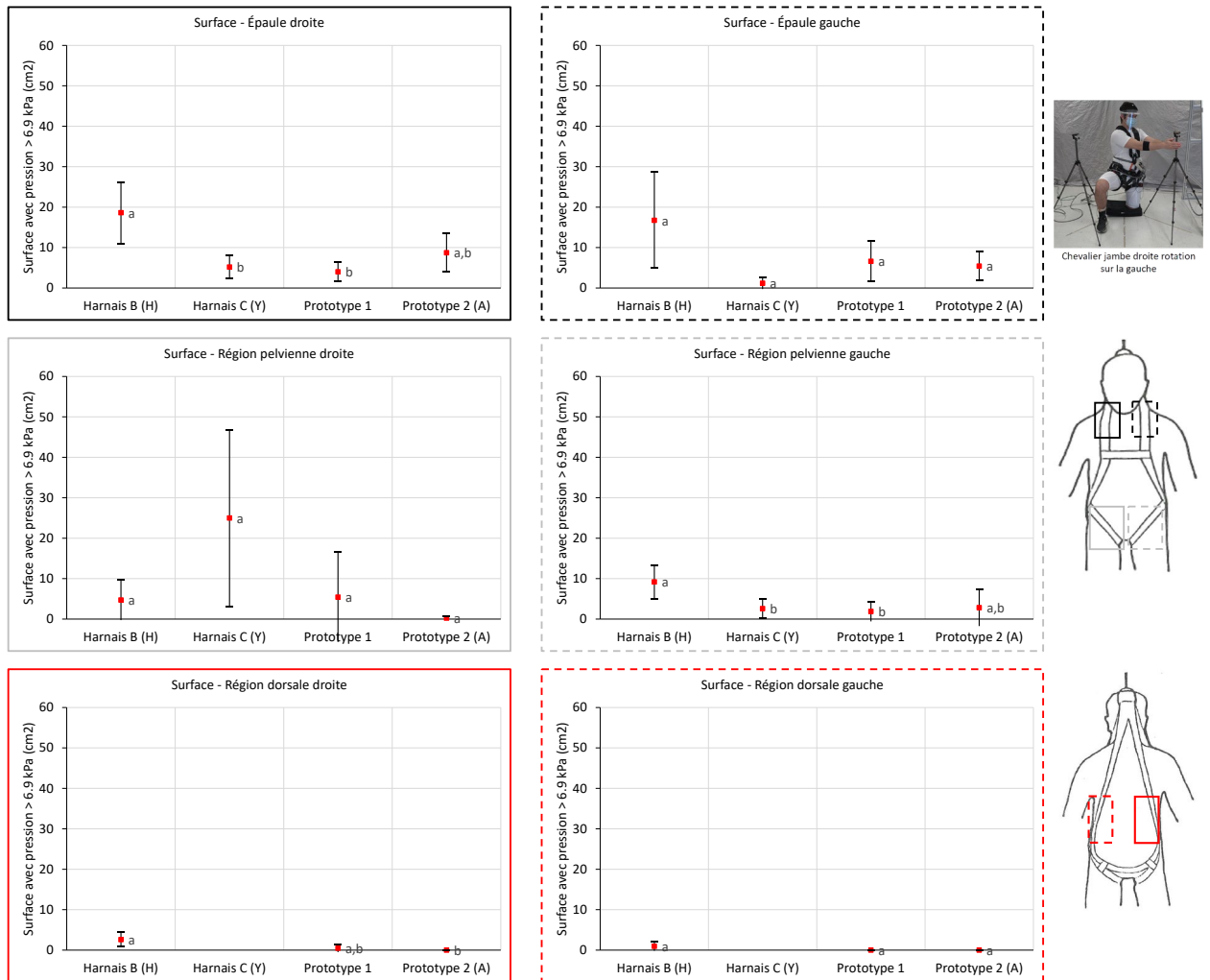


Figure 127. Surface avec une pression supérieure à 1 psi au cours du mouvement chevalier jambe droite, rotation vers la gauche – Phase 2.



Pour ces mouvements de chevalier avec une rotation du buste du côté opposé à la jambe pliée à 90°, les interactions sexe x harnais ou somatotypes x harnais n'étaient pas significatives dans la grande majorité des cas. Une exception est l'appréciation psychophysique pour le mouvement de chevalier jambe droite avec rotation vers la gauche, dans la région de la poitrine, les femmes ont rapporté un inconfort plus grand que les hommes pour le harnais C (modèle en Y).

B.I.VII Influence du somatotype et du sexe pour les mouvements

De manière générale, très peu d'interactions sexe x harnais ou somatotype x harnais ont été notées pour les mouvements contrôlés, dans la phase 2 des essais de laboratoire. Ceci est peut-être lié à la taille des groupes somatotype-sexe plus faible comparativement

à la phase 1 (6 participants par groupe somatotype-sexe dans la phase 2, contre 10 dans la phase 1).

Les participants femmes ont rapporté à quelques reprises une appréciation psychophysique avec un score d'inconfort plus élevé que les participants hommes, pour le harnais C (modèle en Y), ce qui pourrait être lié à la configuration des sangles de ce harnais dans la zone de la poitrine.

Des études subséquentes seraient à envisager pour confirmer si le somatotype et / ou le sexe influent peu sur la perception psychophysique rapportée par les participants, ou si les résultats de cette étude sont liés à la taille des groupes somatotype-sexe.

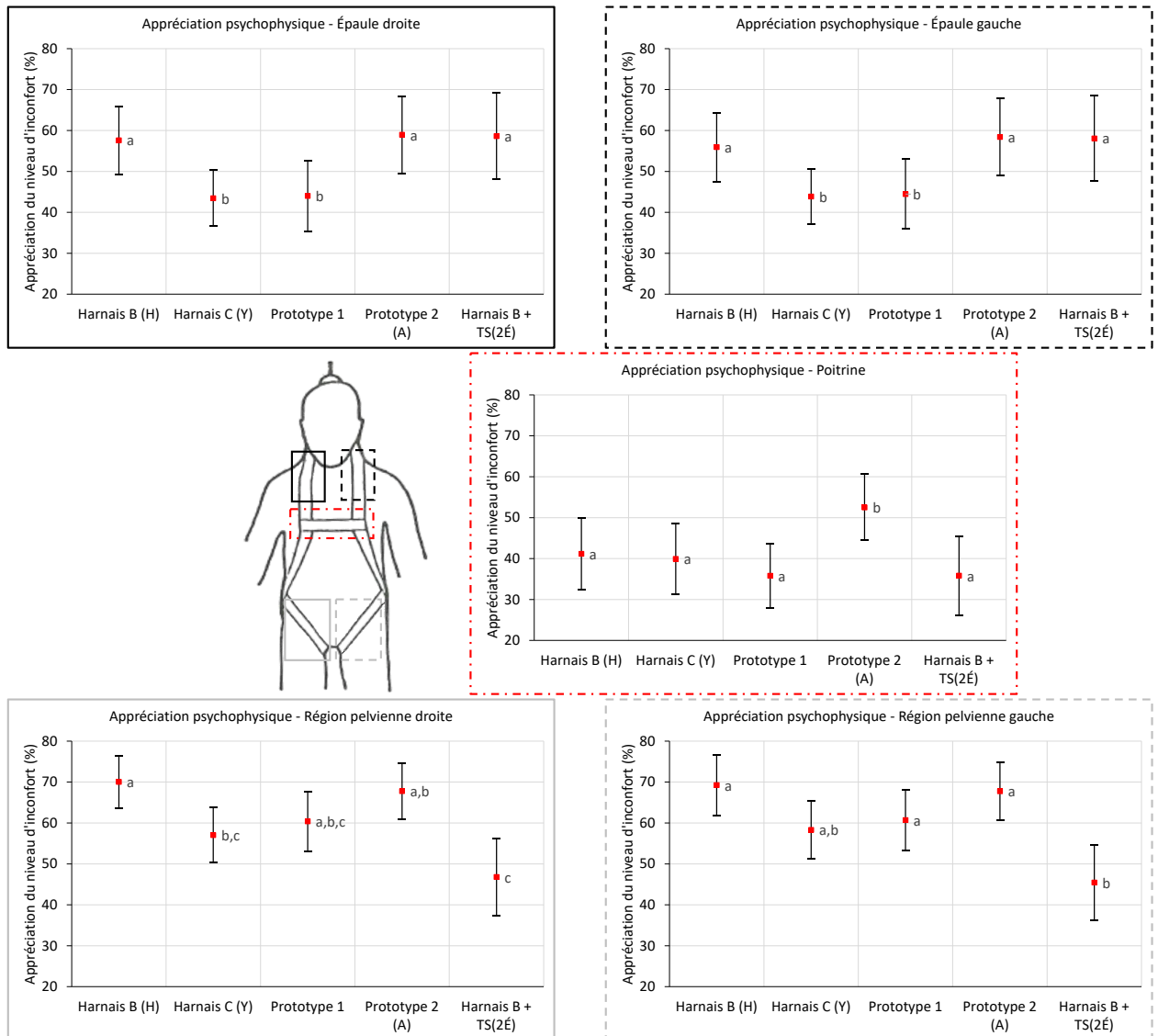
B.II Suspension

B.II.I Appréciation psychophysique

La figure 128 présente le score d'appréciation psychophysique des 36 participants pour les harnais durant la suspension. Le score d'inconfort indiqué sur les graphes est la moyenne durant les 10 minutes de suspension. Un score de 100 % dénote un harnais extrêmement inconfortable (un niveau de 50 % serait neutre au niveau du confort / inconfort). Au niveau des épaules, le harnais C (modèle en Y) et le prototype 1 sont statistiquement différents des deux autres modèles de harnais à l'étude, avec un score d'inconfort environ 15 points de pourcentage (p.p) plus faible. Pour la poitrine, le prototype 2 (avec anneaux) est le seul qui se distingue des autres, avec un score d'inconfort significativement plus élevé, probablement dû à la présence d'anneaux métalliques dans cette zone. Finalement, au niveau des régions pelviennes, le harnais C (modèle en Y) et le prototype 1 semblent les moins inconfortables, bien que les harnais soient la plupart du temps confondus. Le harnais B (modèle en H) se distingue comme étant le plus inconfortable. Comme pour la phase 1, le score d'inconfort est plus élevé en général au niveau de la région pelvienne qu'aux épaules ou à la poitrine.

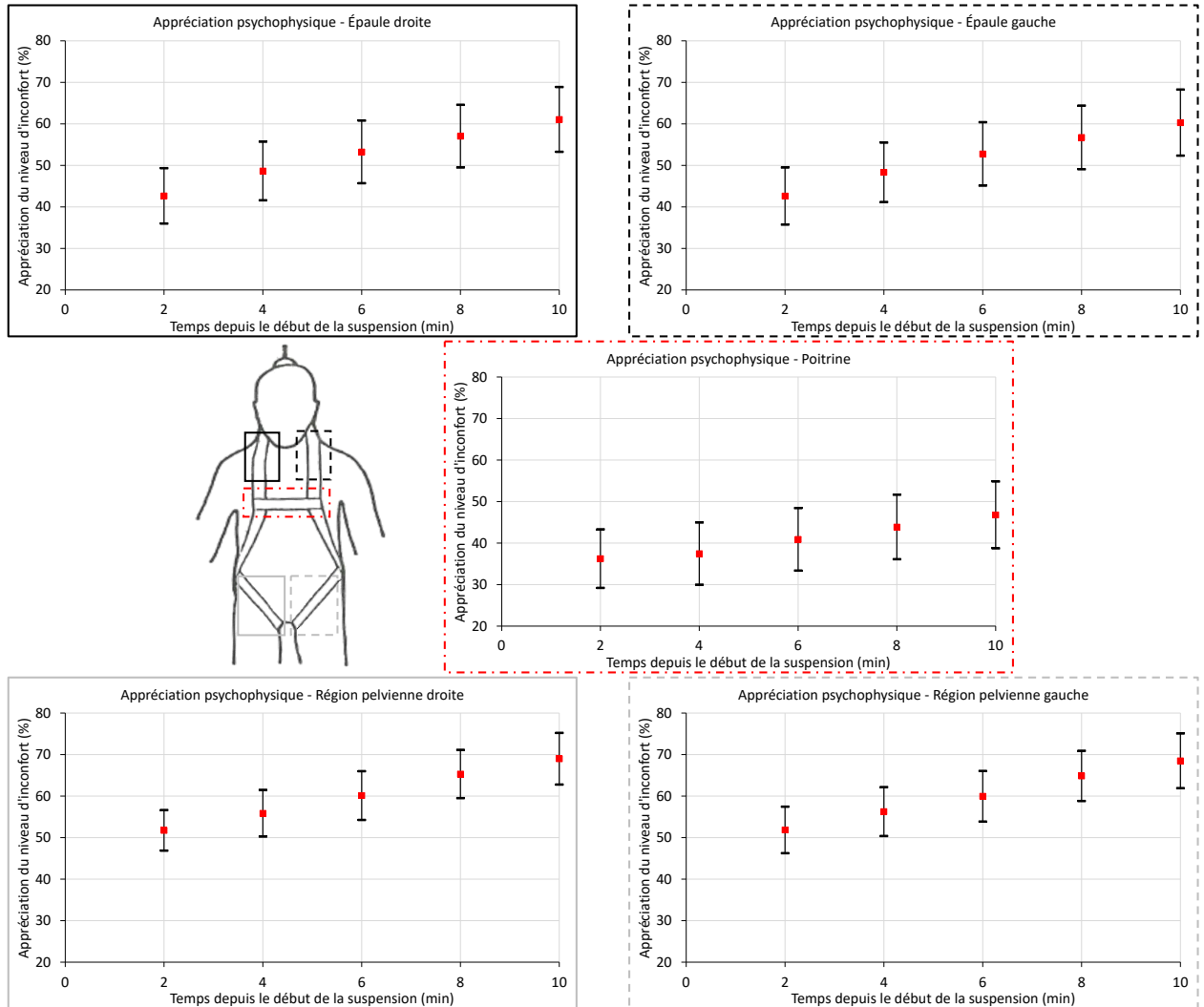
L'utilisation de *trauma straps* en conjonction avec le harnais B n'accroît pas le niveau d'inconfort rapporté par les participants au niveau des épaules ou de la poitrine (les résultats restent confondus avec le harnais B sans *trauma straps*), mais l'appréciation psychophysique rapportée par les participants pour la région pelvienne est très nettement meilleure dans le cas de l'utilisation des *trauma straps*.

Figure 128. Appréciation psychophysique moyenne des harnais durant la suspension – Phase 2.



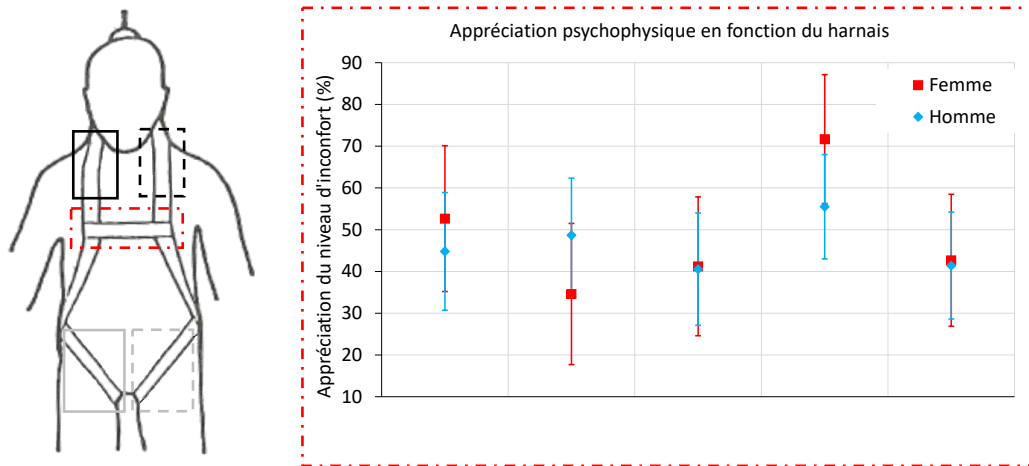
La figure 129 montre l'évolution du niveau d'inconfort au cours de la suspension, tel qu'indiqué par les participants, de la deuxième à la dixième minute après le début de la suspension. Les résultats démontrent que plus le temps de suspension est élevé, plus le niveau d'inconfort augmente, et ce, pour chacune des cinq régions évaluées, comme ce qui avait été observé lors de la phase 1. Ces résultats sont similaires à ceux observés par Beverly *et al.* (2019). Le niveau d'inconfort de départ (à la deuxième minute de suspension) pour la région pelvienne est plus élevé que pour toutes les autres zones.

Figure 129. Appréciation psychophysique moyenne durant la suspension en fonction du temps – Phase 2.



La figure 130 présente l'interaction harnais x sexe, pour la zone de la poitrine. Les participants femmes rapportent un inconfort nettement plus élevé au niveau de la poitrine pour le prototype 2 (avec anneaux), et semblent plus sensibles aux différentes configurations des sangles des harnais pour cette zone du corps (le harnais C étant leur modèle préféré pour la suspension). Chez les hommes, cependant, tous les harnais sont confondus. L'interaction harnais x somatotype n'était pas significative pour la suspension.

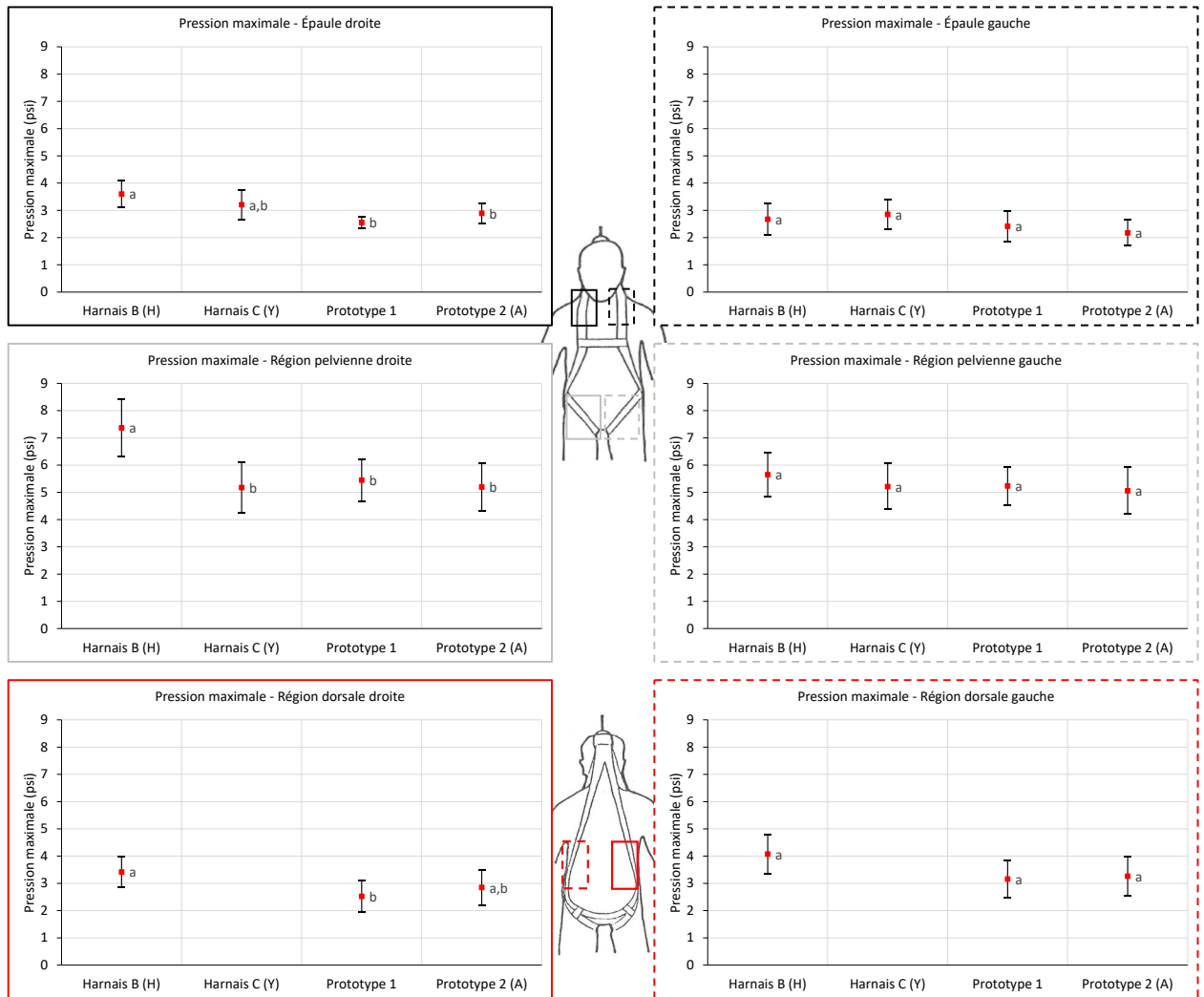
Figure 130. Appréciation psychophysique au niveau de la poitrine, harnais x sexe – Phase 2.



B.II.II Tapis de pression

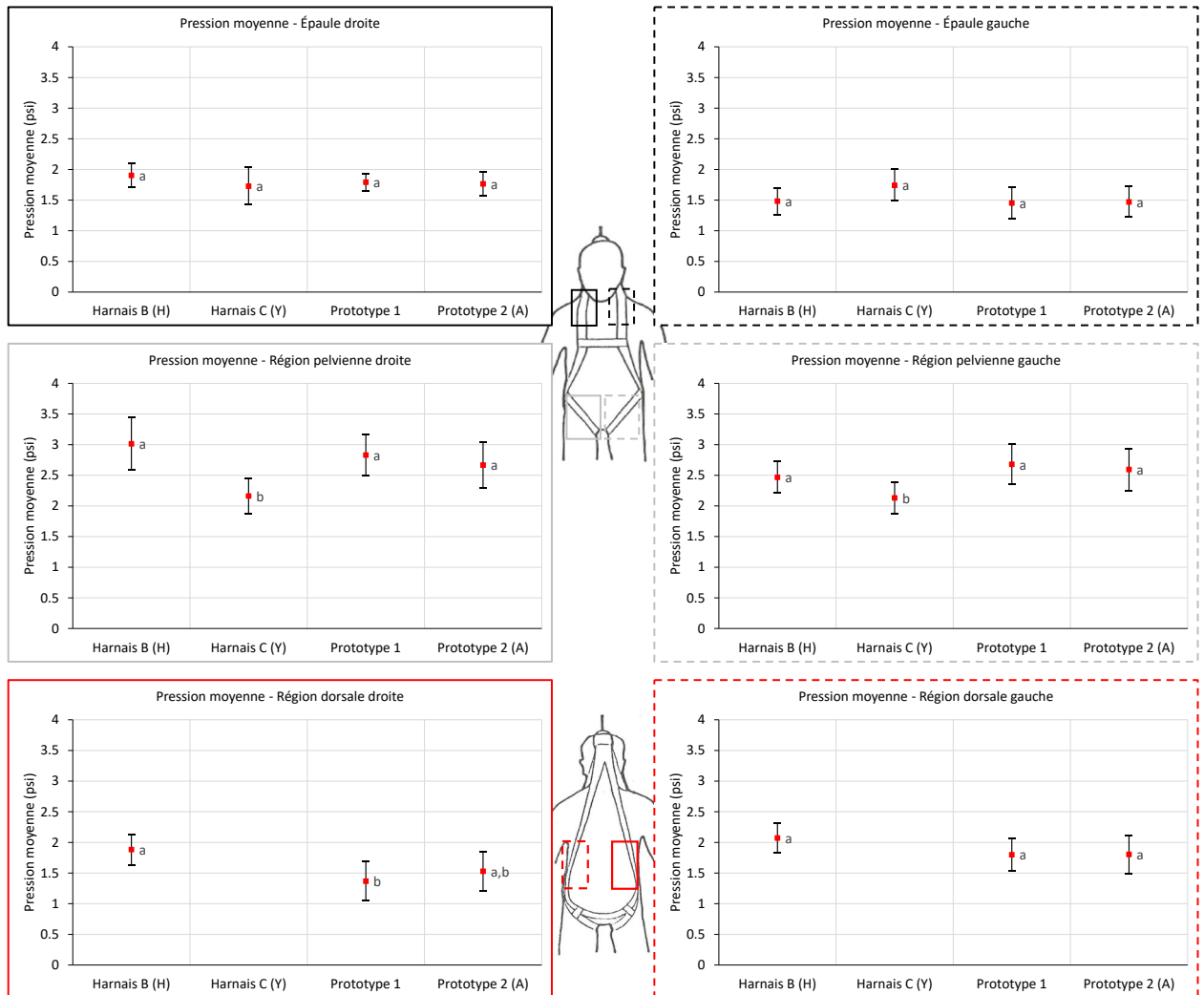
La figure 131 présente la pression maximale (moyenne sur 36 participants) mesurée par les tapis de pression positionnés aux épaules, dans la région pelvienne, et au niveau des sangles dorsales. Au niveau des épaules et du dos, les harnais sont globalement confondus. Pour la région pelvienne droite, le harnais B (modèle en H) donne une pression maximale plus élevée que le harnais C (modèle en Y) et les deux prototypes, mais ce résultat ne se retrouve pas du côté gauche. Le résultat attendu pour une suspension serait d'avoir les mêmes types de résultats pour le côté gauche et le côté droit du corps. Cette différence gauche-droite est attribuée à des participants n'étant pas parfaitement verticaux lors de la suspension.

Figure 131. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension – Phase 2.



La figure 132 présente la pression moyenne sur chacun des tapis de pression (moyennée pour les 36 participants) mesurée aux épaules, dans la région pelvienne et au niveau des sangles dorsales. Au niveau des épaules et du dos, comme pour la pression maximale, les harnais sont confondus. Pour la région pelvienne, le harnais C (modèle en Y) se distingue comme étant le harnais avec la plus faible pression moyenne, les trois autres harnais étant confondus. Les deux prototypes ne permettent donc pas d'atteindre une performance aussi bonne que le harnais C (modèle en Y), mais ne sont pas pire que le harnais B (modèle en H).

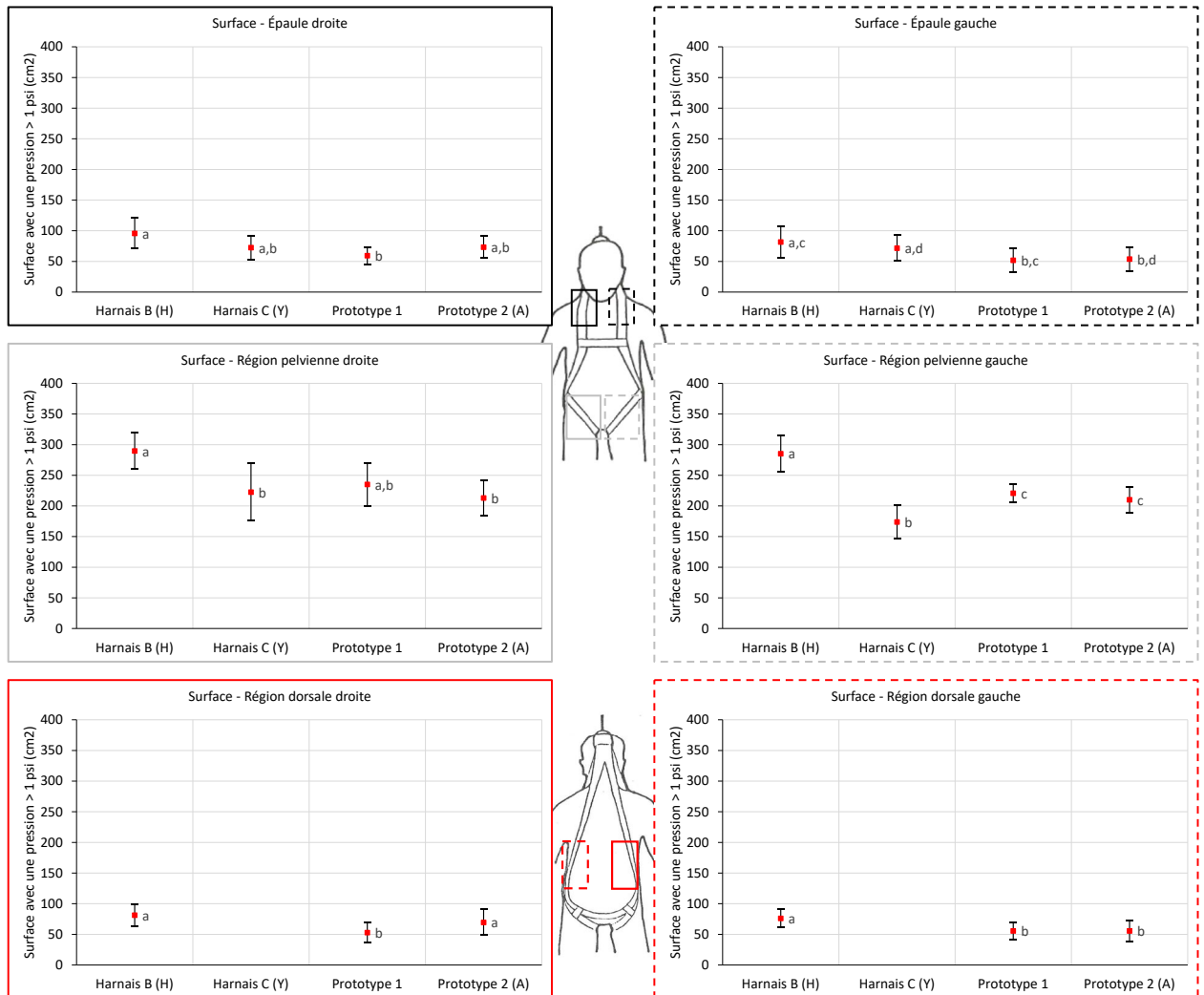
Figure 132. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension – Phase 2.



Finalement, la figure 133 présente la surface des tapis de pression pour laquelle la pression mesurée était supérieure à 1 psi, moyennée pour les 36 participants. Au niveau des épaules et du dos, cette surface est très limitée (100 cm² ou moins en moyenne), tandis qu'elle est beaucoup plus grande dans la région pelvienne (175-200 cm² environ pour le harnais C, modèle en Y, et 300 cm² environ pour le harnais B, modèle en H).

Pour la région pelvienne, le harnais C (modèle en Y) et les deux prototypes se distinguent comme étant meilleurs que le harnais B (modèle en H). Ainsi, les prototypes permettent d'avoir une pression moyenne comparable à celle du harnais B, mais sur une surface plus faible, ce qui devrait donner de bons résultats pour les paramètres physiologiques des participants en suspension.

Figure 133. Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension – Phase 2.



B.II.III Tapis de pression – Effet des *trauma straps*

Cette section permet de comparer les pressions mesurées par les tapis de pression, au niveau des épaules, des sangles dorsales et de la région pelvienne, pour chaque harnais, selon trois configuration : (i) harnais seul (identifié « Sans TS » dans les figures suivantes; (ii) harnais avec une *trauma strap* unique sur laquelle les deux pieds sont posés (identifié « TS 1 sangle » dans les figures suivantes, illustré à la Figure 17 a); (iii) harnais avec deux *trauma straps* : une pour chaque pied, ayant la forme d'un étrier (identifié « TS 2 étriers » dans les figures suivantes, illustré à la figure 17 b).

La comparaison pour le harnais B est présentée de la figure 134 à la figure 136 (respectivement, pression maximale, pression moyenne, et surface avec une pression

supérieure à 1 psi). Au niveau des épaules, les pressions maximales et moyennes ont tendance à légèrement augmenter lorsque les *trauma straps* sont utilisés : l'augmentation est statistiquement significative dans le cas des étriers, et confondue dans le cas de la sangle unique. La tendance est similaire pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi. Au niveau du dos, les pressions maximales et moyennes sont confondues pour les trois configurations, tandis que la surface avec une pression supérieure à 1 psi est légèrement plus élevée dans le cas de la *trauma strap* à sangle unique. Finalement, les *trauma straps* permettent d'améliorer très nettement les pressions mesurées au niveau de la région pelvienne : la trauma strap à sangle unique permet de réduire significativement les pressions maximales et moyennes, et les deux étriers encore plus. Pour la surface avec une pression supérieure à 1 psi, les deux configurations de *trauma straps* sont confondues, mais montrent une amélioration significative comparativement à l'utilisation du harnais seul.

Figure 134. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais B – Effet des *trauma straps*.

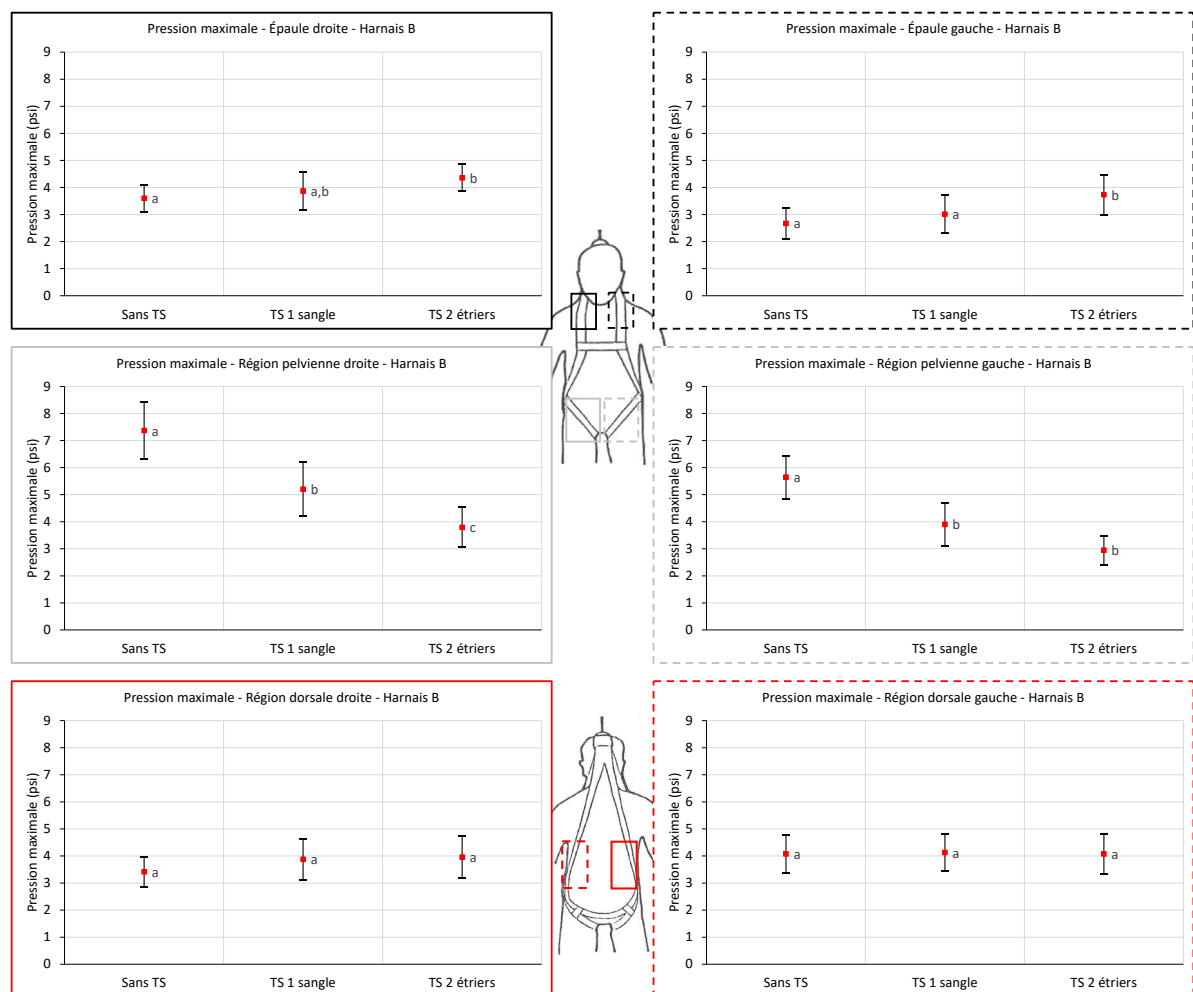


Figure 135. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais B – Effet des *trauma straps*.

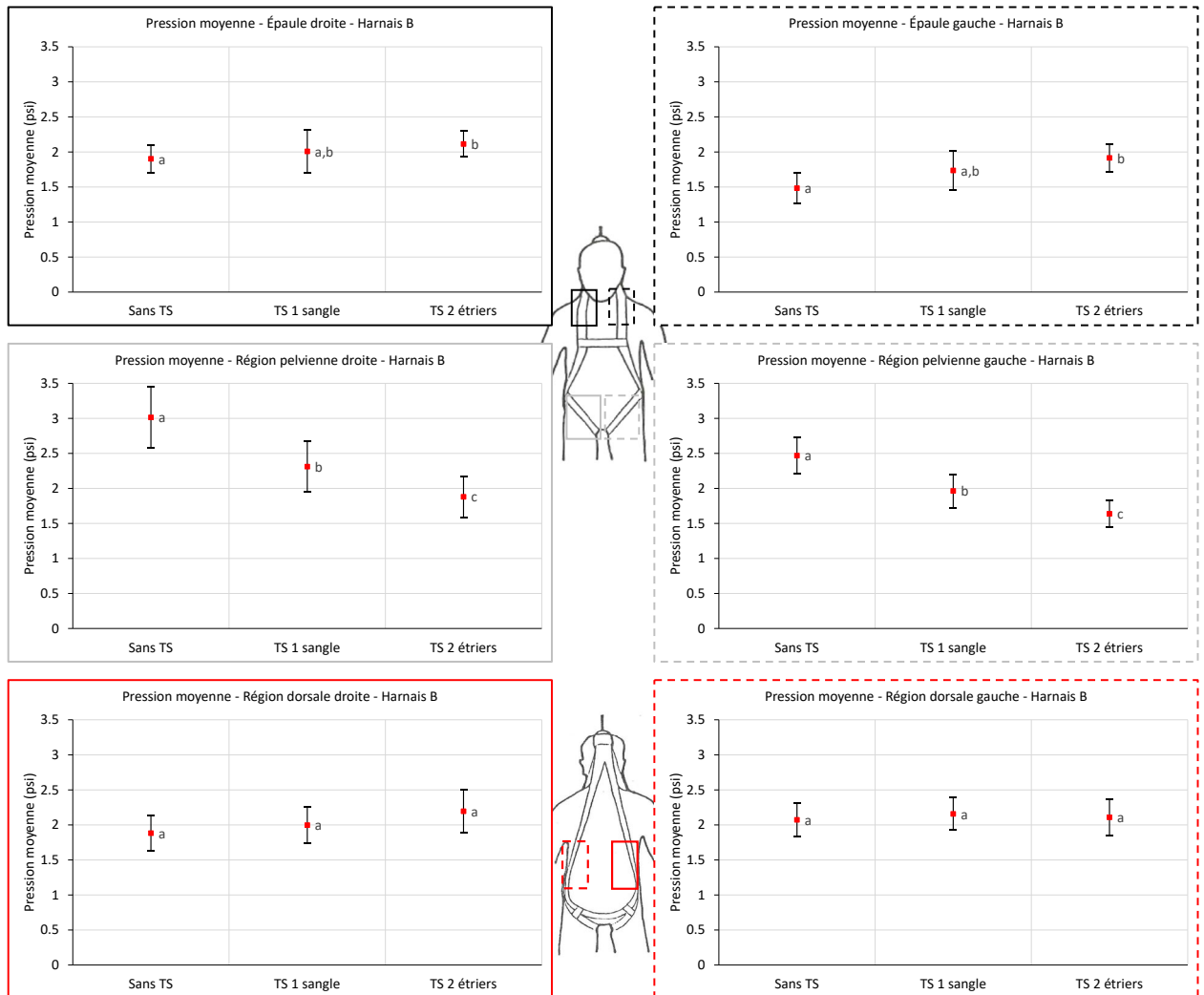
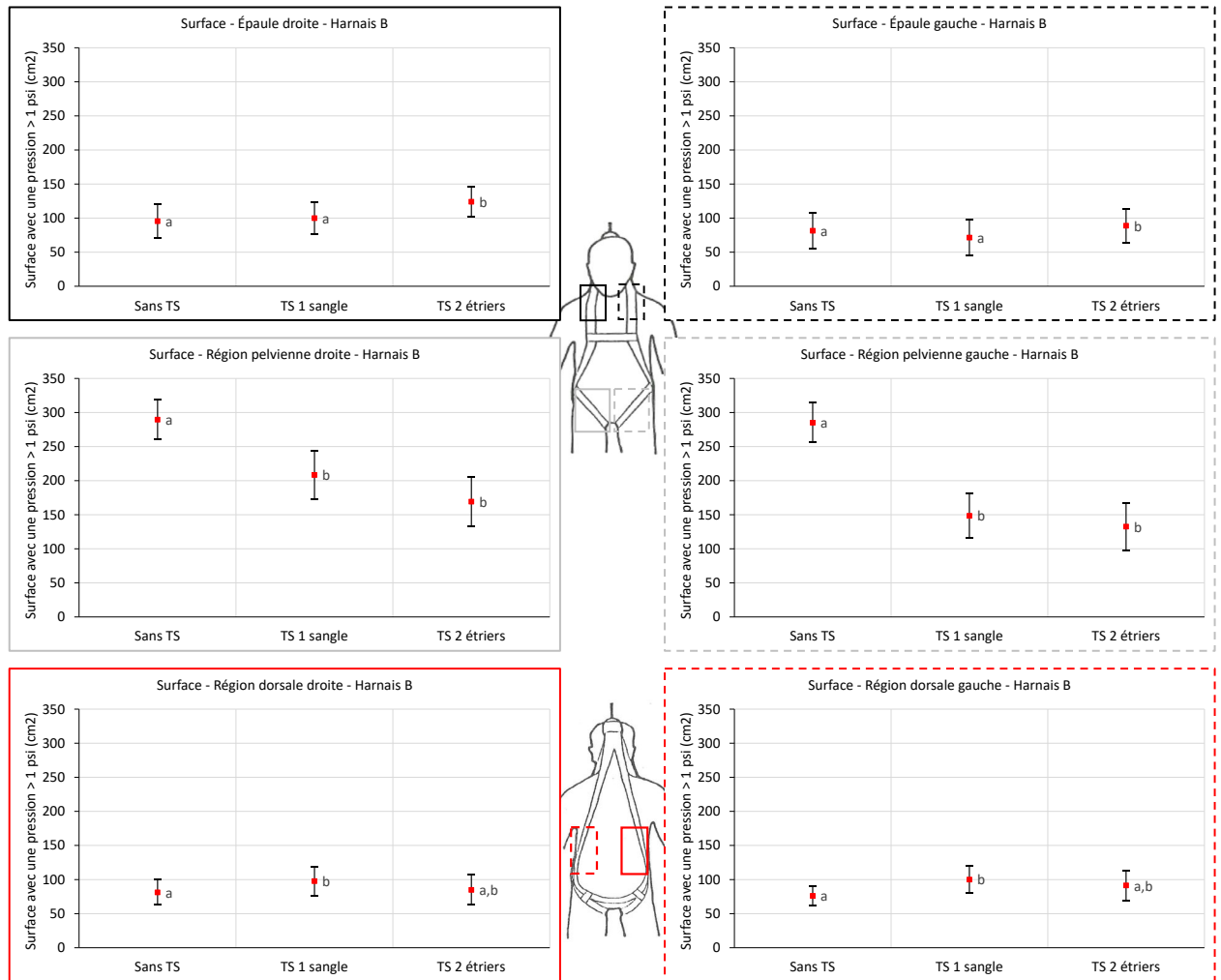


Figure 136. Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le harnais B – Effet des *trauma straps*.



Pour le harnais C (modèle en Y), les tapis de pression ont été glissés dans la ceinture abdominale, car ce harnais n'a qu'une sangle dorsale centrale. La comparaison pour le harnais C est présentée de la figure 137 à la figure 139 (respectivement, pression maximale, pression moyenne, et surface avec une pression supérieure à 1 psi). Au niveau des épaules, les pressions maximales et moyennes diminuent significativement lorsque les *trauma straps* sont utilisés : les deux configurations de *trauma straps* sont confondues. La tendance est similaire pour les surfaces avec une pression supérieure à 1 psi. Au niveau de la ceinture abdominale, les pressions maximales et moyennes et la surface avec une pression supérieure à 1 psi sont significativement plus élevées lors de l'utilisation des *trauma straps*. Finalement, les *trauma straps* permettent d'améliorer très nettement les pressions mesurées au niveau de la région pelvienne : la trauma strap à sangle unique permet de réduire significativement les pressions maximales et moyennes et la surface, et les deux étriers encore plus.

Figure 137. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais C – Effet des *trauma straps*.

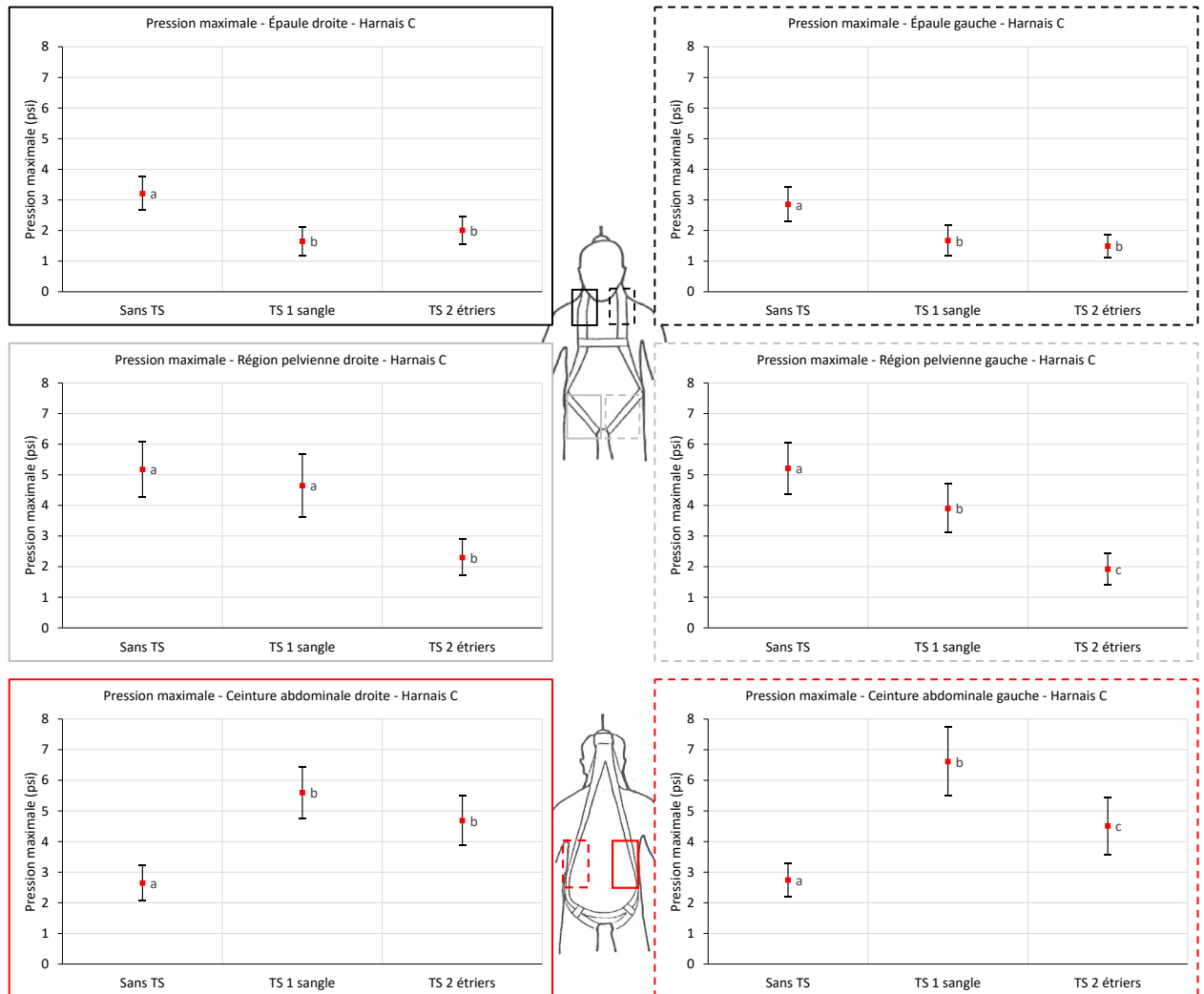


Figure 138. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le harnais C – Effet des *trauma straps*.

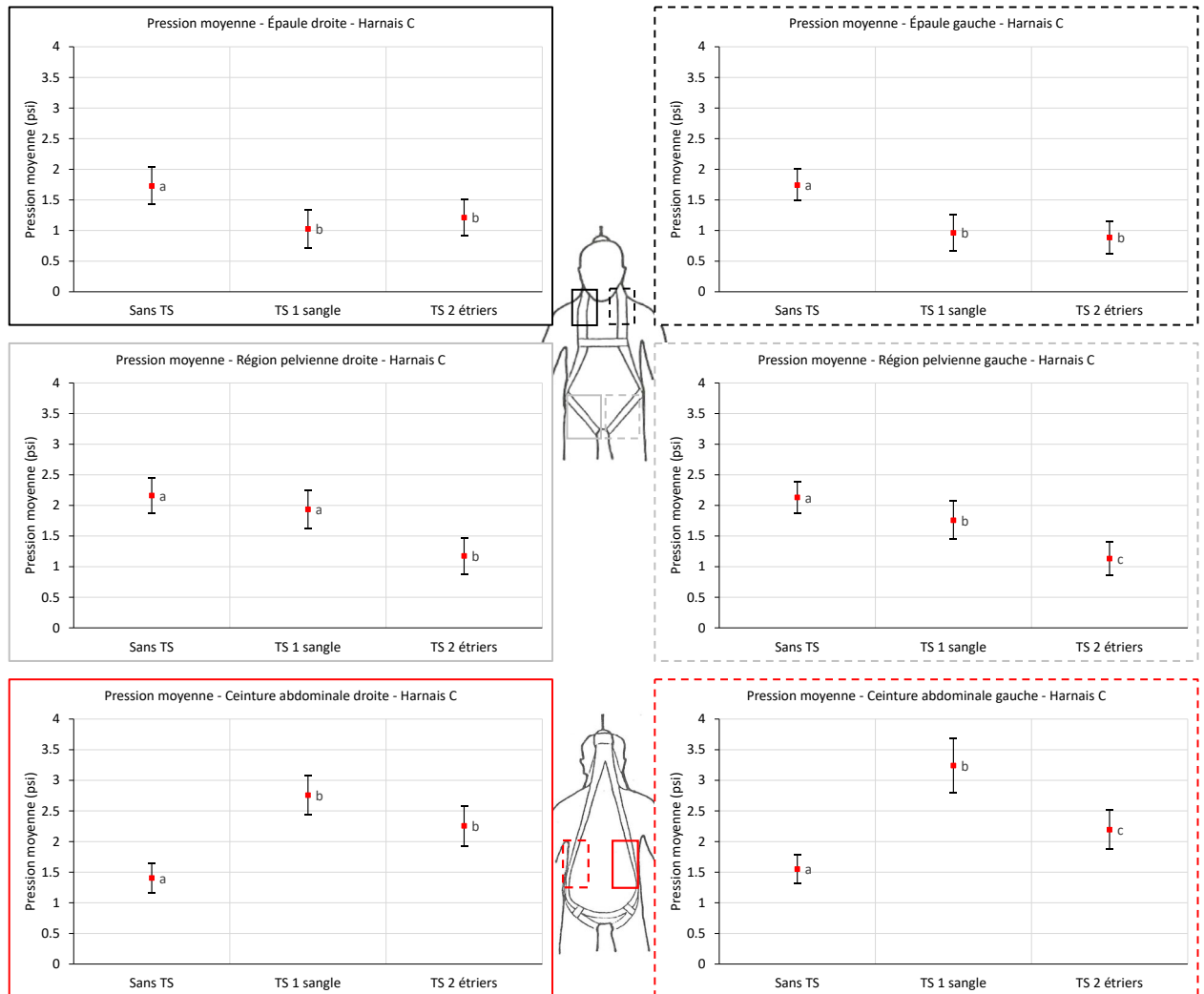
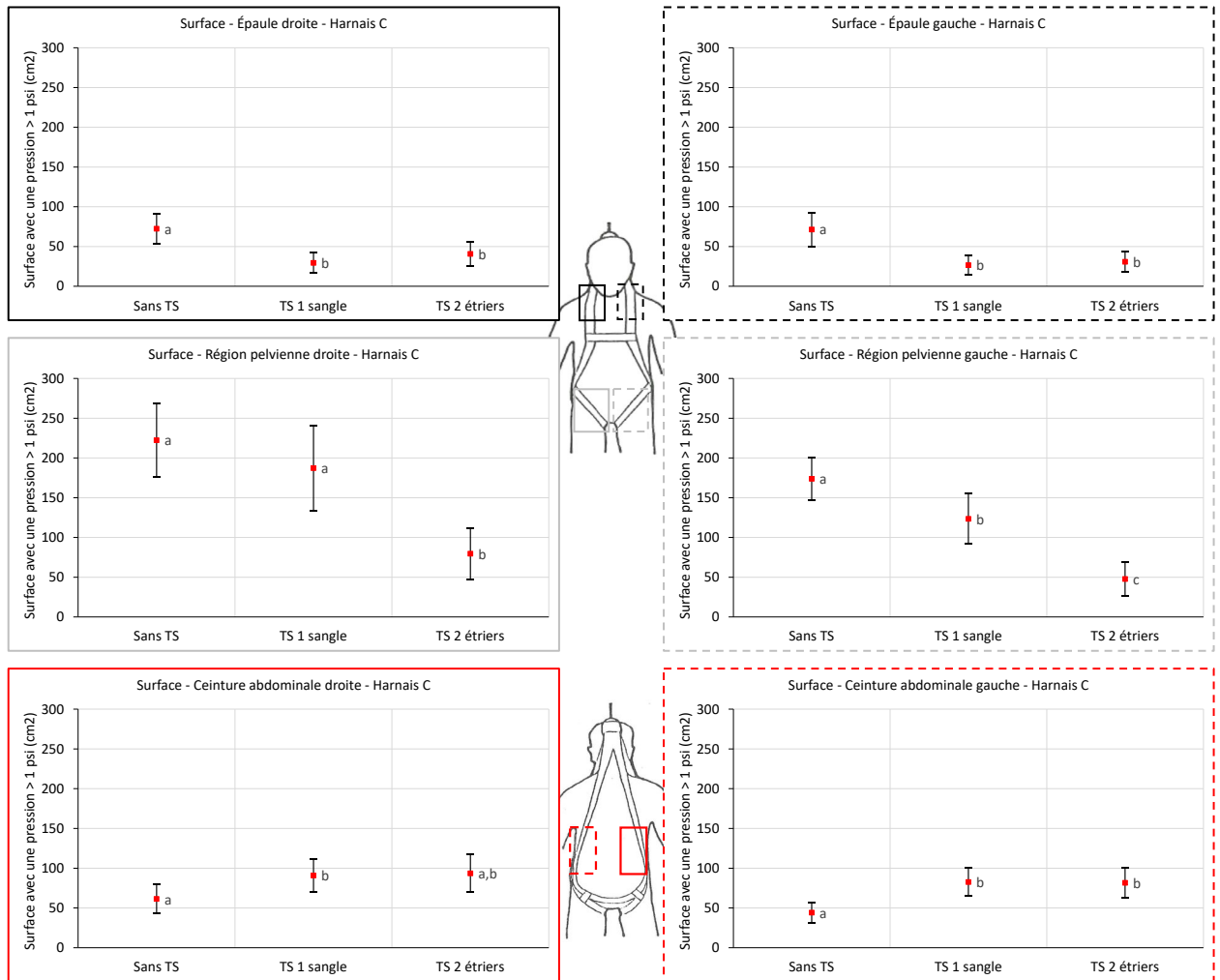


Figure 139. Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le harnais C – Effet des *trauma straps*.



La comparaison pour le prototype 1 est présentée de la figure 140 à la figure 142 (respectivement, pression maximale, pression moyenne, et surface avec une pression supérieure à 1 psi). La tendance générale est comparable au harnais B (modèle en H) : l'utilisation des *trauma straps* fait augmenter légèrement la pression mesurée au niveau des épaules et on note une diminution très significative des pressions maximales et moyennes ainsi que de la surface avec une pression supérieure à 1 psi au niveau de la région pelvienne. L'utilisation de *trauma straps* de type « 2 étriers » est bénéfique comparativement à une sangle unique. À la différence du harnais B (modèle en H), l'utilisation de *trauma straps* avec le prototype 1 fait augmenter la pression au niveau des sangles dorsales.

Figure 140. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 1 – Effet des *trauma straps*.

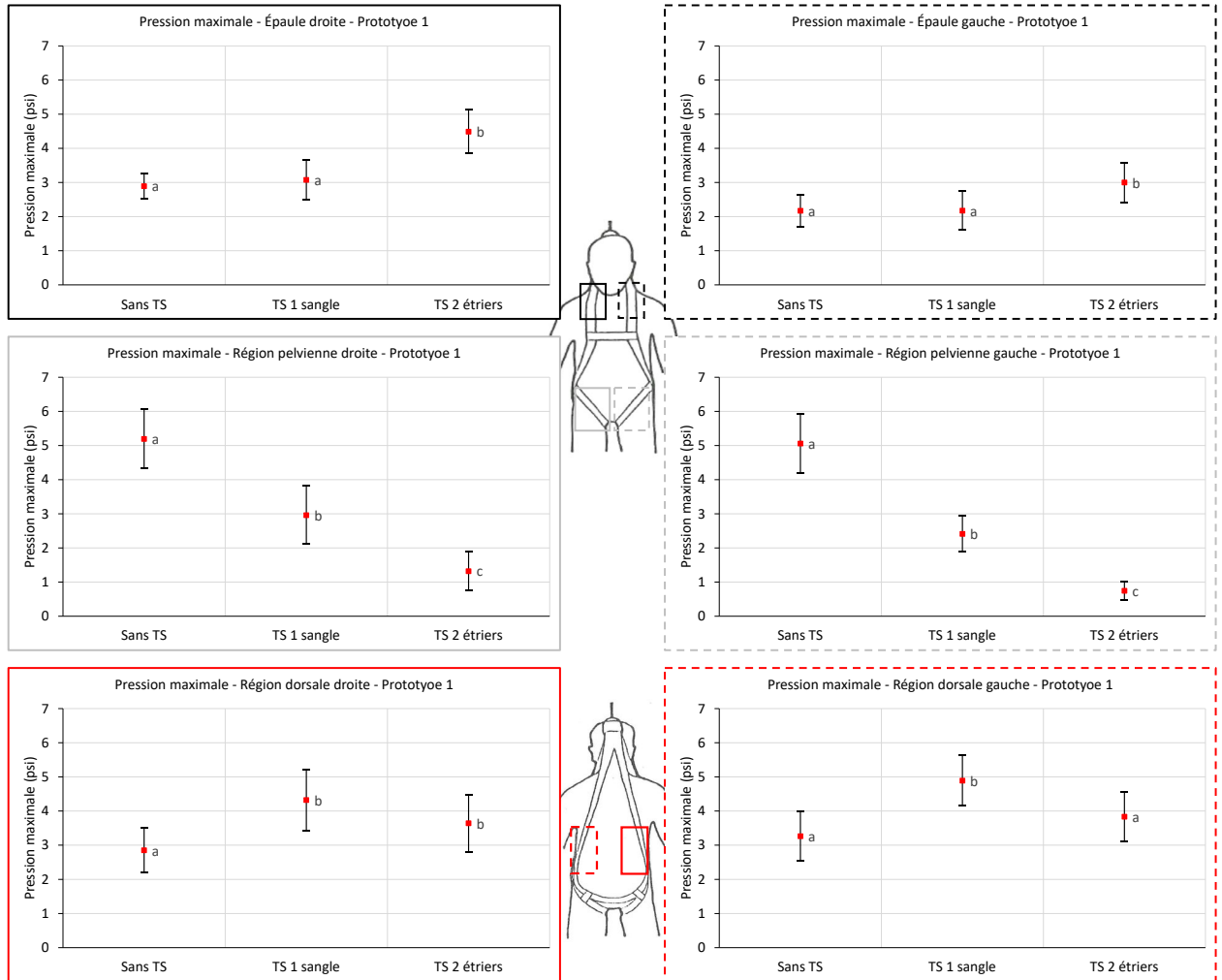


Figure 141. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 1 – Effet des *trauma straps*.

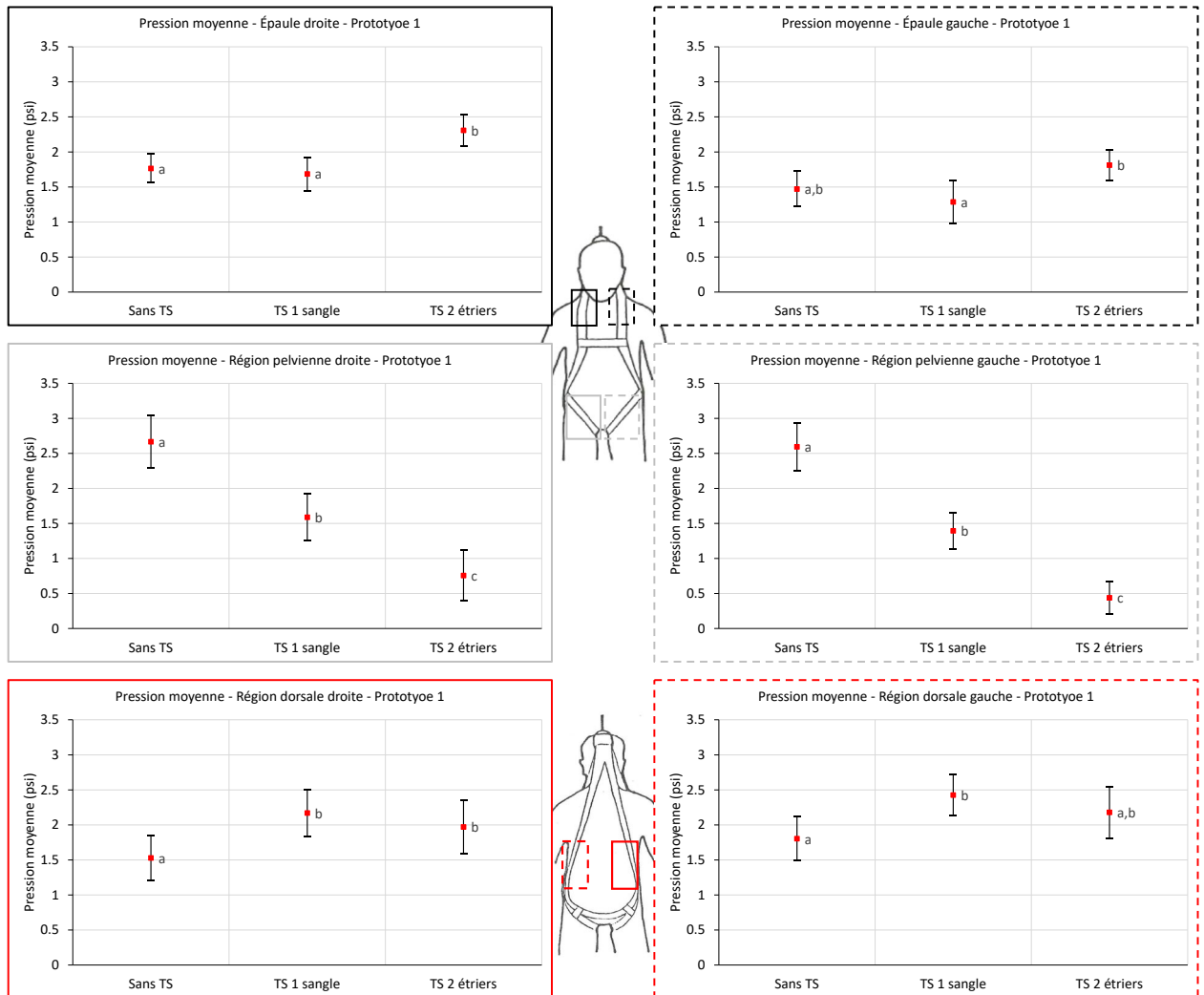
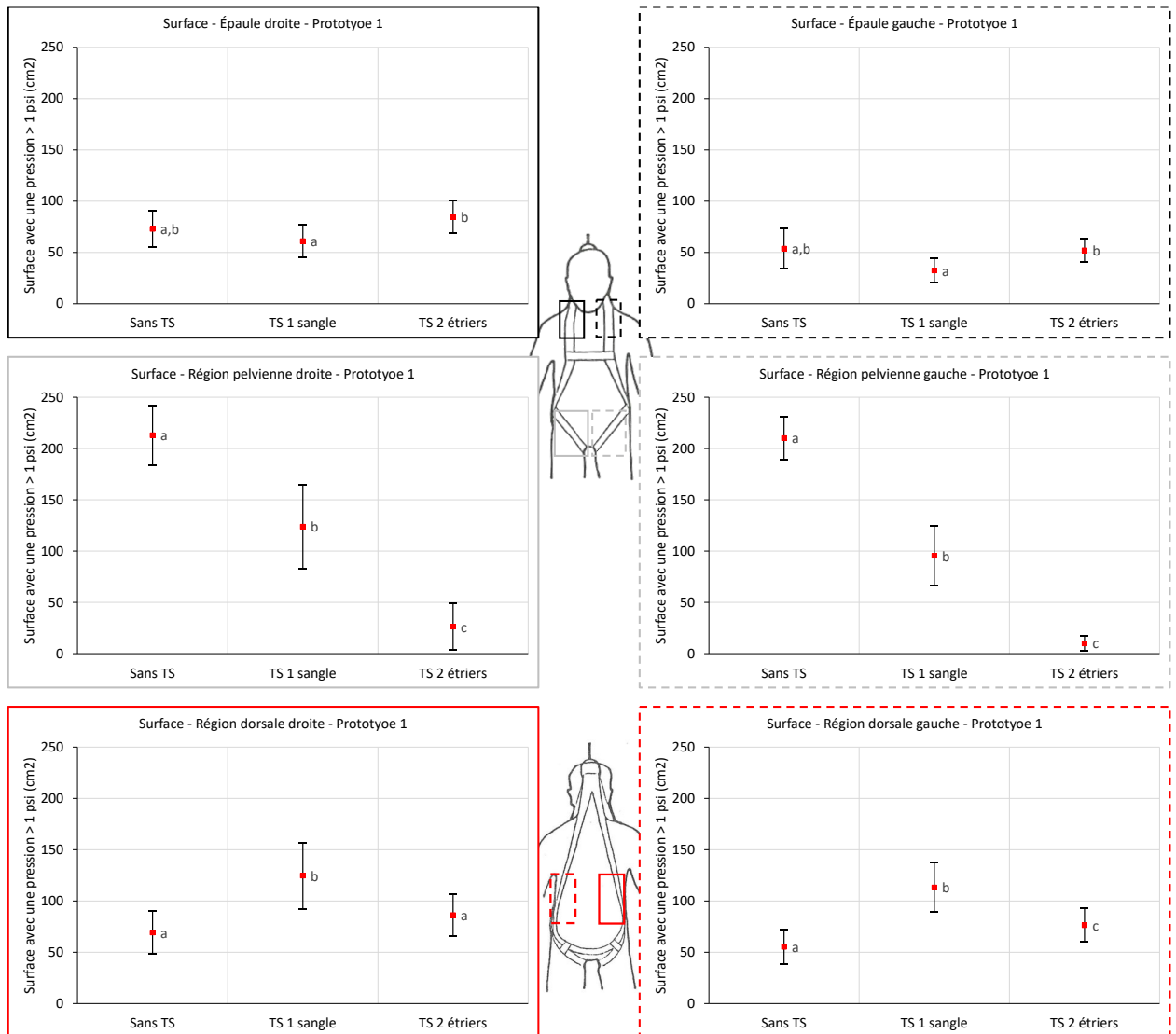


Figure 142. Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le prototype 1 – Effet des *trauma straps*.



La comparaison pour le prototype 2 (avec anneaux) est présentée de la figure 143 à la figure 145 (respectivement, pression maximale, pression moyenne, et surface avec une pression supérieure à 1 psi). La tendance générale est comparable au prototype 1 : l'utilisation des *trauma straps* fait augmenter la pression mesurée au niveau des épaules et du dos, et on note une diminution très significative des pressions maximales et moyennes ainsi que de la surface avec une pression supérieure à 1 psi au niveau de la région pelvienne. L'utilisation de *trauma straps* de type « 2 étriers » est bénéfique comparativement à une sangle unique.

Figure 143. Pression maximale mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 2 – Effet des *trauma straps*.

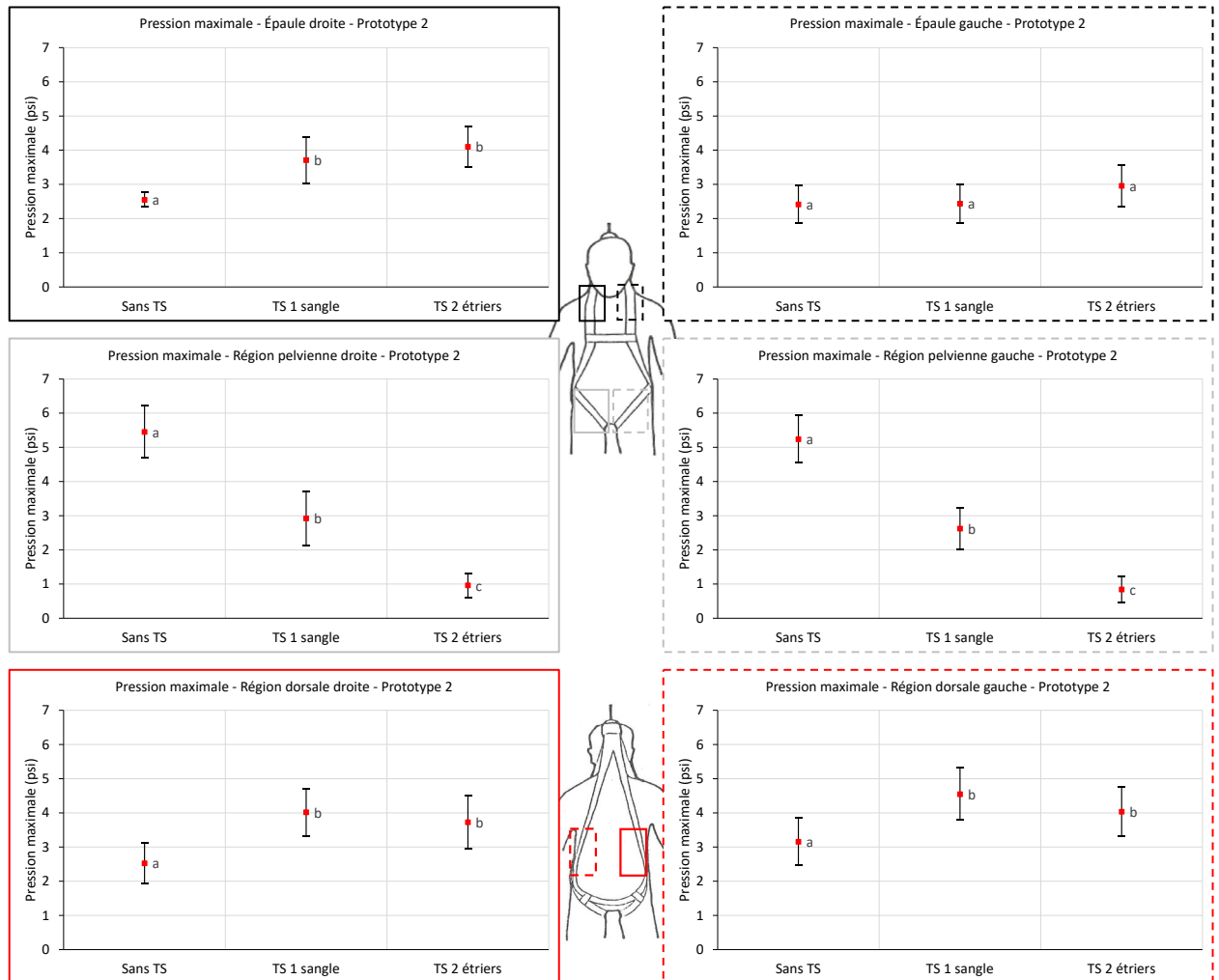


Figure 144. Pression moyenne mesurée sur les tapis de pression au cours d'une suspension avec le prototype 2 – Effet des *trauma straps*.

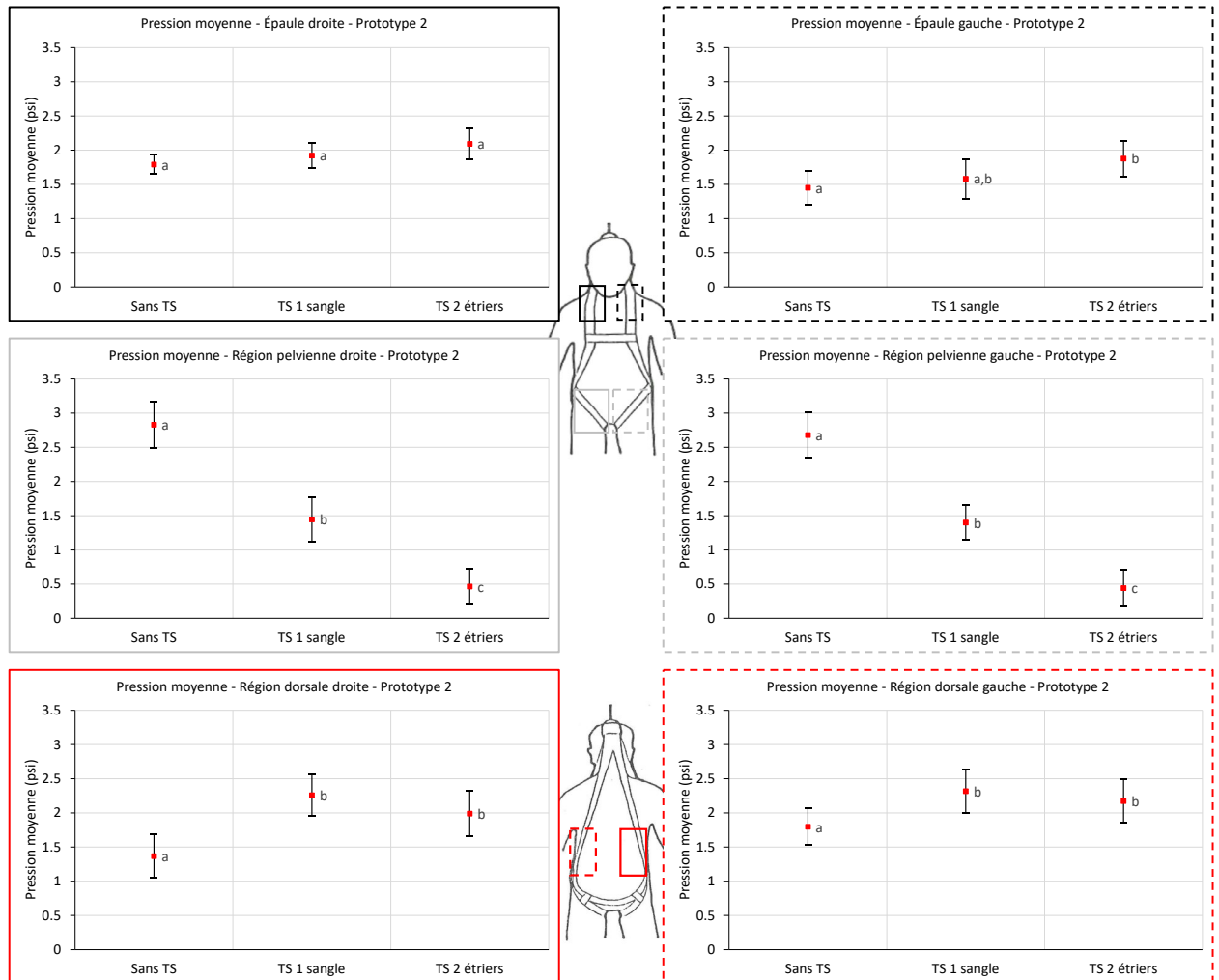
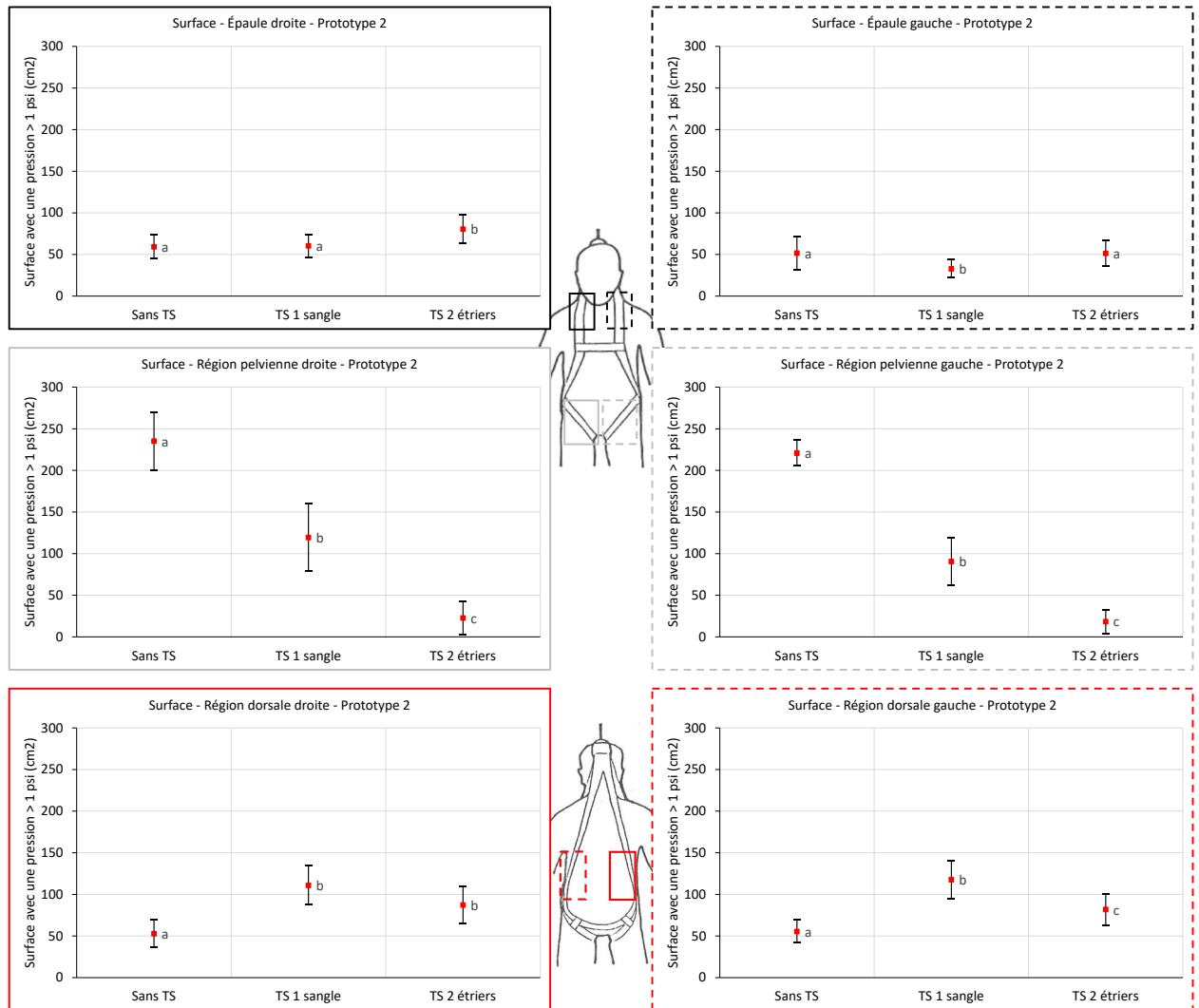


Figure 145. Surface avec pression supérieure à 1 psi au cours d'une suspension avec le prototype 2 – Effet des *trauma straps*.



De manière générale, pour les quatre harnais testés, l'effet des *trauma straps* est le suivant :

- Légère augmentation des pressions pour la région des épaules;
- Diminution très significative des pressions dans la région pelvienne. L'utilisation de deux étriers semble être un avantage comparativement à une trauma strap de type sangle unique sur laquelle reposent les deux pieds;
- Légère augmentation des pressions au niveau des sangles dorsales dans le cas des deux prototypes et dans la ceinture abdominale pour le harnais C (modèle en Y);
- Le somatotype et le sexe n'ont pas d'influence significative en interaction avec la configuration des *trauma straps* sur les pressions mesurées.

La diminution très significative des pressions au niveau de la région pelvienne devrait permettre d'avoir une meilleure circulation sanguine vers les membres inférieurs et donc de limiter l'effet du traumatisme de suspension. Les augmentations notées au niveau des épaules et des sangles dorsales (dans le cas des deux prototypes) ne devraient pas avoir d'impact majeur sur les paramètres physiologiques des participants lors de la suspension. Cependant, d'autres études devraient être menées pour documenter et valider ces hypothèses.

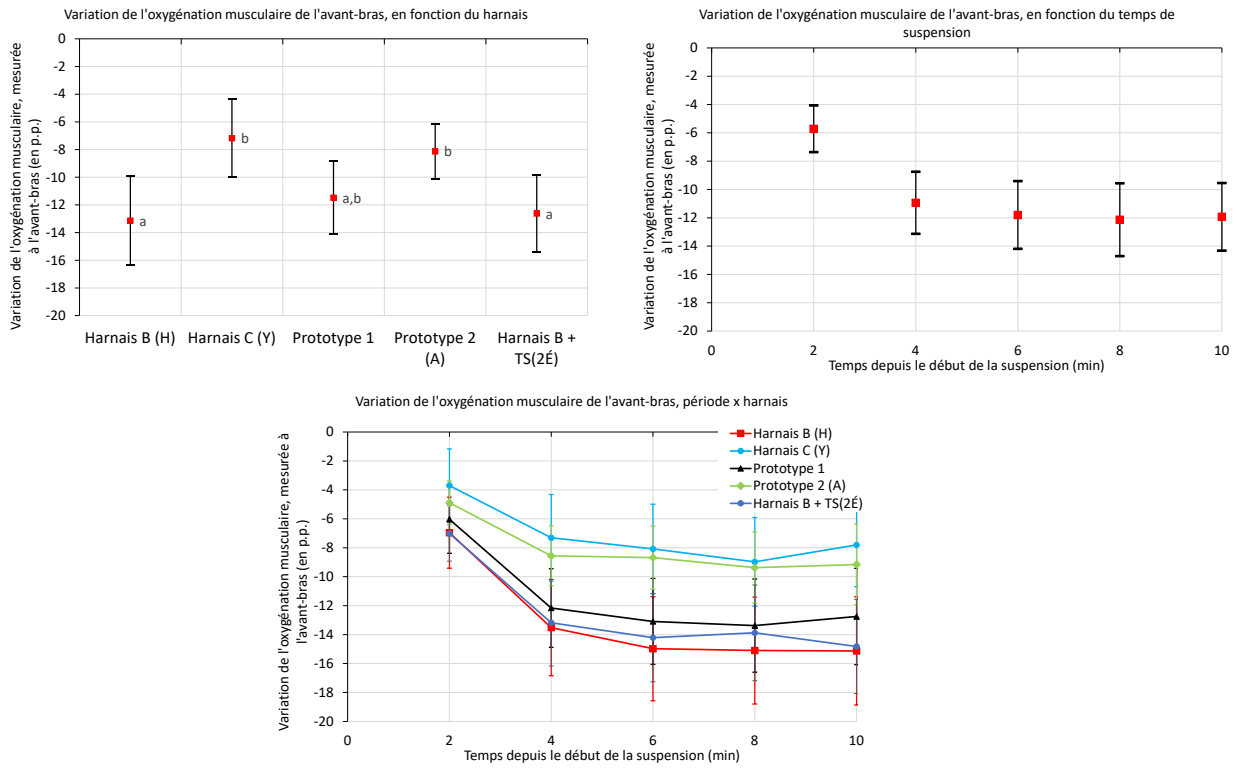
B.II.IV Oxygénation musculaire – Avant-bras

La figure 146 présente la diminution en points de pourcentage (p.p) de l'oxygénation mesurée à l'avant-bras, en fonction du type de harnais, du temps de suspension, et de l'interaction des deux.

Les harnais C (modèle en Y) et le prototype 2 (avec anneaux frontaux) sont ceux ayant le moins d'effet sur la baisse de l'oxygénation musculaire (environ -8 p.p), ce qui est positif. Le harnais B et le prototype 1 font diminuer plus significativement le taux d'oxygène dans le sang à l'avant-bras avec diminution plus importante pour le harnais B sans les *trauma straps* (-13 p.p). La baisse de l'oxygénation semble se stabiliser sur un plateau (en légère baisse) à partir de la quatrième minute de suspension. Les sangles des harnais B et prototype 1 sont positionnées plus près de l'épaule que les sangles des harnais C et prototype 2 qui sont quant à elles positionnées plus au centre du tronc. Les harnais B et prototype 1 vont donc potentiellement venir appliquer une pression localisée sur les artères axillaires et sous-clavières qui dirigent le sang aux membres supérieurs, ce qui pourrait expliquer la plus faible oxygénation musculaire au niveau de l'avant-bras. Les *trauma straps* n'ont aucun effet significatif sur l'oxygénation musculaire au niveau de l'avant-bras.

Pour l'oxygénation musculaire au niveau de l'avant-bras, le somatotype et le sexe n'ont pas d'influence significative.

Figure 146. Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée à l'avant-bras – Phase 2.



B.II.V Oxygénation musculaire – Mollet

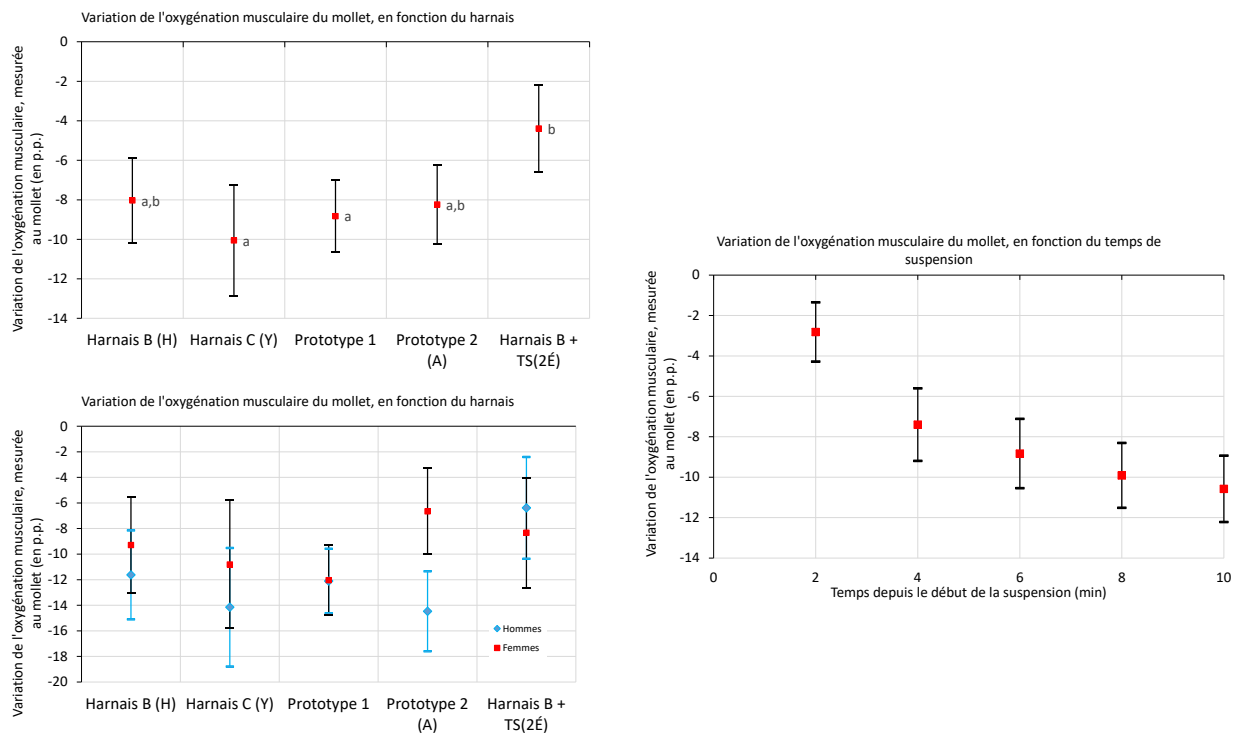
La figure 147 présente la diminution en points de pourcentage (p.p) de l'oxygénation mesurée au mollet, en fonction du type de harnais, en fonction du temps de suspension, et finalement l'interaction des deux. Contrairement aux résultats obtenus pour l'avant-bras, les diminutions d'oxygénation mesurées au mollet sont similaires pour tous les harnais. La diminution de l'oxygénation mesurée au mollet semble continue, sans passer par un plateau comme c'était le cas pour l'oxygénation mesurée à l'avant-bras, bien que cette baisse soit plus prononcée dans les premières minutes de suspension.

L'influence des *trauma straps* est clairement visible dans la figure 147 : la diminution de l'oxygénation musculaire mesurée au mollet est significativement plus faible lorsque le harnais B est utilisé en conjonction avec les *trauma straps*. Ce dispositif semble donc efficace pour faciliter la circulation du flux sanguin dans les membres inférieurs lors de la suspension.

L'interaction sexe x harnais est significative et on note une différence pour le prototype 2 entre les hommes et les femmes : les femmes subissent une moins grande diminution de l'oxygénation musculaire que les hommes avec le prototype 2, ce qui donne des résultats

comparables au harnais B avec les *trauma straps*. Une interaction triple somatotype x sexe x harnais est également significative pour les ectomorphes et endomorphes équipés du prototype 2 : les femmes subissent une moins grande diminution de l'oxygénation musculaire que les hommes avec le prototype 2, mais il n'y a pas de différence entre les hommes et femmes mésomorphes.

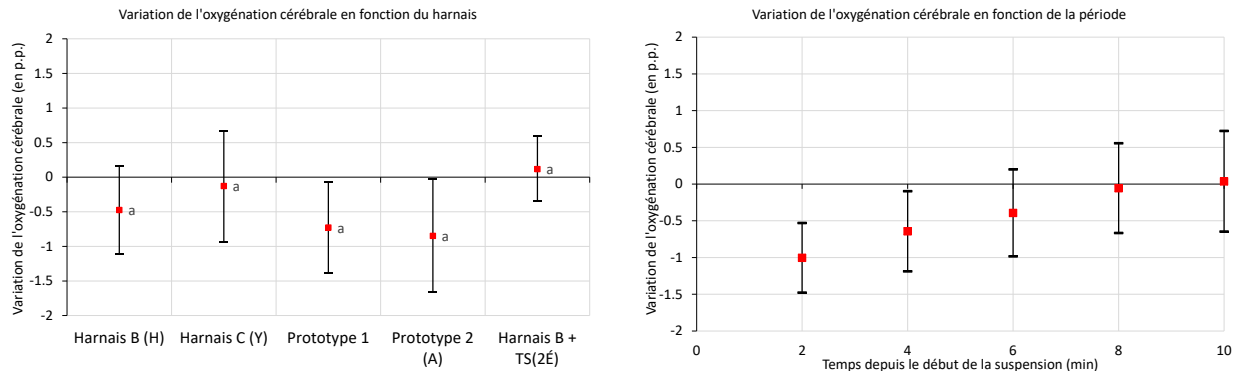
Figure 147. Variation de l'oxygénation musculaire mesurée au cours de la suspension, mesurée au mollet – Phase 2.



Oxygénation cérébrale

La figure 148 présente la diminution en points de pourcentage (p.p) de l'oxygénation cérébrale en fonction du type de harnais, du temps de suspension et de l'interaction des deux. La diminution d'oxygénation cérébrale est d'environ -1 p.p pour les harnais, et ils sont tous confondus. Contrairement à l'oxygénation musculaire, la variation de l'oxygénation cérébrale est plutôt stable dans le temps. Cette relative stabilité dans le temps est probablement liée à la durée limitée de suspension. De ce fait, la majorité des sujets n'ont pas atteint des niveaux de tachycardie assez élevés pour produire un manque d'oxygène au cerveau ou encore une chute de pression artérielle qui causerait automatiquement une syncope vasovagale (avec perte de conscience). Par ailleurs, il n'y a pas d'interaction significative harnais x sexe ou harnais x somatotype pour cette variable physiologique.

Figure 148. Variation de l'oxygénation cérébrale mesurée au cours de la suspension, par rapport à la valeur au repos – Phase 2.

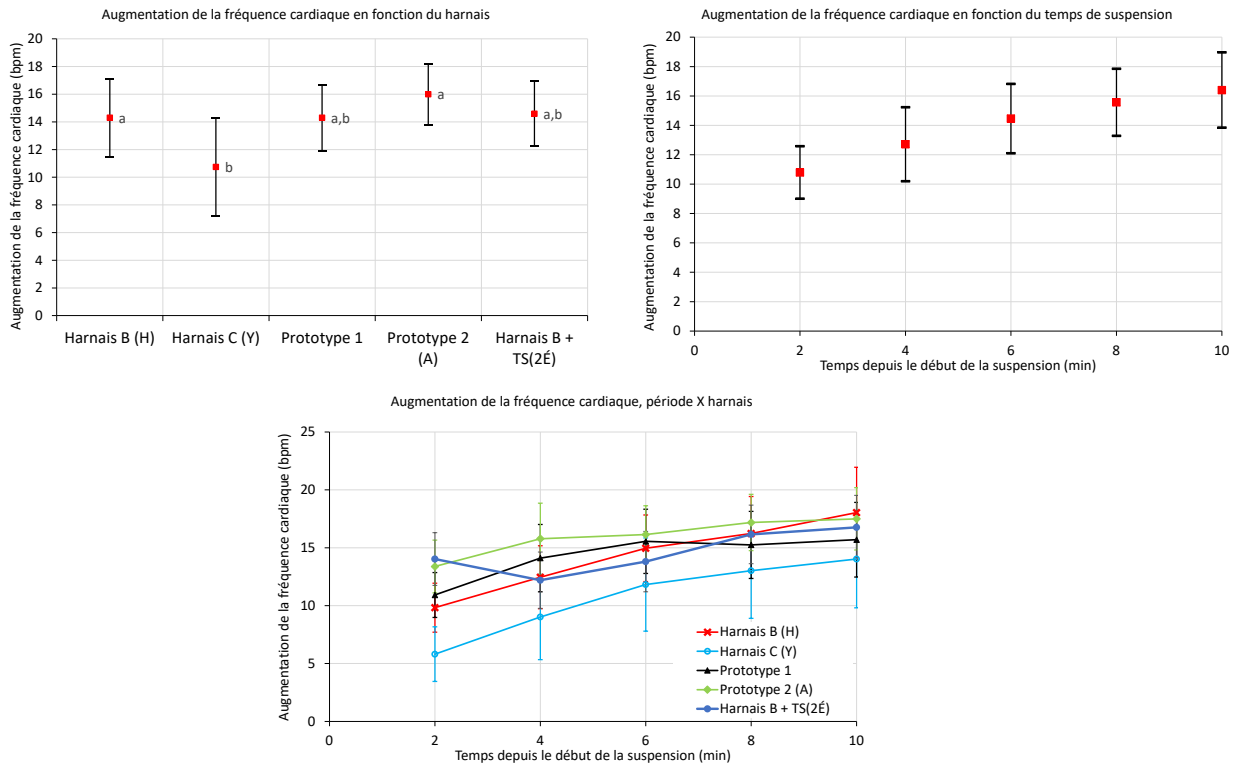


B.II.VI Fréquence cardiaque

La figure 149 présente l'augmentation de fréquence cardiaque en nombre de battements par minute (bpm) mesurée lors de la suspension, en fonctions du type de harnais, en fonction du temps de suspension, et finalement l'interaction des deux. Afin de garantir la sécurité des travailleurs, l'augmentation de la fréquence cardiaque devrait être la plus limitée possible.

En termes de fréquence cardiaque, le harnais C (modèle en Y) est le meilleur, avec la plus faible hausse, les autres harnais sont confondus. Le cas du harnais B utilisé en conjonction avec les *trauma straps* (deux étriers) est surprenant de prime abord : la circulation sanguine étant améliorée vers les membres inférieurs (comme l'a montré la mesure de l'oxygénation au mollet, section XX), on aurait pu s'attendre à ce que la fréquence cardiaque augmente moins que pour les autres harnais. Cependant, l'utilisation des étriers demande aux participants de fournir un effort musculaire, ce qui explique probablement la hausse de la fréquence cardiaque observée.

Figure 149. Augmentation de la fréquence cardiaque mesurée au cours de la suspension – Phase 2.



Pour cette variable physiologique, les interactions sexe x harnais ou somatotype x harnais n'étaient pas significatives.

B.II.VII Pression artérielle diastolique et systolique

La mesure de la pression artérielle des participants au cours de la suspension a principalement été faite pour des raisons de sécurité. Les critères d'arrêt de tests ont été repris de Hsiao *et al.* (2012). Néanmoins, une analyse statistique des variations de la pression artérielle a été menée, pour la pression artérielle systolique et la pression artérielle diastolique. Comme dans la phase 1, les résultats ne permettent pas de discriminer les harnais les uns des autres (Figure 150).

Figure 150. Augmentation de la pression artérielle systolique et diastolique mesurée au cours de la suspension, par rapport à la valeur au repos – Phase 2.

