

Développement d'un système de mesures et d'un protocole de mesures permettant de quantifier l'exposition physique des manutentionnaires

André Plamondon
Xavier Robert-Lachaine
Christian Larue
Hakim Mecheri
Denys Denis
Alain Delisle
Philippe Corbeil

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1005



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

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du 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
2018
ISBN : 978-2-89631-988-6
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
avril 2018

Développement d'un système de mesures et d'un protocole de mesures permettant de quantifier l'exposition physique des manutentionnaires

André Plamondon, Xavier Robert-Lachaine, Christian Larue,
Hakim Mecheri, Denys Denis
IRSST

Alain Delisle
Université de Sherbrooke

Philippe Corbeil
Département de kinésiologie, Université Laval

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1005



Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document.

En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

Cette publication est disponible en version PDF sur le site Web de l'IRSST.



ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les professionnels scientifiques qui, par leur compétence, ont grandement facilité la collecte et le traitement des données : Sophie Bellefeuille et Cynthia Appleby. Des remerciements s'adressent aussi à tous les volontaires en laboratoire et les manutentionnaires en situation réelle, et plus particulièrement ceux de Provigo et de Rona pour leur précieuse collaboration, ainsi qu'à ces deux entreprises qui ont libéré ces travailleurs pour participer à notre projet. Les auteurs expriment enfin leur gratitude envers Alexandre Rouleau (Rona) et Sébastien Seguin (Provigo) pour leur précieuse assistance sur le plan du recrutement des manutentionnaires.

SOMMAIRE

L'objectif principal de ce projet était de combiner différents senseurs et instruments pour expérimenter, en laboratoire et sur le terrain, un système de mesures permettant d'estimer quantitativement l'exposition physique des manutentionnaires. Ce type de système pourrait éventuellement servir à évaluer objectivement l'efficacité d'approches de prévention. Un second objectif consistait à mettre au point une stratégie d'échantillonnage pour optimiser la mesure de l'exposition physique de manutentionnaires sur le terrain. Des auteurs ont fréquemment souligné des lacunes dans la manière d'échantillonner les données ce qui a peut-être contribué à affaiblir les études portant sur les relations entre l'exposition physique et les lésions physiques.

Dans la première partie du projet, il fallait déterminer les variables qui contribuent de manière importante à l'exposition physique des manutentionnaires et choisir les instruments de mesures nécessaires. Les variables d'exposition devaient répondre minimalement à deux critères : 1) être reconnues dans la littérature comme ayant un effet significatif sur le risque de blessure du manutentionnaire; 2) pouvoir être mesurées quantitativement sur le terrain. Un grand nombre de variables a pu être répertorié à partir du premier critère, mais seulement un petit nombre a été retenu à partir du second. Ce résultat était attendu en raison des difficultés de mesure sur le terrain, et cela, malgré les avancées technologiques majeures des dernières années. Cependant, il s'avérait essentiel de pouvoir disposer d'un système capable de mesurer la cinématique 3D du corps entier, c'est-à-dire de suivre les mouvements des principaux segments du corps, dont le dos, le bassin, la tête, les bras, les avant-bras, les mains, les cuisses, les jambes et les pieds. Parmi les systèmes les plus récents et prometteurs, on trouve les centrales inertielles (IMU) composées d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres triaxiaux dont les signaux, combinés au moyen d'un filtre numérique de type Kalman, sont capables de déterminer la cinématique 3D d'un segment (déplacement, vitesse et accélération). Le système développé par la compagnie Xsens paraissait particulièrement intéressant et, comme tout instrument de mesure, il fallait, dans un premier temps, s'assurer de sa validité et fidélité dans des conditions de laboratoire et, dans un second temps, il était nécessaire d'expérimenter ce système de mesures en entreprise auprès d'un groupe cible de manutentionnaires.

Les résultats en laboratoire à partir de 12 sujets volontaires (9 masculins, 3 féminins) ont démontré que le système de mesures Xsens, par rapport à un système de mesures étalon (système optoélectronique Optotrak), parvenait à estimer, pendant des tâches de manutention, une majorité des angles articulaires du corps entier à l'intérieur d'un seuil acceptable de 5° d'erreurs. Les centrales inertielles, dans un environnement sans distorsion magnétique, ont donc le potentiel de suivre le mouvement des travailleurs lorsqu'ils effectuent leurs tâches quotidiennes. Par contre, dans un environnement avec perturbations magnétiques qui affectent les données du magnétomètre, les erreurs de mesure augmentent, mais une fois cette perturbation terminée, le niveau d'erreur redevient acceptable après un délai de 30 s. Il est donc conseillé de respecter un délai minimal de 30 s après des perturbations magnétiques avant de considérer les données comme valides.

La deuxième partie du projet consistait à évaluer en entreprise le système de mesures inertiel Xsens auprès de 10 manutentionnaires (9 masculins, 1 féminin) dans le cadre de leur travail régulier. Tous ont manutentionné au minimum une commande de produits (en moyenne 115

produits transférés sur une palette) pendant une durée moyenne de 32 min. Sur le terrain, une comparaison quantitative avec un autre instrument de mesure étalon est difficile, par contre, il est possible de comparer qualitativement les mouvements segmentaires de l'avatar du logiciel de Xsens avec les images du participant captées par caméra. La différence de mouvement entre l'avatar et les images vidéo synchronisées a été observée par un agent de recherche. Sur l'ensemble des observations évaluées (total = 2298 observations), 68 % de celles-ci ont été jugées comme acceptables, c'est-à-dire que l'image vidéo du participant était conforme à celle de l'avatar de Xsens. La majorité des erreurs a été causée par des perturbations magnétiques en provenance du transpalette, mais il demeure qu'il est possible d'effectuer des mesures cinématiques de travailleurs en entreprise avec un niveau d'erreur acceptable. Aussi, lorsque cette cinématique du corps entier est combinée à d'autres informations disponibles dans l'entreprise, comme la liste des commandes sur laquelle le poids des produits manutentionnés est indiqué, il est alors possible d'estimer le chargement au dos. L'ensemble de ces mesures rend maintenant possible l'estimation de l'exposition physique des manutentionnaires.

Pour répondre au second objectif, une stratégie d'échantillonnage a été élaborée. Celle-ci sera utile pour optimiser les prochaines collectes et s'assurer d'un échantillonnage adéquat. Des compromis devront toutefois être faits entre l'obtention de données d'une très grande précision (avec le nombre de sujets prescrits) et ce que la réalité en matière de coûts-bénéfices permet de réaliser sur le terrain.

Les perspectives d'utilisation de ce type d'instrument de mesure sont nombreuses. Il sera possible, par exemple, de quantifier les effets d'une intervention ergonomique qui vise une réduction de l'exposition physique. Des travailleurs novices en formation pourraient ainsi recevoir des rétroactions sur leur façon de réaliser leurs tâches et être suivi dans leur parcours de formation. Finalement, il deviendra plus facile de quantifier la dose-réponse pour soutenir l'élaboration de nouvelles normes sécuritaires.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	I
SOMMAIRE	III
TABLE DES MATIÈRES	V
LISTE DES TABLEAUX	IX
LISTE DES FIGURES	XI
1. INTRODUCTION	1
1.1 Origine du projet.....	1
2. ÉTAT DES CONNAISSANCES ET DES OBJECTIFS DE RECHERCHE	3
2.1 Les variables de l'exposition physique.....	3
2.2 Les centrales inertielles.....	4
2.2.1 Le système inertiel ambulateur de l'IRSST	4
2.2.2 Progrès sur les senseurs inertiels ambulatoires	6
2.2.3 Le système de mesures inertiel Xsens	7
2.3 La mesure du chargement lombaire	7
2.4 Autres senseurs.....	8
2.5 Validation du système de mesures.....	8
2.6 Stratégies d'échantillonnage	9
2.7 Objectifs de recherche	10
2.7.1 Objectifs spécifiques.....	10
3. MESURE DE L'EXPOSITION PHYSIQUE : LES VARIABLES ESSENTIELLES. 11	
3.1 Déterminer les variables nécessaires à la mesure de l'exposition physique	11
3.2 Choix des instruments de mesure	15
3.3 Le système de mesures MVN de Xsens	15
4. ÉVALUATION/VALIDATION DU SYSTÈME DE MESURES MVN DE XSENS ...	17
4.1 Méthodologie commune aux 3 types de conditions expérimentales	17
4.1.1 Sujets.....	17
4.1.2 Instrumentation	18

4.1.3	Protocole expérimental	19
4.1.4	Alignement des systèmes de coordonnées de Xsens et d'Optotrak	20
4.1.5	Modèles biomécaniques	20
5.	CONDITION N° 1 : TESTS DE CALIBRAGE : POSE-T — POSE-N — POSE-CHAISE — POSE-TABOURET	23
5.1	Méthodologie spécifique à la condition no 1	23
5.2	Résultats de la condition n° 1	26
5.3	Discussion de la condition n° 1	31
5.4	Conclusion de la condition n° 1	33
5.5	Considérations pratiques	33
6.	CONDITION N° 2 : TÂCHE DE MANUTENTION SANS PERTURBATIONS MAGNÉTIQUES	35
6.1	Méthodologie spécifique à la condition n° 2	35
6.2	Traitement des données de la condition n° 2	35
6.3	Résultats de la condition n° 2	37
6.4	Discussion de la condition n° 2	42
6.5	Conclusion de la condition n° 2	46
7.	CONDITION N° 3 : TÂCHES DE MANUTENTION AVEC PERTURBATIONS MAGNÉTIQUES	47
7.1	Méthodologie spécifique à la condition n° 3	47
7.2	Traitement des données de la condition n° 3	50
7.3	Résultats de la condition n° 3	51
7.4	Discussion de la condition n° 3	58
7.5	Conclusion de la condition n° 3	60
8.	PHASE EXPÉRIMENTALE EN ENTREPRISE	61
8.1	Description de la tâche du manutentionnaire	61
8.2	Participants	61

8.3	Procédures expérimentales	62
8.3.1	Équipe	62
8.3.2	Instrumentation	63
8.3.3	Mesures	64
8.3.4	Collecte	65
8.3.5	Traitement des données.....	66
8.3.6	Tests statistiques	68
8.4	Résultats.....	70
8.4.1	Qualité des données	70
8.4.2	Quelques résultats cinématiques	73
8.4.3	Stratégies d'échantillonnage	76
8.5	Discussion.....	82
8.5.1	Qualité des données	82
8.5.2	Résultats cinématiques.....	84
8.5.3	Stratégies d'échantillonnage	85
8.6	Limites de l'étude.....	86
8.7	Conclusion	87
9.	DISCUSSION GÉNÉRALE	89
10.	CONCLUSION GÉNÉRALE	93
	BIBLIOGRAPHIE.....	95
	ANNEXE A : FEUILLE DE ROUTE	105
	ANNEXE B : LISTE DU MATÉRIEL REQUIS	109
	ANNEXE C : DÉPLIANT D'INFORMATION.....	111

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1	Description sommaire des objectifs et thèmes discutés lors des réunions qui visaient à déterminer les variables d'exposition.....	13
Tableau 3.2	Liste des variables retenues comme étant potentiellement mesurables sur le terrain	14
Tableau 5.1	Erreurs standards de mesure (SEM) des angles articulaires (degrés) pour les trois répétitions de chacune des poses de calibrage sur l'axe transversal Z, l'axe frontal X et l'axe longitudinal Y	27
Tableau 6.1	Statistiques descriptives des trois comparaisons sur l'exactitude des angles articulaires : comparaison n°1 - erreur technologique ; comparaison n° 2 - erreur due aux modèles ; comparaison n° 3 – erreur technologique + erreur des modèles. L'erreur quadratique moyenne (RMSE), le « waveform distorsion » (WD), le coefficient de corrélation multiple (CMC) et l'intervalle de confiance « Bland-Altman » (LoA) ont été évalués.....	40
Tableau 6.2	Analyse de variance à une voie sur les valeurs RMSE pour les trois types de comparaisons ainsi que les comparaisons par paire <i>post hoc</i> (Bonferroni). Également, l'ANOVA à une voie sur le type de tâche (simple court vs complexe long) pour la comparaison n° 1. Les différences significatives sont identifiées en caractères gras.....	41
Tableau 6.3	Moyenne d'erreurs RMSE (degrés) des angles articulaires sur la comparaison n° 1 : Optotrak modèle ISB vs Xsens modèle ISB (erreur due à la technologie) au cours de la tâche simple de courte durée.....	42
Tableau 7.1	Variations de la norme magnétique normalisée (% M) présentées sous forme de pourcentage moyen (ET) pour chaque IMU et pour chaque condition de zone et de durée pendant l'essai avec perturbations magnétiques dynamiques	53
Tableau 7.2	Variations de la norme magnétique normalisée (% M) présentées sous forme de pourcentage moyen (ET) de chaque IMU et de chaque condition de zone au cours de l'essai avec perturbations magnétiques statiques	54
Tableau 7.3	ANOVA (5x3x3) à mesures répétées appliquées aux huit articulations pour comparer la durée (0, 30, 60, 120 et 240 secondes), la zone (AP, SP1, SP2) et sur les trois axes. Un seuil de signification $p \leq 0,05$ est indiqué en gras.....	54
Tableau 7.4	ANOVA séparées à une voie sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs et tests <i>post hoc</i> de Bonferroni pour évaluer les méthodes de correction (SC, KiC, KiC2 et RF) lors de perturbations magnétiques dynamiques. Un seuil de signification $p \leq 0,05$ est indiqué en gras et une augmentation significative par rapport à la condition sans correction SC est soulignée	55

Tableau 7.5	ANOVA séparées à une voie sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs et tests <i>post hoc</i> de Bonferroni pour comparer les méthodes de correction (SC, KiC, KiC2 et RF) lors de perturbations magnétiques statiques. Un seuil de signification $p \leq 0,05$ est indiqué en gras et une augmentation significative par rapport à la condition sans correction SC est soulignée.....	55
Tableau 8.1	Données anthropométriques de dix sujets recrutés	62
Tableau 8.2	Exemple type (3 mars 2016) des étapes nécessaires à la préparation du sujet avant la collecte.....	65
Tableau 8.3	Différence visuelle de mouvement entre l'avatar et les images vidéo.....	71
Tableau 8.4	Liste des segments affectés par les erreurs de mesure observées (n)	71
Tableau 8.5	Déplacements des senseurs sur la peau lors des collectes en entreprise.....	72
Tableau 8.6	Nombre d'erreurs observées lorsqu'un manutentionnaire demeurait sur son transpalette plus de 30 s ou moins de 10 s	73
Tableau 8.7	Tableau descriptif des types de commandes et de la durée des différentes phases pour les 20 commandes réalisées par les 10 participants	74
Tableau 8.8	Nombre d'observations (n= 1117) recueillies dans chacune des catégories d'angles de flexion et de torsion maximales au dos et au genou	75
Tableau 8.9	Conditions d'échantillonnage de la variable d'inclinaison du tronc pour une précision s'étendant de 10 à 40 %.....	78
Tableau 8.10	Conditions d'échantillonnage de la variable de flexion lombaire du tronc pour une précision s'étendant de 10 à 40 %	78
Tableau 8.11	Conditions d'échantillonnage de la variable de flexion du genou droit pour une précision s'étendant de 10 à 40 %	79
Tableau 8.12	Conditions d'échantillonnage de la variable de flexion du genou gauche pour une précision s'étendant de 10 à 40 %	79
Tableau 8.13	Conditions d'échantillonnage de la variable de torsion du tronc pour une précision s'étendant de 20 à 40 %.....	80
Tableau 8.14	Simulation Monte-Carlo pour les variables inclinaison du tronc, flexion lombaire, flexion des genoux droit et gauche et torsion du tronc.....	81

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	Illustration du dernier prototype lors de son utilisation sur le terrain.....	6
Figure 3.1	Illustration des deux senseurs Xsens utilisés dans le cadre de cette étude.	16
Figure 4.1	Pose des marqueurs sur les 15 segments permettant de calculer la cinématique du corps entier.....	19
Figure 4.2	Illustration d'une plaquette de la diode électroluminescente (DEL) « Optotrak » sur un IMU Xsens.....	21
Figure 5.1	Les quatre types de poses de calibrage statique : A = Pose-N ; B = Pose-T; C=Pose-chaise ; D= Pose-tabouret	23
Figure 5.2	Participant placé passivement par l'agent de recherche.	24
Figure 5.3	Illustration de la tâche de manutention dans la condition n° 1 : tests de calibrage.....	24
Figure 5.4	Erreurs d'alignement vertical de l'axe longitudinal segmentaire (moyenne et \pm ET) de toutes les régions du corps dans la pose-N et la pose-T et les deux conditions de placement (autoplacement et placement passif) ainsi que dans la pose-chaise et la pose-tabouret.....	28
Figure 5.5	Fidélité des angles articulaires pour les trois répétitions de chaque pose de calibrage mesurée par un coefficient de corrélation intraclasse (ICC) à intervalle de confiance à \pm 95 % sur l'axe transversal Z, l'axe frontal X et l'axe longitudinal Y.	29
Figure 5.6	Différences d'orientation des segments (moyenne \pm écart-type) entre le modèle MVN et le modèle ISB (International Society of Biomechanics) sur les axes transversal Z, frontal X et longitudinal Y pendant une tâche de manutention de courte durée après chacune des poses de calibrage.....	30
Figure 6.1	Illustration 1 de la tâche de manutention de la condition n° 2 sans perturbations.....	36
Figure 6.2	Illustration 2 de la tâche de manutention de la condition n° 2 sans perturbations.....	36
Figure 6.3	Angles articulaires (degrés) d'un participant obtenus au moyen du système Optotrak - Modèle ISB (lignes pointillées) en comparaison de ceux obtenus par le système X-sens – modèle MVN lors d'un court laps de temps.	39
Figure 7.1	Illustration de la tâche avec perturbations dans un contexte dynamique.....	48
Figure 7.2	Illustration de la tâche avec perturbations dans un contexte statique.	48
Figure 7.3	Illustration de la tâche dynamique du côté sans perturbations magnétiques.	49
Figure 7.4	Illustration de la tâche dynamique du côté avec perturbations magnétiques.....	49
Figure 7.5	Illustration de la séquence de travail des participants.....	50

Figure 7.6	RMSE moyen mesuré sur les huit articulations et les trois axes pendant les 0, 30, 60, 120 et 240 secondes de perturbations magnétiques dynamiques (AP- diamants bleus), pendant les 30 secondes suivant les perturbations magnétiques (SP1-carrés rouges) et après un délai de 30 secondes (SP2- triangles verts). Note : L'échelle de l'axe vertical n'est pas identique selon les articulations ou les axes.56
Figure 7.7	RMSE moyen mesuré sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs pendant les 0, 30, 60, 120 et 240 secondes de perturbations magnétiques dynamiques (AP-During), pendant la période suivant les perturbations magnétiques (SP1-After) et puis 30 s après (SP2-Delay). Méthodes de correction : SC = (diamants bleus); KIC= (carrés rouges), KIC2 = (triangles verts); RF (violet X). Note : L'échelle de l'axe vertical n'est pas identique selon les articulations ou les axes.57
Figure 7.8	RMSE moyen mesurée sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs : Before = avant les perturbations magnétiques (SP0), During = pendant les perturbations magnétiques statiques de 4 minutes avec le sujet assis (AP), After = après perturbations magnétiques (SP1), et Delay = 30 s après SP1 (SP2); pour quatre types de corrections : SC = (diamants bleus), KIC= (carrés rouges), KIC2 = (triangles verts); RF (violet X). Note : L'échelle de l'axe vertical n'est pas identique selon les articulations ou les axes.57
Figure 8.1	Équipe de recherche affectée à la majorité des collectes; absents de la photo : André Plamondon; Substituts : Cynthia Appleby, Hakim Mecheri.63
Figure 8.2	Illustrations des équipements nécessaires pour suivre les manutentionnaires lors d'une commande de produits.64
Figure 8.3	Illustrations de deux manutentionnaires lors des collectes de données en entreprise; l'une avec le système A) Xsens1 (ancien) et l'autre le B) avec le Xsens2 (nouveau).....67
Figure 8.4	Illustrations de l'avatar de Xsens et de l'image vidéo correspondante : A) ancien système Xsens1; B) nouveau système Xsens2.68
Figure 8.5	Grandeurs des moments de forces externes observés, n=1 117 (moins 182 manquants).76
Figure 8.6	Exemple du type d'ajustement du système de câblage durant la collecte.82

1. INTRODUCTION

Les risques de troubles musculosquelettiques (TMS) lors d'activités de travail demeurent aujourd'hui très élevés. Au Québec, 17,5 % de l'ensemble des lésions acceptées par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) entre 2009 et 2013, soit 80 796 cas, étaient associés à des TMS liés à la manutention. Les débours totaux pour ce type d'affections s'élevaient, en 2013, à plus de 125 millions de dollars soit 16,5 % des débours totaux des lésions indemnisées par la CNESST (Boucher et Duguay, 2016). Les facteurs de risque biomécaniques les plus souvent associés aux TMS incluent les répétitions excessives, les postures contraignantes et les levers de charges lourdes (da Costa et Vieira, 2014), tous des facteurs caractéristiques de la manutention manuelle de charges. Il y a donc lieu de poursuivre les efforts en vue de réduire les coûts humains et financiers de la manutention manuelle.

1.1 Origine du projet

La prévalence des TMS serait très fortement associée à l'exposition aux contraintes physiques mesurées au travail (Stock *et al.*, 2011). De nombreuses revues de la littérature (Ayoub *et al.*, 1997; Bernard, 1997; Burdorf et Sorock, 1997; National Research Council (NRC), 2001; Vingard et Nachemson, 2000) ainsi que des revues de type systématique (da Costa et Vieira, 2010; Nelson et Hughes, 2009) ont indiqué une relation *modérée à élevée* entre la manutention manuelle et les blessures au dos. D'après le NRC (2001), il existe une relation claire entre les lésions au dos et la charge mécanique imposée lors du travail de manutention. Cette relation a cependant été remise en question par des auteurs de récentes revues systématiques (Roffey *et al.*, 2010a; Roffey *et al.*, 2010b; Wai *et al.*, 2010a; Wai *et al.*, 2010b) qui critiquent le manque de rigueur des études actuelles. Ceux-ci estiment que d'autres recherches mieux structurées sont nécessaires pour confirmer cette relation. Une des raisons pour laquelle la relation entre les lésions au dos et la charge est difficile à démontrer tient du fait que les mesures-terrains actuelles sont trop grossières, affaiblissant ainsi la force des relations. D'après certains chercheurs (Kuiper *et al.*, 1999; Winkel et Mathiassen, 1994), la pénurie d'information sur les expositions en relation avec les TMS est une faiblesse majeure de l'état des connaissances. Lorsque les risques sont mieux quantifiés par des mesures d'exposition physique, cette relation augmente substantiellement (Marras *et al.*, 2010a). La collecte et l'analyse de mesures quantitatives s'imposent donc pour progresser dans la compréhension du lien charges-lésions. Par ailleurs, les démarches de prévention n'ont pas été jusqu'à maintenant très efficaces pour réduire l'incidence des maux de dos (Burdorf et Sorock, 1997). Ces démarches consistent généralement, soit à une diminution des exigences de la tâche (par une réduction de l'exposition physique), soit une augmentation des capacités des individus, soit les deux mesures à la fois de manière à ce que les exigences de la tâche n'excèdent pas les capacités des individus (Frank *et al.*, 1996). Le mode d'intervention recommandé passe par l'élimination du facteur de risque ou encore par une diminution de l'exposition physique. Dans les cas où ces interventions ne sont pas applicables, une amélioration des compétences des travailleurs par une formation à la manutention est alors recommandée. L'idée première des programmes de formation actuels est d'éduquer les travailleurs de manière à ce qu'ils utilisent des techniques de manutention sécuritaires. Cette démarche de prévention n'a pas non plus réussi à réduire l'incidence des maux de dos (Clemes *et al.*, 2010; Verbeek *et al.*, 2011; Robson *et al.*, 2012). Conséquemment, il faut déterminer les aspects dysfonctionnels de ce type de démarche. Par exemple, il est possible de se questionner

sur la qualité de l'intervention, ainsi que sur les objectifs, le contenu de la formation et sa spécificité, sa durée, la compétence des formateurs, l'évaluation et le suivi. Dans un rapport de recherche de l'IRSST, Denis *et al.*, (2011) discutent des lacunes des programmes de formation actuels et proposent une **stratégie intégrée de prévention en manutention (SIPM)** qui combine deux approches d'intervention soit une réduction des déterminants à la source des risques et une amélioration des compétences des travailleurs. La SIPM utilise la formation comme porte d'entrée dans les milieux pour intervenir plus largement sur les contextes de manutention, afin d'influencer les méthodes de travail, mais aussi afin d'améliorer en parallèle les aménagements, les équipements, l'organisation du travail, etc. De même, elle permet aussi d'intervenir auprès des apprentis manutentionnaires sur leurs actions et de minimiser les impacts sur leur santé. Ce type d'intervention est salué, mais encore faut-il être en mesure de bien évaluer l'efficacité de cette stratégie dont l'une des retombées devrait être une réduction de l'exposition physique des travailleurs.

Pour quantifier l'exposition physique, des instruments de mesure ont été développés par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), dont celui qui consiste à mesurer les postures et mouvements 3D du dos, soit le dosimètre de posture. Les chercheurs ont ainsi acquis beaucoup d'expérience dans la mesure de l'exposition physique depuis les premiers développements du dosimètre de posture de l'Institut (Plamondon *et al.*, 2007). Déjà, l'utilisation de ce dosimètre a généré des recherches-terrains chez les ambulanciers (Corbeil *et al.*, 2017) ainsi que chez les éducatrices en garderies (Labaj *et al.*, 2016). Comme le dosimètre ne concerne que la posture du dos, il s'avère important d'élargir la collecte des mesures en s'intéressant à d'autres aspects de l'exposition physique, par exemple à la flexion des genoux ou des épaules et le chargement au dos. Pour mesurer ces variables, il existe des instruments que l'on peut combiner au dosimètre existant comme des senseurs inertiels supplémentaires et l'électromyographie.

Ce projet vise à répondre à deux questions : 1) Peut-on estimer quantitativement l'exposition physique des manutentionnaires sur le terrain de manière plus complète? Plus spécifiquement, peut-on évaluer la biomécanique du corps entier sur le terrain comme il est possible de le faire en laboratoire? 2) Comment s'y prendre pour effectuer une collecte de données sur le terrain ? La question vise à mettre au point un protocole de mesures-terrains. Ce projet s'appuie sur une hypothèse de travail : une relation existe entre le travail de manutention et les risques de lésions au dos; quelques récentes revues systématiques estiment qu'il faudrait approfondir les connaissances sur cette relation. Le projet aspire à identifier les variables mesurables en condition réelle de travail et à décrire les niveaux d'exposition afin de quantifier le degré de risque de lésion au dos.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES ET DES OBJECTIFS DE RECHERCHE

2.1 Les variables de l'exposition physique

Comme mentionné plus tôt, la prévalence des TMS est très fortement associée à l'exposition aux contraintes physiques mesurées au travail (Stock *et al.*, 2011). Le défi de l'intervention ergonomique est de transformer les situations de travail pour les améliorer selon des critères de santé et d'efficacité (St-Vincent *et al.*, 2011). Pour modifier un environnement de travail, il faut déterminer ce qui expose le travailleur (causes) à des TMS (effets), et démontrer qu'il y a effectivement une relation entre l'exposition et ce type d'affection. C'est ce qu'on entend généralement par une relation de cause à effet. Lorsqu'une variable d'exposition est associée à un effet, comme les TMS, on la nomme « facteur de risque ». Il existe un très grand nombre de facteurs de risque qui peuvent être à la source de blessures lors de travaux de manutention. Les plus fréquents, issus en majorité d'études épidémiologiques, sont les activités de levage, les transports, les mouvements fréquents de flexion et de torsion et les postures contraignantes (Burdorf et Sorock, 1997; Bernard, 1997; Fergusson et Marras, 1997; NRC, 2001; da Costa et Vieira, 2010). Lortie *et al.* (1996) rapportaient que les deux tiers des accidents de manutention dans une entreprise de transport étaient causés par l'objet manipulé ou un autre objet de l'environnement et que l'autre tiers était causé par l'effort physique. Trois blessures sur quatre avaient comme siège une autre région que le dos. L'effort était la principale cause de blessure au dos tandis que le contrôle de l'objet et de son environnement apparaissait une composante essentielle du problème de manutention.

Plus récemment, Nelson et Hughes (2009) ont effectué une revue de la littérature afin de démontrer qu'en modifiant l'exposition à des variables biomécaniques, il devenait possible de réduire les blessures au dos. Cet article comporte un très grand nombre de variables biomécaniques associées aux facteurs de risque comme : les forces (compression et cisaillement), les moments, les postures, le poids des charges, les fréquences de manutention, les durées. Cet article est intéressant, car il permet de sélectionner les variables d'exposition les plus significatives. À titre d'exemple, Marras *et al.* (1995) identifiaient cinq variables capables de prédire les risques de blessures au dos : la fréquence de levage, le moment externe de la charge, l'angle de flexion lombaire, la vitesse angulaire du tronc en flexion latérale et en torsion. Gagnon (2003) définissait trois variables (de sécurité) importantes : (1) le chargement au dos estimé par les moments nets à L5/S1; (2) des indices d'asymétrie de posture et de chargement constitués de la résultante des moments ou de posture de flexion latérale et de torsion; (3) la difficulté globale de la tâche évaluée à partir du travail mécanique effectué sur la charge. Plus récemment, Marras *et al.* (2010a) indiquaient qu'une diminution fonctionnelle du dos (indicateur de la douleur au dos) était prédite au moyen d'un modèle de régression multiple composé de trois mesures d'exposition du rachis : la grandeur du moment dynamique en flexion avant, l'instant (*timing*) du moment dynamique asymétrique et la vitesse de la flexion latérale droite. Marras *et al.* (2010a, 2010b) présentent aussi un éventail de variables biomécaniques d'exposition regroupées sous quatre thèmes : 1) les variables de chargement (*load variables*); 2) les variables de type cinématique (*position variables*); 3) les variables temporelles (*timing variables*); et enfin les variables de type individuel (*individual variables*). La très grande majorité de ces variables d'exposition a été obtenue au moyen d'un système de mesures cinématique et cinétique. Outre

les variables biomécaniques, d'autres types de variables peuvent aussi influencer les risques de blessures comme la fatigue physique évaluée au moyen de la fréquence cardiaque (Bouchard et Trudeau, 2007,2008) ou encore de la capacité aérobie ou VO_2 (Li *et al.*, 2009; Dempsey *et al.*, 2008). L'impossibilité de tout mesurer est évidente, mais un choix des variables s'impose selon le type de tâche de manutention à effectuer. Le choix des variables les plus importantes doit faire donc l'objet d'une réflexion en considérant ce qui fait l'unanimité dans la littérature et en trouvant (si cette technologie est disponible) la façon de les mesurer.

2.2 Les centrales inertielles

Il existe différentes approches pour évaluer les expositions physiques : les questionnaires (*self reports*, les interviews), les observations et les méthodes de mesures directes (Kilbom, 1994; Burdorf *et al.*, 1997; van der beek, 1998; Spielholz *et al.*, 2001). Ces dernières sont jugées supérieures pour quantifier une variable et en estimer les niveaux de risque. Elles offrent des données plus précises et plus valides que celles obtenues par le biais de questionnaires et devraient être privilégiées pour quantifier l'exposition physique (Winkel et Mathiassen, 1994; Burdorf *et al.*, 1997; van der Beek *et al.*, 1998, 1999). Une variété de méthodes directes existe pour quantifier ces expositions physiques. On les appelle « méthodes directes » parce que les instruments de mesure sont fixés sur le sujet et enregistrent les forces, les postures et les mouvements. Il existe de nombreux ouvrages qui présentent plusieurs types d'appareils de manière détaillée (Chao, 1978, Winter, 1990, Chaffin *et al.*, 2006; Li et Buckle, 1999; Nigg et Herzog, 1999), mais parmi les plus récents et prometteurs, on retrouve les centrales inertielles (IMU), qui ont fait leur apparition au début des années 2000. L'idée était de combiner plusieurs senseurs de manière à utiliser les avantages de chacun d'eux. La plupart d'entre eux sont composés d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres triaxiaux dont les signaux sont combinés au moyen d'un filtre Kalman ou d'un filtre complémentaire pour déterminer la cinématique (déplacement, vitesse et accélération angulaire) d'un segment. Il existe de nombreux prototypes et, dans un premier temps, celui de l'IRSST sera présenté suivi, dans un second temps, d'une discussion sur les progrès effectués au cours des dernières années.

2.2.1 Le système inertiel ambulateur de l'IRSST

Le projet initial subventionné par l'IRSST a permis le développement d'un premier système inertiel ambulateur (Plamondon *et al.*, 2005 et 2007). Ce projet visait le développement d'un outil de mesures capable de quantifier les postures et les déplacements tridimensionnels du tronc lors d'activités de travail de longue durée. Ainsi, un dosimètre de posture a été construit. Il se compose de trois parties : un senseur du bas fixé sur le bassin, un senseur du haut fixé sur le thorax, une structure flexible munie d'un potentiomètre qui relie les deux senseurs d'orientation. Chaque senseur contient neuf capteurs : trois accéléromètres, trois magnétomètres et trois gyroscopes. L'intégration des données des deux senseurs et du potentiomètre s'effectue à l'aide d'un filtre complémentaire qui optimise la réponse des senseurs (Plamondon *et al.*, 2005 et 2007). Des tests de validation et de reproductibilité ont été effectués sur un gabarit de calibrage, et sur six sujets dans des postures statiques et des mouvements dynamiques de courte (moins de 30 s) et de longue durée (30 min). En général, l'erreur quadratique moyenne se situait en deçà de 5° pour les angles de flexion avant et de flexion latérale tandis que pour la torsion, l'erreur variait autour de 7° (essais longs). Ce niveau d'erreur était bien inférieur aux mesures d'observation

traditionnellement utilisées en ergonomie tout en nécessitant beaucoup moins d'interventions humaines dans l'analyse des données. Pour de plus amples informations sur les tests de validation, les lecteurs sont invités à consulter les publications de Plamondon *et al.*, (2005, 2007). À la suite de ce premier développement, trois autres projets ont été effectués sur le dosimètre de posture soit le 0099-4660, le 0099-7470 et enfin le 0099-9210.

Dans une première application en milieu de travail, le projet 0099-4660 a permis de déterminer des pistes d'amélioration de l'appareil pour son utilisation en milieu de travail auprès de cinq travailleurs. Tout d'abord, les chercheurs ont décidé de ne pas utiliser la structure munie du potentiomètre (qui relie les senseurs du bassin et du tronc) en raison du mécanisme qui se bloquait sous certaines conditions. Toutefois, lors des essais-terrains avec les travailleurs, de fortes perturbations magnétiques ont contaminé les données ce qui a créé des difficultés majeures sur le plan du traitement des données. Un article publié après la réalisation de ce projet (de Vries *et al.* 2009) confirmait que, dans un environnement où le champ magnétique terrestre était fortement perturbé par un champ magnétique local ou par la présence d'infrastructures ferromagnétiques, l'erreur de mesure augmentait. Ce problème a conduit à trois améliorations majeures : 1) le développement d'une procédure pour s'assurer de l'absence de perturbations électromagnétiques lors du calibrage initial de l'appareil; 2) une façon de déterminer les angles d'inclinaison du tronc par rapport au bassin sans l'utilisation des magnétomètres et des gyroscopes; 3) l'utilisation courante du potentiomètre pour corriger les effets des champs magnétiques locaux. Le projet suivant (0099-7470) s'est particulièrement attardé à revoir le mécanisme pour améliorer la transmission de la rotation entre le senseur du bassin et celui du tronc, et de vérifier si ce nouveau système fonctionnait adéquatement sur des sujets. Des corrections ont donc été apportées à ce mécanisme entourant l'intégration du potentiomètre au prototype. En général, l'utilisation du potentiomètre a eu des effets bénéfiques sur l'erreur de mesure qui est passée de 7,2° à 4,3° dans le cas de simulations avec perturbations des champs magnétiques. Ces résultats ont démontré que lorsqu'il était soumis à des perturbations magnétiques, le dosimètre de posture serait alors capable de fonctionner adéquatement. Puis, la dernière activité de recherche subventionnée par l'IRSST (0099-9210) a permis d'améliorer le harnais en tirant parti des développements antérieurs : le système a été mis à jour par l'achat de nouveaux senseurs et d'appareils de saisie, la construction de nouveaux boîtiers et une reprogrammation de l'application servant à interpréter et à analyser les données dans un environnement Matlab. Ce dernier prototype a été validé en laboratoire dans lequel six sujets effectuant différentes tâches de manutention de boîtes ont participé à l'étude. Les erreurs de mesure se sont révélées être une fois de plus inférieures à 5° pour la plupart des conditions expérimentales. Finalement, l'objectif ultime étant de quantifier en milieu de travail les postures et les déplacements tridimensionnels du tronc, la dernière version du dosimètre de posture (figure 2.1) a été utilisée dans le cadre d'un projet de recherche sur les techniciens ambulanciers (Corbeil *et al.*, 2017) et sur les éducatrices en garderie (Labaj *et al.*, 2016).



Figure 2.1 Illustration du dernier prototype lors de son utilisation sur le terrain.

2.2.2 Progrès sur les senseurs inertiels ambulatoires

L'amélioration des senseurs inertiels est en constante progression juste en raison de l'implantation de millions de ces senseurs dans les téléphones mobiles, les tablettes ou encore les manettes de jeux vidéo (www.wikipedia.org). Dans le cadre des quatre projets subventionnés par l'IRSST, trois nouveaux modèles de senseurs ont été achetés pour profiter des développements technologiques. Ces développements ne se font pas uniquement en matière (par exemple) de miniaturisation des senseurs, mais également au regard de la transmission des données soit par une technologie Bluetooth ou encore Wi-Fi. Autre exemple, les données du premier prototype nécessitaient l'utilisation d'un ordinateur portable qu'il fallait transporter lorsque le sujet se déplaçait tandis que pour le plus récent prototype, un mini-ordinateur de la taille d'un téléphone cellulaire était suffisant.

Un désavantage majeur de ce type de senseurs est qu'ils sont sensibles aux erreurs. Les magnétomètres, par exemple, destinés à repérer le champ magnétique terrestre sont évidemment très affectés par les champs magnétiques locaux (de Vries *et al.* 2009). Afin de minimiser ce type de problème, des filtres numériques comme celui de type Kalman ont été conçus (Mazza *et al.*, 2012; Schepers *et al.*, 2010; Cooper *et al.*, 2009; Zhu *et al.*, 2007). Ces filtres, quoique très performants, ne peuvent être efficaces dans les cas où les perturbations magnétiques sont de longues durées (de Vries *et al.* 2009). Avec le temps, on espère que les nouvelles générations de gyroscopes seront plus performantes éliminant la nécessité d'utiliser des magnétomètres. Il n'est pas avantageux de fabriquer de nouveaux senseurs, de nouveaux types d'appareils de transfert de données, ou encore des filtres numériques, car de nombreuses entreprises privées et centres de recherche investissent temps et argent pour s'assurer du lucratif marché des téléphones cellulaires et des jeux vidéo. Du point de vue des auteurs, il est plus efficace de suivre les progrès

dans ces domaines et de profiter des avancements technologiques. Une partie du travail consiste alors à combiner différents éléments utiles pour estimer les variables définies en un système de mesures adapté aux besoins.

2.2.3 Le système de mesures inertiel Xsens

Le dernier prototype du dosimètre de posture de l'IRSST était uniquement capable de quantifier la cinématique du tronc. Les développements attendus consistaient à ajouter des senseurs inertiels sur les membres supérieurs et inférieurs pour quantifier toute la cinématique du corps. Toutefois, un choix difficile s'est imposé dès le début du présent projet (voir sous-section 3.1) : fallait-il poursuivre les développements du dosimètre de posture de l'IRSST ou encore faire l'achat d'un système inertiel complet pour mesurer la cinématique du corps entier? Bien que les premiers essais avec des senseurs inertiels sur les membres supérieurs se soient bien déroulés au printemps 2014, il est clairement apparu qu'il serait difficile de concevoir un système aussi performant que ceux offerts sur le marché. Une étude de Kim et Nusbaum (2013) parue au début du présent projet indiquait que le système Xsens performait avec une erreur de mesure de moins de 4° sur les principales articulations du corps. Comme ce niveau d'erreur était très acceptable, la nécessité de créer un système n'apparaissait plus évidente. L'achat du système Xsens a donc été effectué à l'automne de l'année 2014 et dès lors, il parut nécessaire d'évaluer sa validité dans des conditions expérimentales comparables à celles du milieu de travail plutôt qu'à celles effectuées par Kim et Nusbaum (2013).

2.3 La mesure du chargement lombaire

Les systèmes de mesures inertiels sont très utiles pour évaluer la cinématique segmentaire, mais l'exposition physique ne se limite pas aux postures et aux déplacements. Un nouveau système de mesures capable d'évaluer le chargement lombaire, le « *Moment Exposure Tracking System* » (METS) a été développé par le groupe de Marras (Marras *et al.* 2010a, 2010b, 2010c). Comme son nom l'indique, il est destiné particulièrement à évaluer les moments à L5/S1 dus à la charge lors de tâches en entreprise, négligeant la contribution des masses segmentaires et leur accélération linéaire. Pour cela, il utilise des poignées dynamométriques pour connaître les forces aux mains et localise ces poignées par rapport à L5/S1 au moyen d'une technologie des ultrasons. Ce système a l'avantage d'être le premier (à la connaissance des auteurs) à évaluer le chargement lombaire de manière aussi précise. Par contre, il présente un inconvénient majeur soit celui de toujours devoir effectuer la saisie des caisses avec les deux poignées dynamométriques. Cette contrainte fait en sorte que l'utilisation de ce système devient très contraignante pour le simple fait qu'elle peut considérablement affecter les façons de faire des manutentionnaires. Cette technologie souffre donc de restrictions majeures.

Il est également possible d'estimer les forces de compression et de cisaillement en mesurant uniquement l'électromyographie (EMG) des muscles du dos et en ayant préalablement fait une calibration dans des postures statiques avec un modèle à dynamique inverse (Mientjes *et al.*, 1999; Trask *et al.* 2010). Par contre, estimer le chargement uniquement à partir de l'EMG sans mesurer les postures n'est pas optimal, particulièrement lors de l'adoption de grandes flexions du tronc où les muscles peuvent devenir « silencieux ». Un projet de recherche subventionné par l'IRSST (Delisle *et al.* 2016) a évalué un système ambulatoire composé de deux senseurs

inertiels combiné à l'EMG de six muscles pour évaluer le chargement lombaire lors de travaux de manutention. La validation de l'approche ambulatoire pour estimer les moments en L5/S1 a démontré toutefois des résultats mitigés, n'expliquant en moyenne que 50 % de la variance des moments en L5/S1. Néanmoins, certains sujets atteignaient des performances permettant d'expliquer 70 % de la variance, ce qui est très prometteur. Des modifications du réseau de neurones devront être explorées afin d'améliorer la robustesse des prédictions entre les individus. D'autres travaux seront nécessaires pour mieux cerner les conditions optimales d'utilisation de cette approche novatrice.

2.4 Autres senseurs

Des capteurs pourraient s'ajouter aux senseurs inertiels et à l'EMG soit pour les compléter, soit pour considérer d'autres types d'exposition physique. Ainsi, il existe de nouveaux modèles de dynamomètres, fixés aux chaussures, pour évaluer les forces externes aux pieds. Faber *et al.* (2010a) estiment l'erreur de mesure de ces dynamomètres à 3 % sur l'estimation des forces, et à 7 % sur le calcul des moments à L5/S1. Une difficulté majeure pour évaluer les moments à L5/S1 est de localiser le point d'application des forces externes aux pieds par rapport à L5/S1. Il s'agit d'ailleurs de la même raison pour laquelle le système de Marras *et al.* (2010c) est si complexe, soit de localiser le point d'application des forces aux mains par rapport aux différentes articulations du corps. En laboratoire, il est facile d'estimer cette position (en raison des systèmes photogrammétriques avancés), mais sur le terrain il s'agit d'un défi de taille. Faber *et al.* (2010b) ont étudié en partie cette difficulté en simulant l'utilisation de senseurs inertiels sur les cuisses, jambes et pieds pour estimer la position des forces aux pieds par rapport à L5/S1. L'erreur de mesure sur le calcul des moments se situait autour de 10 %. Comme il s'agit d'erreurs de mesure qui surviennent dans des conditions idéales (pour lesquelles les données d'orientation des senseurs inertiels sont celles des systèmes photogrammétriques de laboratoire), le système reste à parfaire. Plus récemment, une approche exploitant des senseurs inertiels, un modèle segmentaire procédant des mains vers L5/S1, et la mesure des forces aux mains par une caisse instrumentée, révélait une erreur de mesure sur le calcul des moments autour de 10 %, et une erreur sur le bras de levier de la charge par rapport à L5/S1 de l'ordre de 5 cm (Delisle *et al.* 2016). Encore une fois, ces résultats proviennent de données recueillies en laboratoire et nécessitent la mesure des forces aux mains. Enfin, un modèle complet du corps avec senseurs inertiels a été utilisé pour estimer les moments au dos lors de la réalisation de mouvements dynamiques sans charge dans les mains (Faber *et al.* 2016). Les erreurs sur les moments étaient de l'ordre de 5 %. Une telle approche s'avère prometteuse, particulièrement lors de situations où la masse des objets manipulés serait connue et dans les périodes où elle serait entièrement supportée par l'individu. L'accélération linéaire de celle-ci pourrait être approximée par celles des poignets, ce qui permettrait d'estimer la force externe aux mains.

2.5 Validation du système de mesures

Une validation s'effectue surtout en laboratoire, car elle requiert l'accès à un système de mesures de référence comme un système photogrammétrique 3D à partir de caméras vidéo ou encore un système optoélectronique. Des repères visuels peuvent être directement fixés sur les senseurs inertiels, ce qui permet une comparaison directe entre le système de référence et le système inertiel (Plamondon *et al.*, 2007). Le nombre de sujets nécessaire à la validation du prototype est

difficile à déterminer à l'avance. Du point de vue statistique, plus le nombre de sujets est élevé, plus la puissance statistique augmente. Toutefois, le nombre est généralement faible dans une étude de validation à cause du grand nombre d'essais que chaque sujet doit généralement accomplir et du temps disponible pour effectuer l'expérience. On trouve dans la littérature des études de validation : avec gabarit de calibrage seulement : Hansson *et al.*, (2001), Fathallah *et al.*, (1997), Marras *et al.*, (1992); avec seulement un sujet : Bhattacharya *et al.*, (1999), Hebert *et al.*, (2000), Straker *et al.* (2010); avec trois sujets : Plamondon *et al.* (1996), Marras *et al.* (2010c); avec 5 sujets : Kun *et al.* (2011); avec six sujets : Plamondon *et al.* (2007); avec huit sujets : Jonsson et Johnson (2001), Terrier *et al.* (2000); et avec plus de 10 sujets : Kim et Nussbaum (2013), Faber *et al.* (2010b).

2.6 Stratégies d'échantillonnage

Beaucoup d'efforts ont été investis par l'équipe de recherche, mais aussi par bon nombre de biomécaniciens sur la fiabilité et l'exactitude des instruments de mesure. Toutefois, la mesure de l'exposition physique ne se limite pas seulement à utiliser des instruments de mesure valides (non biaisés), mais également à planifier des stratégies d'échantillonnage de manière à recueillir les données qui cernent le mieux cette exposition. Des auteurs ont fréquemment souligné des lacunes dans la manière d'échantillonner les données (Winkel et Mathiassen, 1994; van der Beek et Frings-Dresen, 1998; Burdorf et van der Beek, 1999; Punnett et Wegman, 2004) ce qui a peut-être contribué à affaiblir les études portant sur les relations entre l'exposition physique et les lésions physiques.

L'exposition physique peut varier non seulement entre (inter) les individus et entre les journées de travail, mais également à l'intérieur même (intra) des individus et des journées de travail. Des travaux (Liv *et al.*, 2011, 2012) ont évalué des stratégies d'échantillonnage « efficaces » en suggérant, par exemple, d'échantillonner fréquemment et à intervalles réguliers plutôt que de manière aléatoire pour des tâches d'élévation du bras (Liv *et al.*, 2011). Mieux encore, les coûts associés à la mesure d'exposition devraient être considérés dans l'élaboration de la stratégie d'échantillonnage. Rezagholi et Mathiassen (2010) font état de *coûts efficaces* qui se définissent comme étant la production d'un maximum d'*output* pour un *input* donné ou encore la production d'un *output* au moindre coût. Dans le contexte d'une mesure d'exposition, l'efficacité statistique, telle que la puissance statistique nécessaire (Mathiassen et Paquet, 2010), est une procédure appropriée, car elle favorise un *output* dans une démarche optimisée. Précisément, il faut sélectionner les bons instruments de mesure et une stratégie d'échantillonnage adéquate pour maximiser la mesure de l'exposition physique (*output*) au moindre coût. Il est possible que la variabilité inhérente des tâches de manutention, de l'organisation et de l'environnement de travail puisse influencer cette stratégie d'échantillonnage, mais à ce jour tout cela demeure une inconnue. Enfin, le problème d'échantillonnage est moins critique si les mesures sont effectuées sur un très grand nombre de sujets et sur une très longue période de temps (par exemple 100 manutentionnaires sur une période de plusieurs mois). Devant les difficultés à réunir autant de participants, une stratégie d'échantillonnage, basée sur un plus petit nombre de sujets et répétée à quelques reprises, doit être envisagée pour optimiser les résultats et réduire les coûts.

2.7 Objectifs de recherche

L'objectif principal de la présente étude était de combiner différents senseurs et instruments pour expérimenter, en laboratoire et sur le terrain, un système de mesures permettant d'estimer quantitativement l'exposition physique des manutentionnaires. Ce type de système pourrait éventuellement servir à évaluer objectivement l'efficacité d'approches de prévention, dont la SIPM (Denis *et al.*, 2011). Un second objectif était de mettre au point une stratégie d'échantillonnage pour optimiser la mesure de l'exposition physique de manutentionnaires sur le terrain.

2.7.1 Objectifs spécifiques

Phase 1 - en laboratoire:

1. Déterminer les variables qui contribuent de manière importante à l'exposition physique des manutentionnaires et choisir les instruments de mesure indispensables à l'analyse cinématique et cinétique des tâches de manutention.
2. Valider le système de mesures inertiel Xsens en :
 - a. l'appliquant à des situations de manutention complexes;
 - b. l'appliquant à des conditions de perturbations magnétiques;
 - c. développant les systèmes d'enregistrement des données et les logiciels de traitement.

Phase 2 – en entreprise :

3. Expérimenter le système de mesures auprès d'un groupe cible de manutentionnaires et vérifier sa capacité à quantifier leur exposition physique;
4. Mettre au point la stratégie d'échantillonnage pour optimiser la mesure de l'exposition physique.

Vérification d'une hypothèse de recherche :

1. le système de mesures sera capable d'estimer un ensemble de variables d'exposition physique de manière suffisamment précise pour détecter des changements dans des niveaux d'exposition variés.

3. MESURE DE L'EXPOSITION PHYSIQUE : LES VARIABLES ESSENTIELLES

L'objectif de ce chapitre consiste :

1. à déterminer les variables qui contribuent de manière importante à l'exposition physique des manutentionnaires;
2. à choisir les instruments de mesures nécessaires.

Ce chapitre portera donc sur ces deux objectifs.

3.1 Déterminer les variables nécessaires à la mesure de l'exposition physique

La première section du projet consistait initialement à déterminer les variables qui contribuent de manière significative à l'exposition physique et qui peuvent être utiles à l'évaluation de la SIPM. Il est clair que la présente équipe de recherche visait spécifiquement à évaluer l'exposition physique des manutentionnaires et que cet objectif déterminait les types de variables d'exposition. De plus, l'exposition physique ne se résume pas à une seule composante physique; plusieurs variables d'importance sont à considérer. Six réunions de 3 heures ont été consacrées à l'atteinte de cet objectif sur une période de 8 mois. L'équipe cherchait à sonder les opinions et à colliger des informations (par la méthode des groupes de discussion) sur le système de mesures à développer. Le groupe était composé des membres de l'équipe de recherche (A. Plamondon, D. Denis, A. Delisle, P. Corbeil, X. Robert-Lachaine, C. Larue, H. Mecheri) et A. Plamondon présidait les réunions. L'objectif et l'ordre du jour étaient clairement mentionnés au début de chacune des réunions. Le tableau 3.1 résume les objectifs de chacune d'elles.

Une discussion très importante a animé la cinquième réunion lors de laquelle il était question soit de poursuivre le développement du dosimètre de posture de l'IRSST ou encore de procéder à l'achat du système de mesures inertiel pour mesurer la cinématique du corps entier (tableau 3.1 voir aussi sous-section 2.2.3). Une condition majeure était que le système devait être en mesure de suivre les mouvements des principaux segments du corps, dont le dos, le bassin, la tête, les bras, les avant-bras, les mains, les cuisses, les jambes et les pieds. Initialement, avec le précédent prototype (Plamondon *et al.*, 2007), il n'y avait que des senseurs au dos, puis des senseurs inertiels ont été ajoutés aux segments de la ceinture scapulaire (prototype 2012-2014). Des essais préliminaires ont été effectués et bien que les résultats fussent satisfaisants, des problèmes subsistaient surtout en présence de perturbations magnétiques. Il fallait donc améliorer le filtre numérique (Kalman) pour réduire l'impact de ces perturbations magnétiques. De plus, le modèle biomécanique nécessaire à l'estimation de la cinématique segmentaire du corps entier devait être construit et programmé. Ce type de développement nécessite énormément de temps et d'argent ce qui aurait considérablement ralenti l'atteinte des objectifs de cette étude. Opportunément, une étude de Kim et Nusbaum (2013) indiquait que le système de la compagnie Xsens performait avec une erreur de mesure de moins de 4° sur les principales articulations du corps. Comme ce niveau d'erreur était très acceptable, il n'était plus avantageux de concevoir un système, mais plutôt de profiter de cette avancée technologique.

Les variables d'exposition sélectionnées lors de ces réunions devaient répondre minimalement à deux critères : 1) être reconnues dans la littérature comme ayant un effet significatif sur le risque de blessure du manutentionnaire; 2) pouvoir être mesurées quantitativement sur le terrain. Un grand nombre de variables a pu être répertorié à partir du premier critère, mais seulement un petit nombre a été retenu à partir du second. Il fallait s'attendre à ce résultat en raison des difficultés de mesure sur le terrain, et ce, malgré les avancées technologiques majeures des dernières années. Le tableau 3.2 présente une courte liste des variables désirées (à gauche) et celle des variables retenues (à droite). Par exemple, l'estimation des moments de force à l'articulation lombaire L5/S1 était envisagée au moyen de l'électromyographie. Cette méthode était jugée comme réalisable à partir des résultats préliminaires qui avaient été obtenus dans l'étude de Delisle *et al.* (2016). Toutefois, il s'est avéré plus tard que les résultats dans un contexte proche de la réalité étaient mitigés, n'expliquant en moyenne que 50 % de la variance des moments en L5/S1 évalués par un modèle critère (Delisle *et al.*, 2016). Ultérieurement, à la suite des tests qui ont été effectués sur le terrain, il aurait été, de toute façon, très difficile d'implanter cette méthode de mesure simultanément à celle du système Xsens en raison de la complexité de l'environnement en entreprise. Malgré tous ces obstacles, lors des tests en entreprise, il a été possible d'obtenir une estimation du moment externe à L5/S1 grâce à la liste des commandes qui incluait le poids des produits.

Tableau 3.1 Description sommaire des objectifs et thèmes discutés lors des réunions qui visaient à déterminer les variables d'exposition

Réunion	Objectif - spécificité
N° 1	<p><u>Objectif</u> : Dresser l'historique des recherches à l'IRSST et faire état des nouveaux développements dans le domaine.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Historique des recherches sur le dosimètre de posture de l'IRSST; 2) Succès du dosimètre; 3) Limites du dosimètre; 4) Objectifs de la présente étude; 5) Distribution d'une liste de publications les plus récentes dans le domaine; 6) Distribution d'une liste de variables biomécaniques mesurables; <p>Questions : 1) Qu'est-ce qu'on veut mesurer? 2) Comment peut-on mesurer ces variables sur le terrain?</p>
N° 2	<p><u>Objectif</u> : Déterminer les variables qui contribuent de manière importante à l'exposition physique des manutentionnaires.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Discussion sur les articles scientifiques pertinents; 2) Échanges sur les variables d'exposition les plus fréquemment retenues; 3) Critères à respecter pour sélectionner les variables.
N° 3	<p>Objectif : Idem n° 2.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Retour sur la dernière réunion; 2) Discussion sur la mesure des déterminants; 3) Types d'instruments : XSens, podomètre, semelle de pression, montre polar, EMG, dynamomètre aux pieds, lunette caméra.
N° 4	<p>Objectif : Idem n° 2.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Échanges sur l'avancement des centrales inertielles; 2) Retour sur la dernière réunion; 3) Discussion sur les variables dites de contrainte (liées au poste de travail – ex : hauteur prise boîte) ou d'astreinte (tient compte de la capacité des individus – ex : posture du dos).
N° 5	<p>Objectif : Idem n° 2.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Discussion sur le développement d'un nouveau dosimètre de posture ou l'achat d'un système complet Xsens; 2) Liste de variables de contrainte et d'astreinte; 3) Discussion sur ce qu'il est possible de mesurer à partir de la liste précédente.
N° 6	<p>Objectif : Bilan des réunions précédentes</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Liste des variables potentielles (tableau 3.2).

Tableau 3.2 Liste des variables retenues comme étant potentiellement mesurables sur le terrain

Contrainte : Déterminants de la situation de travail qui tend à agir/augmenter l'exposition physique. La personne devient assujettie aux contraintes liées à une réalisation de tâche.	
Variable désirée ☑ = Probable ☒ = Non probable	Variable retenue 😊 = Oui ☒ = Non
Hauteur de prise et de dépôt : position des mains par rapport aux pieds → ☑	Nécessite la cinématique 3D du corps entier → 😊
Parcours du manutentionnaire : trajectoire du Centre de gravité. → ☑	Nécessite la cinématique 3D du corps entier → 😊
Charge soulevée (transportée) : estimée par les capteurs de pression plantaire → ☑	Qualité des semelles ? → ☒ Variable remplacée par la liste des produits de l'entreprise : 😊
Astreinte : Déterminants de la situation de travail qui sont sujets aux capacités individuelles; l'astreinte varie selon les individus.	
Effort (fréquence cardiaque) → ☑	Effort (fréquence cardiaque) → 😊
Posture du dos : Angle absolu –relatif → ☑	Nécessite la cinématique 3D du tronc → 😊
Bras de levier de la boîte manipulée par rapport à L5/S1 : → ☑	Nécessite la cinématique 3D du haut du corps → 😊
Accélération linéaire des mains p/r à L5/S1 (pour les charges manipulées et celles de pousser/tirer) → ☑	Nécessite la cinématique 3D du haut du corps → 😊
Force aux mains avec un dynamomètre (important, mais difficilement mesurable en condition naturelle) → ☒	Force externe aux mains est estimée par l'accélération des poignets et la masse de la charge manipulée. Elle nécessite la cinématique 3D du haut du corps → 😊
Chargement lombaire : Utilisation d'un modèle dynamique de type « OpenSim » ou « Anybody » ou par équations de régression (Arjmand <i>et al.</i> , (2010, 2012) → ☑	Nécessite la cinématique 3D du corps entier → 😊; par contre des développements sont nécessaires → ☒
Moments à L5/S1 au moyen de la cinématique et de l'EMG → ☑	Nécessite la cinématique 3D du corps entier → 😊; Delisle <i>et al.</i> (2016) obtiennent des résultats mitigés → ☒
Moments aux épaules : nécessite la force exercée sur chaque main → ☒	Moments aux épaules → ☒

3.2 Choix des instruments de mesure

Il existe une variété de méthodes directes pour quantifier l'exposition physique. La difficulté principale était de combiner plusieurs instruments (senseurs) dans un même système d'acquisition sans contraindre les sujets dans leurs mouvements, et ce, sur une durée complète d'un quart de travail. En premier lieu, la mesure de l'effort physiologique (par la fréquence cardiaque) au moyen d'une montre de type « polar » ne pose pas de difficultés et peut être facilement intégrée à d'autres types d'appareillages. Comme le lecteur peut le constater au tableau 3.2, l'utilisation d'un système capable de mesurer la cinématique 3D du corps entier, comme le système Xsens, était essentielle. L'achat du système Xsens devenait donc une priorité et, comme pour tout instrument de mesure, il fallait dans un premier temps, s'assurer de sa validité et de sa fidélité dans des conditions de laboratoire, mais qui se rapprochaient de celles qui caractérisent l'environnement de travail (Chapitres 5 à 7); ce que l'étude de Kim et Nusbaum (2013) n'avait pas spécifiquement fait. Dans un second temps, il était nécessaire d'expérimenter ce système de mesures en entreprises auprès d'un groupe cible de manutentionnaires (Chapitre 8).

Le recours à la cinématique permet de compléter ce système pour estimer d'autres paramètres comme les moments aux articulations. Toutefois, à titre d'exemple, la mesure des forces aux mains, nécessaire au calcul des moments, reste un problème de taille, car celle-ci est encore trop contraignante au moyen d'un dynamomètre. Elle n'est pas envisageable. Quant à celle des forces aux pieds, des essais ont été effectués avec des semelles de pression et les erreurs de mesure se sont révélées très élevées par rapport à celles d'une plate-forme de force. L'estimation du chargement lombaire au niveau de la vertèbre L5/S1, c'est-à-dire les forces de compression et de cisaillement, nécessite un modèle biomécanique de la colonne vertébrale (type « OpenSim et Anybody »), et généralement la connaissance des moments de forces à L5/S1. Pour arriver à cette estimation, des développements supplémentaires sont nécessaires pour utiliser les modèles existants, ce qui ne cadrerait pas avec les objectifs du projet. Malgré tout, il y existe des moyens indirects pour estimer certains paramètres cinétiques, comme les moments à L5/S1, grâce à la liste des commandes des entreprises (voir sous-section 8.4.2). Aussi, une estimation grossière des forces de compression et de cisaillement est toujours possible avec des équations de régression développées par Arjmand *et al.* (2010, 2012).

3.3 Le système de mesures MVN de Xsens

Le système de mesures inertiel MVN de Xsens (Xsens Technologies B.V., The Netherlands; MVN studio 3.5 et MVN studio 4.3; www.Xsens.com) est un système qui repose sur des capteurs inertiels miniatures (combinaison de trois types de senseurs : accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres) capables de situer un corps rigide par rapport à un système de coordonnées global. Il suffit de fixer un senseur sur chaque segment pour le localiser par rapport au système de coordonnées global; les senseurs sont généralement fixés sur : la tête (1), le tronc (1), le bassin (2) les bras (2), les avant-bras (2), les mains (2), les cuisses (2), les jambes (2) et les pieds (2). Ce système est vendu avec 18 senseurs, et comprend entre autres, les instruments pour transmettre les données collectées (par technologie sans fil) de chacun des capteurs, ainsi que le logiciel nécessaire au traitement des données y compris un modèle biomécanique 3D complet. Le système MVN en est un entièrement portable; son utilisation ne se limite pas à un laboratoire ; il

peut être utilisé à peu près dans n'importe quel environnement, incluant à l'extérieur. Le logiciel est capable d'estimer toute la cinématique angulaire et linéaire des segments du corps. Il permet aussi de visualiser en temps réel l'avatar créé au moyen du modèle biomécanique 3D, ainsi que les images synchronisées d'une caméra vidéo montrant le participant en action. La figure 3.1 illustre les deux types de senseurs Xsens (MVN studio 3,5 et MVN studio 4,3) qui ont été utilisés dans le cadre de cette étude. Toute la partie portant sur la validation du système Xsens (chapitre 4) a été réalisée en laboratoire avec le modèle MVN studio 3.5 tandis que la partie expérimentale en entreprise (chapitre 5) a été effectuée avec les deux versions du système Xsens.



MVN studio 3,5; senseur Xsens1; poids : 30 gr; dimension : 38 x 53 x 21 mm; mode de transmission sans fil : Bluetooth

MVN studio 4,3; senseur Xsens 2; poids : 30 gr; dimension : 36 x 25 x 10 mm; mode de transmission sans fil : Wi-Fi

Figure 3.1 Illustration des deux senseurs Xsens utilisés dans le cadre de cette étude.

4. ÉVALUATION/VALIDATION DU SYSTÈME DE MESURES MVN DE XSSENS

Il s'agissait dans cette partie d'évaluer/valider le système de mesures MVN de Xsens (Xsens Technologies B.V., The Netherlands; MVN studio 3,5; www.Xsens.com) qui était destiné à estimer en premier lieu la cinématique angulaire des manutentionnaires en entreprise. Ce système est avantageux, car il est plus exact et rapide que celui dans lequel les postures des travailleurs sont quantifiées par des observations ergonomiques enregistrées sur bandes vidéo. Il était donc attendu que les données du système MVN devaient être plus exactes (valides) que celles obtenues à partir d'observations ergonomiques traditionnelles. D'après des études antérieures, l'erreur de mesure devrait être inférieure à 5 degrés.

L'évaluation du système de mesures s'est effectuée au laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Pour être en mesure d'évaluer le système MVN, celui-ci a été comparé à un système de référence reconnu comme valide, soit le système optoélectronique « Optotrak ». Plus la différence entre les résultats des systèmes Optotrak et MVN est minime, plus il est possible de conclure que le système MVN représente une alternative valide de la cinématique du corps entier. L'intérêt était de connaître l'exactitude du système MVN dans **3 types de conditions** : 1) dans des conditions de calibrage différentes du système Xsens (le calibrage sert à établir la relation entre les capteurs et le sujet) – **chapitre 5**; 2) dans des conditions sans perturbations magnétiques – **chapitre 6**; 3) dans des conditions avec perturbations magnétiques – **chapitre 7**; ainsi, l'exactitude des systèmes de mesures inertiels dépend beaucoup des perturbations de l'environnement expérimental causées par des champs magnétiques locaux ou des éléments ferromagnétiques qui déformeraient le champ géomagnétique terrestre. Aussi, l'exactitude peut être influencée par la posture de calibrage adopté par le travailleur pour initialiser le système MVN. La connaissance de la réponse à ces trois conditions était essentielle pour garantir une évaluation adéquate de la posture (cinématique) chez les manutentionnaires.

4.1 Méthodologie commune aux 3 types de conditions expérimentales

4.1.1 Sujets

Douze sujets (9 hommes, 3 femmes) ont participé à cette validation expérimentale dont la valeur moyenne (écart-type ou ET) de l'âge, du poids et de la taille était respectivement de 26,3 ans (ET = 4,4), de 74,4 kg (ET = 18,3), et de 171,4 cm (ET = 6,8). Les sujets étaient volontaires et recrutés parmi l'entourage immédiat des agents de recherche rattachés au projet. Ils ont été préalablement interrogés afin de s'assurer qu'ils ne souffraient pas de douleurs ou de blessures au dos ayant nécessité une consultation médicale. Un formulaire de consentement devait être signé avant de permettre leur participation à l'étude. Le formulaire avait préalablement été approuvé par le comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS).

4.1.2 Instrumentation

La cinématique segmentaire du corps entier a été enregistrée au moyen d'un système de reconstruction 3D composé de huit caméras de marque Optotrak (Northern Digital Inc, Ontario, Canada) et simultanément d'un système MVN de Xsens (Xsens Technologies B.V., The Netherlands; MVN studio 3,5; www.Xsens.com). Les deux systèmes furent synchronisés en utilisant un signal émis par le système Optotrak qui, par l'entremise du dispositif de synchronisation de XSens, amorçait le mode d'enregistrement du logiciel de MVN (Studio 3.5). Le système Xsens est composé de 17 centrales inertielle ([IMU] Inertial Measurement Unit) par segment posées sur les 15 segments suivants : bassin (1), sternum (1), tête (1), bras (2), avant-bras (2), mains (2), cuisses (2), jambes (2), pieds (2) (figure 4.1). Les senseurs étaient fixés sur la peau au moyen de ruban gommé, de ruban élastique ou encore de survêtement spécialement conçu à cette fin et pour minimiser les artéfacts des tissus mous. Une plaque rigide de quatre diodes électroluminescentes (DEL) était collée sur chacun des IMU afin de comparer ces derniers aux données du système Optotrak (figure 4.2). Les fils conducteurs des capteurs que ce soit ceux d'Optotrak ou de Xsens étaient regroupés à l'aide de ruban gommé ou de câbles de serrement pour éviter de nuire aux mouvements. Les boîtes de connexion des câbles d'Optotrak et de Xsens (Xbus) étaient solidement attachées sur les hanches par une ceinture élastique. Les données du Xsens étaient transférées par Wi-Fi tandis que ceux d'Optotrak l'étaient par câbles rattachés à ce système.

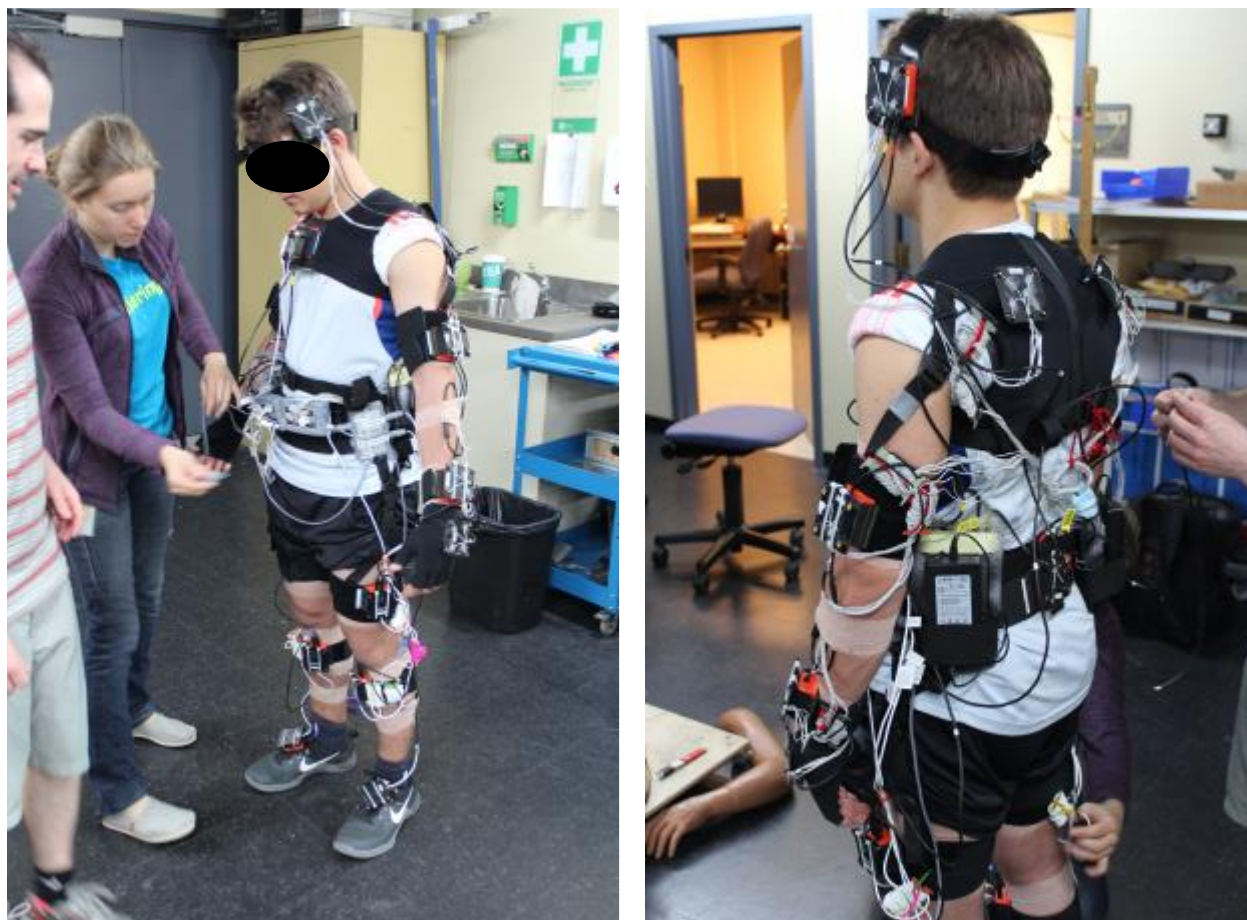


Figure 4.1 Pose des marqueurs sur les 15 segments permettant de calculer la cinématique du corps entier.

4.1.3 *Protocole expérimental*

Tous les participants étaient invités à se rendre au laboratoire de biomécanique de l'IRSST pour effectuer une série d'exercices de manutention en portant deux systèmes de mesures, soit un système de référence optoélectronique (Optotrak) et un système de senseurs inertiels (Xsens) dans trois conditions expérimentales.

Un ensemble de paramètres anthropométriques nécessaires au modèle biomécanique segmentaire MVN de Xsens (**modèle MVN**) a été mesuré pour chaque participant dont : la taille, la hauteur des souliers, la longueur des bras à l'horizontale, la largeur des épaules, la longueur du pied, la hauteur de la cheville, du genou et de la hanche et enfin la largeur des hanches. Par la suite, des repères anatomiques nécessaires à un autre modèle biomécanique segmentaire (**modèle ISB** de la Société internationale de biomécanique (Wu *et al.*, 2002, Wu *et al.*, 2005) ont été identifiés avec une sonde provenant du système Optotrak alors que le participant adoptait une position neutre statique debout. Le système Xsens devait être calibré par une pose en T du participant (figure 5.1). Ainsi, il était en mesure d'établir une relation entre les capteurs fixés sur le

participant et l'avatar de Xsens dans la même pose. Il est alors assumé que le participant et l'avatar ont les segments orientés de manière identique, de là l'importance pour le participant d'adopter la posture de calibrage prescrite.

Une fois le calibrage complété, **des mouvements simples** répétés à trois reprises ont été réalisés par les sujets pour chaque articulation. Il s'agissait de mouvements : 1) de flexion/extension, d'abduction/adduction, de rotation interne/externe, pour la tête, le tronc, les bras et les jambes; 2) de flexion/extension et de pronation/supination pour l'articulation du coude; 3) de flexion/extension, de déviation latérale et de circumduction du poignet; 4) de flexion/extension du genou; 5) de flexion/extension, d'inversion/éversion et de circumduction de la cheville.

L'ordre des trois conditions expérimentales était toujours le même après le calibrage des mouvements simples : la condition n° 1 (différents calibrages du système Xsens), suivie de la seconde (validité de Xsens sans perturbations magnétiques), puis enfin de la troisième (validité de Xsens avec perturbations magnétiques). Une heure de préparation du sujet était nécessaire (au tout début de la séance) et chacune des conditions durait approximativement 1 heure pour un total de 4 heures.

4.1.4 Alignement des systèmes de coordonnées de Xsens et d'Optotrak

Pour être en mesure de comparer les données provenant des centrales inertielles (IMU) à celles du système optoélectronique Optotrak, il était nécessaire d'aligner le système de coordonnées local de chaque segment défini par l'IMU et celui défini par la plaque rigide des quatre DEL d'Optotrak. Une méthode reposant sur des vitesses angulaires au moyen de simples mouvements fonctionnels (voir section précédente) a été validée dans le cadre de cette étude (Mecheri *et al.*, 2016)¹. Elle a permis d'aligner les deux systèmes de coordonnées Xsens et Optotrak, avec un minimum d'erreurs par rapport à d'autres méthodes ayant le même objectif (Mecheri *et al.*, 2016).

4.1.5 Modèles biomécaniques

Deux modèles biomécaniques segmentaires ont été utilisés. Le premier modèle, identifié comme le modèle ISB, est basé sur des repères anatomiques tels que défini par l'ISB (Wu *et al.*, 2002, Wu *et al.*, 2005). Les centres articulaires segmentaires respectaient également les recommandations de l'ISB. Toutefois, pour quelques articulations, il a fallu définir nos propres règles. Ainsi, le centre articulaire de la hanche a été estimé à l'aide d'une approche prédictive basée sur la largeur et la profondeur du pelvis ainsi que la longueur des jambes (Harrington *et al.*, 2007) comme le suggère une revue de la littérature systématique (Kainz *et al.*, 2015). Le centre articulaire gléno-huméral a été déterminé de manière fonctionnelle avec des mouvements de flexion/extension, d'abduction/adduction et circumductions du bras (Gamage et Lasenby, 2002). Enfin, le centre de rotation cervical a été estimé à l'aide de deux repères anatomiques soit l'*incisura jugularis* et l'apophyse épineuse de C7 (Reed *et al.*, 1999). Les systèmes de

¹ Mecheri, H., Robert-Lachaine, X., Larue, C., Plamondon, A., (2016). Evaluation of Eight Methods for Aligning Orientation of Two Coordinate Systems. *J Biomech Eng* 138, 084501-1.

coordonnées anatomiques locaux segmentaires ont été construits selon les mêmes directives de l'ISB. Enfin, le système de coordonnées de la jambe a été élaboré à partir des recommandations de Zatsiorsky (1998) basé sur la méthode d'An et Chao (1991). Le second modèle, dénommé modèle MVN, a été développé pour le système Xsens. Ce modèle utilise comme données des mesures anthropométriques pour définir les longueurs segmentaires (Roetenberg *et al.*, 2009). L'étalonnage du modèle est effectué lors d'une posture statique (pose-T ou pose-N) maintenue par le sujet qui permet d'établir une relation entre l'orientation des IMU sur le participant et l'orientation des segments de l'avatar de MVN dans la même pose (Roetenberg *et al.*, 2009). Toutefois, une particularité du modèle MVN est qu'il sépare la colonne vertébrale en plusieurs sections. Pour faciliter la comparaison avec le modèle ISB, un premier quaternion relatif a été estimé entre l'orientation de la tête et celle du tronc pour l'articulation du cou et un second quaternion entre l'orientation du bassin et celle du tronc pour l'articulation du dos.

Les angles articulaires ont été estimés selon l'approche des angles d'Euler avec une séquence Z-X-Y, à l'exception de l'épaule avec une séquence X-Z-Y. La différence d'orientation des segments entre les modèles ISB et MVN a été calculée sur les trois axes (X axe frontal, Y axe longitudinal et Z axe transversal).



Figure 4.2 Illustration d'une plaquette de la diode électroluminescente (DEL) « Optotrak » sur un IMU Xsens.

5. CONDITION N^o 1 : TESTS DE CALIBRAGE : POSE-T — POSE-N — POSE-CHAISE — POSE-TABOURET

L'objectif de cette section était de connaître l'effet de quatre types de poses de calibrage qui permettrait d'avoir la plus faible erreur d'alignement des axes segmentaires par rapport à la pose prescrite ainsi que la meilleure fidélité.

5.1 Méthodologie spécifique à la condition no 1

Cette condition consistait à évaluer l'effet du type de calibrage sur l'erreur de mesure. Au choix du chercheur, deux types de pose statique sont prescrits pour le modèle MVN : 1) la Pose-N : le sujet est en position debout droit et les bras pendant le long du corps (Figure 5.1A); 2) la Pose-T : le sujet adopte la position debout droit avec les bras élevés à 90° et les coudes étendus avec les paumes des mains tournées vers le sol (figure 5.1B). Les deux poses de calibrage disponibles ont été réalisées à trois reprises dans un ordre aléatoire sous deux conditions de placement: premièrement, une image d'un sujet en Pose-N ou en Pose-T a été montrée au participant, qui a été invité à reproduire et à tenir la pose pendant quelques secondes sans aucune autres instructions (autoplacement); deuxièmement, le sujet a été placé passivement par l'agent de recherche, qui lui a demandé de maintenir la posture (figure 5.2). Après chaque calibrage, le participant devait réaliser trois répétitions d'une tâche de manutention manuelle (figure 5.3).



Figure 5.1 Les quatre types de poses de calibrage statique : A = Pose-N ; B = Pose-T;
C=Pose-chaise ; D= Pose-tabouret

Les sujets se tenaient debout sur une plate-forme rectangulaire (taille 130 × 190 × 18 cm). Deux stations de prise/dépôt étaient installées sur chaque coin opposé de la plate-forme, l'une à une hauteur de 106 cm et l'autre à 14 cm. Une boîte vide (taille 26 × 33 × 34 cm, masse 500 g) devait être déplacée de la première station à la seconde, puis replacée à la première station (figure 5.3).

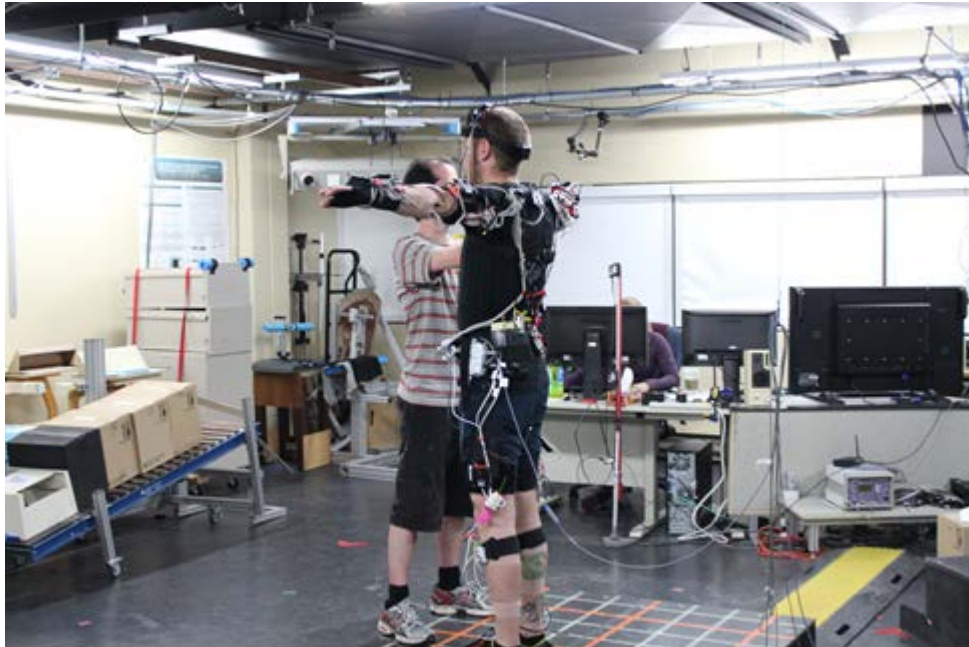


Figure 5.2 Participant placé passivement par l'agent de recherche.



Figure 5.3 Illustration de la tâche de manutention dans la condition n° 1 : tests de calibrage.

Deux postures de calibrage supplémentaires ont également été testées trois fois pour connaître leur potentiel en tant que pose d'étalonnage, mais en n'utilisant que le système optoélectronique comme référence puisqu'ils ne pouvaient pas être utilisés dans le modèle MVN. Une chaise en bois a été construite avec des accoudoirs réglables pour standardiser une position assise dénommée Pose-chaise (figure 5.1C). L'agent de recherche plaçait le sujet et leur demandait de pointer les pieds vers l'avant, de fléchir les chevilles à 90°, les jambes devaient être en position verticale, les cuisses dirigées vers l'avant avec les genoux et les hanches fléchis à 90°, le tronc droit, les bras reposant sur l'accoudoir réglable en abduction de 30°, les coudes fléchis à 90°, les avant-bras devaient être sur le repose-bras réglable et orientés vers l'avant, et enfin les poignets étaient droits avec les doigts pointant vers l'avant. Une posture quasi similaire nommée la Pose-tabouret (figure 5.1D) a été testée, dans laquelle les sujets ont été placés sur un tabouret en bois et ont tenu la même position que la Pose-chaise, à l'exception des avant-bras, qui ont été placés en abduction de 90°. Enfin, pour les deux types de poses, la hauteur des membres inférieurs était ajustée en plaçant sous les pieds des planches en styromousse rigide de différentes épaisseurs.

Traitement des données — condition n° 1

Les poses de calibrage se basent sur l'hypothèse que la posture en question est parfaitement maîtrisée par le sujet. Plusieurs hypothèses ont été retenues et vérifiées au moyen du système optoélectronique. Pour toutes les poses, le dos, la tête et les jambes étaient orientés le long de l'axe gravitationnel et les chevilles étaient fléchies à 90° par rapport à cet axe. Pour la Pose-N, les genoux et les coudes étaient en extension complète et les bras à un angle de 0° (figure 5.1A). Pour la Pose-T, les genoux et les coudes étaient aussi en extension complète et les bras en abduction de 90° (figure 5.1B). Pour la Pose-chaise (figure 5.1C) et la Pose-tabouret (figure 5.1D), les hypothèses étaient fondées sur les postures telles que définies dans la précédente section. La manière de vérifier l'orientation des poses de calibrage a été de se servir de l'axe vertical du système de coordonnées globales d'Optotrak. Une déviation des segments des sujets supposément le long de l'axe vertical indiquait une erreur de pose. L'exactitude a donc été évaluée sur la base de cette différence dans laquelle des angles de pose parfaitement orientés supposent des angles de 0° ou de 90°. La différence absolue entre l'angle segmentaire prescrit et l'angle réel était donc estimée pour obtenir l'erreur de mesure de la pose de calibrage. Trois types de mesures :

(1) Erreur d'alignement de l'axe vertical des senseurs Xsens durant les poses de calibrage telle que mesurée par le système Optotrak : des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées ont été réalisées pour évaluer l'erreur d'alignement des 15 segments de corps par rapport aux résultats obtenus par Optotrak. Les deux variables indépendantes à considérer étaient la pose de calibrage (Pose-N et Pose-T) et la condition d'être placée ou non par l'agent de recherche (autoplacement et placement passif).

(2) Mesures de fidélité des poses de calibration par le système Optotrak : la fidélité des résultats sur les trois répétitions de chaque posture de calibrage a été mesurée sur les angles articulaires (trois axes : X axe frontal, Y axe longitudinal et Z axe transversal) avec un coefficient de corrélation intraclass intraévaluateurs (ICC [3, 1]) et des intervalles de confiance de 95 %. L'erreur de mesure standard (SEM) était obtenue à partir de l'erreur quadratique moyenne de l'ANOVA. Le SEM estime en degrés la dispersion des mesures d'une posture.

(3) Similarité des résultats entre les modèles ISB et MVN : lorsque **la différence** d'orientation entre les modèles MVN et ISB ne varie pas entre les conditions de pose et celles de placement, cela indique qu'elles n'ont pas d'impact sur la différence séparant les deux modèles. Les ANOVA (à deux facteurs) à mesures répétées ont également servi à évaluer la différence d'orientation (variable dépendante) entre les modèles ISB et MVN sur les trois axes et les 15 segments de corps avec les deux mêmes facteurs indépendants (pose de calibrage et conditions de placement).

Seuls les segments des membres supérieurs ont été analysés pour le facteur de pose de calibrage, car les différences étaient négligeables pour les autres segments corporels. La moyenne des trois répétitions de calibrage a été utilisée dans le cas des analyses statistiques sur l'erreur d'alignement des axes longitudinaux. De la même façon, la moyenne des trois répétitions des tâches de manutention sur la différence d'orientation des angles articulaires (angles X, Y, Z du modèle ISB soustraient des valeurs d'orientation obtenues du modèle MVN). Les données des côtés droit et gauche ont été regroupées en raison de la symétrie des postures et enfin le niveau de signification des tests statistiques était fixé à $p \leq 0,05$.

5.2 Résultats de la condition n° 1

(1) Erreur d'alignement de l'axe longitudinal lors des postures de calibrage

La Pose-T montre une erreur systématique d'alignement de l'axe longitudinal (par rapport à l'axe vertical d'Optotrak) pour les membres supérieurs comparativement à la Pose-N, avec une moyenne (M) \pm écart-type (ET) de $6,5 \pm 4,7^\circ$ et de $12,9 \pm 4,4^\circ$ respectivement (figure 5.4). Un effet significatif de la pose de calibrage a été observé pour l'avant-bras ($F_{1,11} = 82,145, p < 0,001$) et le bras ($F_{1,11} = 12,182, P = 0,05$). L'erreur d'alignement de l'axe longitudinal a diminué lorsque les sujets ont été passivement placés par rapport à la condition où une image était présentée au sujet avec une M(ET) sur tous les segments corporels de $8,1^\circ \pm 3,9^\circ$ pour un auto-placement et de $6,6^\circ \pm 3,3^\circ$ pour un placement passif (figure 5.4). Un effet principal significatif du type de placement a été observé pour l'avant-bras ($F_{1,11} = 23,454, p = .001$), pour le bras ($F_{1,11} = 28,347, p < .001$) et pour le bassin ($F_{1,11} = 5,674, p = 0,036$). Une interaction entre le type de pose de calibrage et le type de placement a été observée pour l'avant-bras ($F_{1,11} = 10,821, p = 0,007$), pour le bras ($F_{1,11} = 5,111, p = 0,044$) ainsi que pour la tête ($F_{1,11} = 8,538, p = 0,014$).

La Pose-chaise et la Pose-tabouret ont démontré une erreur d'alignement de l'axe longitudinal semblable à celle des autres poses pour la tête, le tronc et les membres inférieurs. Toutefois, la Pose-chaise a obtenu une meilleure exactitude pour le membre supérieur.

(2) Fidélité des postures de calibrage

La moyenne de tous les axes et articulations pour chacune des poses de calibrage a montré un ICC variant entre 0,90-0,94 et SEM entre $1,5$ - $2,1^\circ$. Les intervalles de confiance ICC (95 %) des poses de calibrage se chevauchaient dans la plupart des cas (figure 5.5). Une exception toutefois a été observée pour la pose-chaise ainsi que pour la pose-tabouret avec une meilleure ICC sur l'axe longitudinal du genou. Les valeurs SEM étaient généralement inférieures à 3° et peu de différences notables ont été observées entre différentes poses de calibrage (tableau 5.1). Enfin,

les valeurs de SEM étaient plus élevées pour les membres supérieurs que pour les autres articulations.

(3) Similarité entre les modèles biomécaniques ISB et MVN

La différence d'orientation n'est pas significative dans le cas des membres supérieurs pour tous les axes ($p > 0,05$) et pour toutes les poses de calibrage (figure 5.6) ce qui indique que cette condition n'a pas d'impact sur la différence entre les deux modèles (ISB et MVN). Lorsque le sujet a été passivement placé en comparaison avec l'autoplacement, la différence entre les deux modèles a été significativement réduite : sur l'axe Z transverse pour la main ($F_{1,11} = 5.269, p = .042$), l'avant-bras ($F_{1,11} = 5.327, p = 0,041$) et la tête ($F_{1,11} = 8,648, p = 0,014$); sur l'axe frontal X pour l'avant-bras ($F_{1,11} = 58.326, p < .001$), le bras ($F_{1,11} = 50.288, p \leq .001$), la jambe ($F_{1,11} = 5.045, p = 0,046$) et la cuisse ($F_{1,11} = 12,769, p = 0,004$); sur l'axe longitudinal Y pour la main ($F_{1,11} = 30,517, p \leq 0,001$) et le pied ($F_{1,11} = 8,472, P = 0,014$). Aucune interaction significative entre les types de poses de calibrage et le type de placement n'a été observée ($p > 0,05$).

Tableau 5.1 Erreurs standards de mesure (SEM) des angles articulaires (degrés) pour les trois répétitions de chacune des poses de calibrage sur l'axe transversal Z, l'axe frontal X et l'axe longitudinal Y

	N-pose self			T-pose self			N-pose passive			T-pose passive			Chair-pose			Stool-pose		
	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y
Wrist	1.8	1.2	1.8	2.3	2.2	1.4	3.5	2.7	3.8	3.3	3.3	2.4	3.3	2.1	1.6	2.7	1.9	2.6
Elbow	2.1	1.3	3.5	1.0	0.5	1.6	3.4	1.8	4.9	2.2	0.6	2.7	1.3	0.4	1.9	2.1	2.0	3.5
Shoulder	1.5	1.5	2.7	3.5	2.0	3.8	2.0	1.2	3.4	3.0	2.4	5.1	3.9	1.8	4.8	2.2	1.7	2.2
Neck	2.0	0.9	1.1	2.6	1.1	1.4	4.1	0.9	1.0	2.3	1.1	2.2	2.4	0.9	1.5	3.1	1.1	1.3
Back	1.7	0.5	0.6	1.6	0.5	0.8	1.5	0.6	0.8	2.1	0.9	1.1	1.7	0.5	0.6	3.4	0.8	0.6
Ankle	1.6	0.8	1.8	1.0	0.4	1.5	1.8	1.3	3.2	2.1	0.5	2.0	1.0	0.4	1.3	1.6	1.5	2.2
Knee	1.5	1.1	2.0	2.1	1.3	2.6	1.5	0.9	2.4	2.6	1.7	3.4	2.3	1.3	2.5	2.5	1.4	1.8
Hip	1.1	0.5	1.0	1.0	0.6	1.1	0.9	0.5	0.8	1.3	0.8	0.9	1.1	0.5	1.0	2.4	0.9	0.8

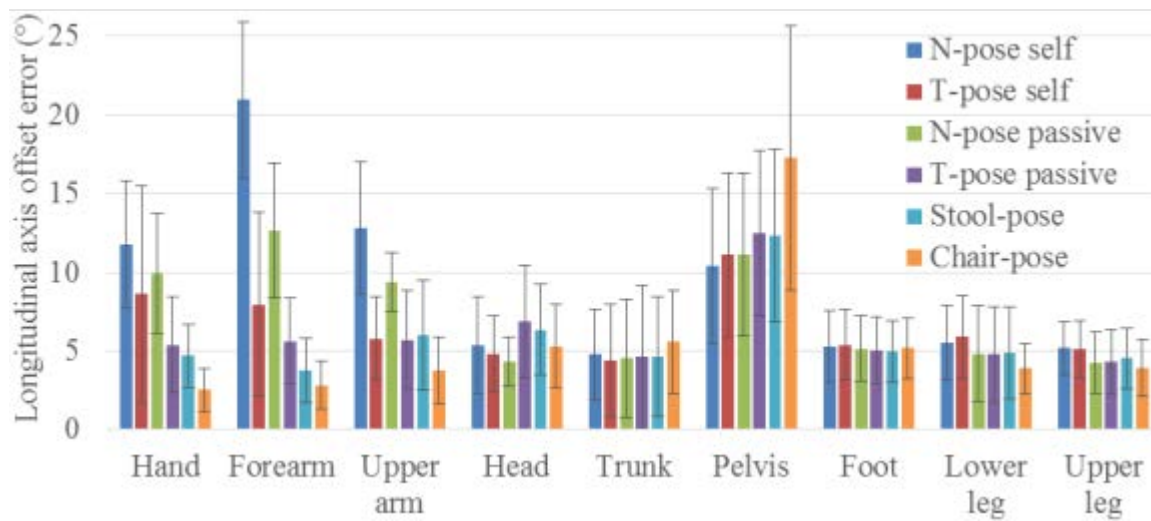


Figure 5.4 Erreurs d'alignement vertical de l'axe longitudinal segmentaire (moyenne et \pm ET) de toutes les régions du corps dans la pose-N et la pose-T et les deux conditions de placement (autoplacement et placement passif) ainsi que dans la pose-chaise et la pose-tabouret.

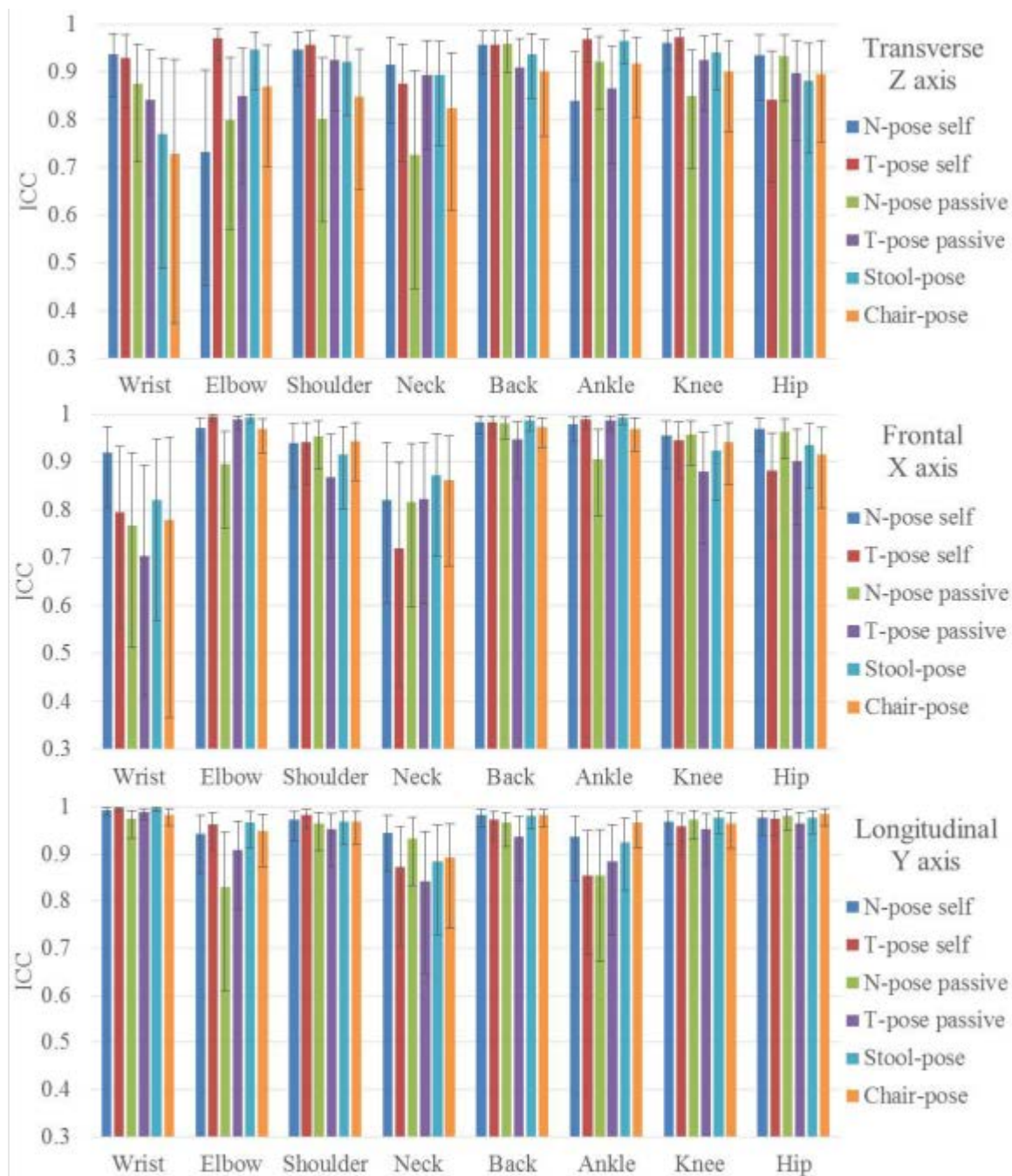


Figure 5.5 Fidélité des angles articulaires pour les trois répétitions de chaque pose de calibration mesurée par un coefficient de corrélation intraclasse (ICC) à intervalle de confiance à $\pm 95\%$ sur l'axe transversal Z, l'axe frontal X et l'axe longitudinal Y.

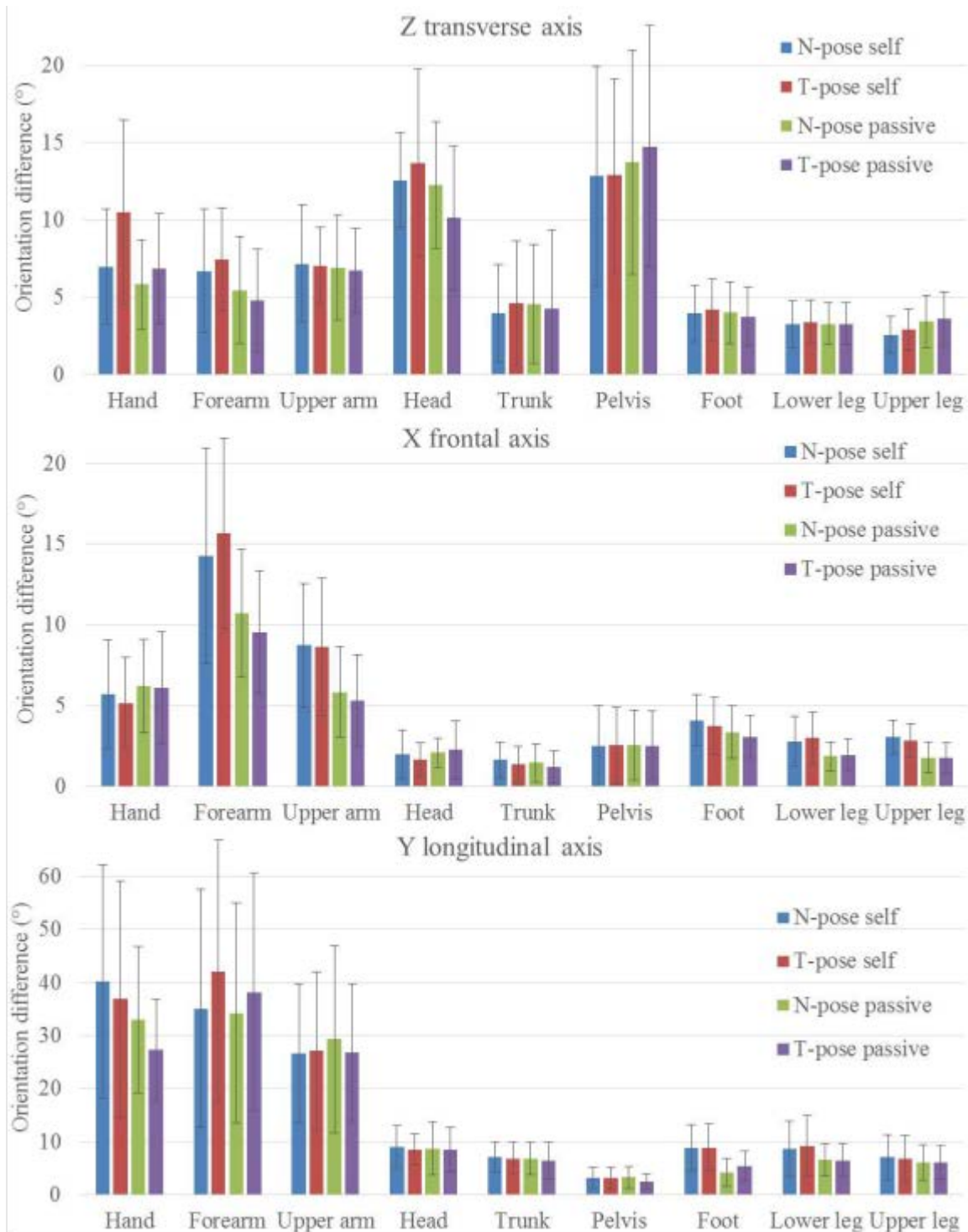


Figure 5.6 Différences d'orientation des segments (moyenne ± écart-type) entre le modèle MVN et le modèle ISB (International Society of Biomechanics) sur les axes transversal Z, frontal X et longitudinal Y pendant une tâche de manutention de courte durée après chacune des poses de calibrage.

5.3 Discussion de la condition n° 1

Les deux poses de calibrage offertes par le système Xsens dans deux conditions différentes de placement ont été évaluées. En matière d'exactitude et de fidélité, les tests de manutention en laboratoire indiquent que la pose-T est supérieure à la pose-N, et que le placement passif des sujets donne de meilleurs résultats que l'autoplacement. De plus, le potentiel de deux nouvelles poses de calibrage, la pose-chaise et la pose-tabouret a également été évalué. La pose-chaise a l'avantage de réduire l'erreur d'alignement vertical des membres supérieurs par rapport aux autres types de pose. Enfin, les résultats pour les membres inférieurs étaient plus exacts et plus fidèles que ceux obtenus pour les membres supérieurs.

Erreur d'alignement de l'axe longitudinal

La plupart des études évaluent la précision ainsi que la fidélité (ou répétabilité) sur la base de mouvements réalisés durant des tests en laboratoire (Palermo *et al.*, 2014a; Bouvier *et al.*, 2015; Ricci *et al.*, 2014; de Vries *et al.*, 2010), mais elles ne considèrent pas l'exactitude de l'orientation des segments. Le problème est principalement dû à la difficulté d'établir une mesure de référence valide. Ainsi, Galinski et Dehez (2012) ont réalisé une étude dans laquelle l'erreur de calibrage a été évaluée à partir d'un membre supérieur artificiel équipé d'encodeurs et pour lequel une méthode de calibrage fonctionnel a été jugée supérieure qu'une pose statique. Toutefois, cette méthode est difficile à appliquer parce qu'un être humain n'a pas la capacité d'effectuer un mouvement de rotation parfait sur un seul axe (de Vries *et al.* 2010). Pour cette raison, l'exactitude des poses de calibrage a été évaluée à partir de l'erreur d'alignement de l'axe longitudinal vertical. Une pose de calibrage sert à fixer les orientations des segments dans une posture définie que le sujet doit adopter le plus fidèlement possible. Comme plusieurs segments devaient idéalement être verticaux, il était possible d'utiliser comme référence l'axe vertical du système de coordonnées optoélectroniques pour vérifier l'exactitude des poses de calibrage. Les résultats suggèrent que la pose-T est supérieure à la pose-N. En outre, le placement passif du sujet par un agent de recherche expérimenté a réduit l'erreur d'alignement vertical par rapport à un autoplacement. La pose-chaise a l'avantage de réduire l'erreur d'alignement de l'axe longitudinal pour la plupart des segments et, en particulier, pour les membres supérieurs. Puisque les membres supérieurs sont plus problématiques lors du calibrage, la pose-chaise présente un bon potentiel en tant que pose de calibrage en raison du système de support plus complexe. En outre, la pose-chaise pourrait être pratique pour des utilisateurs de fauteuil roulant et similaire à une pose statique déjà utilisée (Murans *et al.*, 2011 et Newsam *et al.*, 1999). Enfin, la pose-tabouret obtient des résultats similaires à la pose-T avec un placement passif et représente une alternative plus simple à la pose-chaise.

Fidélité des poses de calibrage

La fidélité, mesurée avec un indice de fiabilité, un coefficient de corrélation multiple (CMC), une variation d'orientation et un ICC, est couramment utilisée pour tester les méthodes de calibrage des IMU. Une revue systématique a déjà démontré que le CMC est influencé par l'amplitude de mouvement des segments et doit être rapporté avec un autre indice comme le SEM ou l'écart-type (McGinley *et al.*, 2009). L'ICC et le SEM ont été retenus ici pour mesurer la fidélité, parce qu'ils sont souvent utilisés dans le cas d'outils cliniques (Sinclair *et al.*, 2014; Robert-Lachaine *et al.*, 2015; Wright *et al.*, 2011).

Les études de fiabilité antérieures ont été principalement consacrées aux membres supérieurs (Bouvier *et al.*, 2015; Ricci *et al.*, 2014; de Vries *et al.*, 2010) et associées à une plus faible exactitude et à des différences plus élevées entre les modèles que dans le cas des membres inférieurs.

de Vries *et al.* (2010) ont utilisé une mesure de variabilité de l'orientation des segments pour recommander des poses de calibrage. Celles-ci sont basées sur les axes les plus répétables et combinent souvent une pose de calibrage ainsi qu'un calibrage fonctionnel. Ils ont obtenu des dispersions moyennes de 1,2° à 2,9°. Une autre étude a évalué la fidélité des angles de l'articulation du genou s'étendant de 0,4° à 0,8° sur la moyenne de huit mouvements de calibrage combinés (Favre *et al.*, 2009). Ricci *et al.* (2014) ont observé une plus grande fidélité chez des enfants avec la pose-N et un mouvement fonctionnel. La fidélité intra et interjuges a été examinée sur de nombreuses combinaisons de calibrage simple et fonctionnel dans lesquelles les différentes approches ont résulté à une précision similaire (Bouvier *et al.*, 2015). La littérature apparaît toutefois très divergente quant à l'approche de calibrage la plus fiable, quoique les résultats de la présente étude indiquent des similitudes dans les poses testées, en accord avec une étude antérieure (Bouvier *et al.*, 2015).

Similitude entre les modèles MVN et ISB

Le placement passif du sujet a amélioré la similitude entre les modèles MVN et ISB, tandis que la pose de calibrage ne présentait aucune différence significative ($p > 0,05$). Les différences entre les modèles observés sur les membres supérieurs sont principalement dues au désalignement des systèmes de coordonnées locaux entre les approches de calibrage des IMU ou des approches basées sur des repères anatomiques. Des études ont mesuré la similitude entre différentes approches de calibrage des IMU et un protocole basé sur les recommandations de l'ISB (Palermo *et al.*, 2014a; Bouvier *et al.*, 2015; de Vries *et al.*, 2010). Les différences moyennes d'orientation des segments, inférieures à 5° pour les membres inférieurs de la présente étude semblent plus petites que la variabilité absolue moyenne sous 10° avec un calibrage à doubles poses (Palermo *et al.*, 2014a). Les résultats de similarité obtenus ici avec un placement passif des sujets pour la cuisse et la jambe sont comparables à une approche fonctionnelle sur le genou qui a obtenu des valeurs moyennes de 8,1° à 4,0° (Favre *et al.*, 2009). Comparativement aux présents résultats de similarité pour les membres supérieurs, des différences plus faibles sur l'axe Y de 4,0° à 14,8° ont été obtenues par de Vries *et al.* (2010), mais des différences plus grandes sur les axes X et Z de 5,9° à 16,9° et de 3,8° à 17° respectivement. Finalement, une étude récente a observé qu'aucune des poses de calibrage et aucune des méthodes de calibrage fonctionnel des membres supérieurs ne se distinguent clairement (Bouvier *et al.*, 2015), en accord avec les conclusions de similarité entre la pose-T et la pose-N que tire la présente étude.

Limites de l'étude

Le modèle ISB mesuré avec le système optoélectronique a servi de référence pour évaluer l'exactitude des résultats, mais les erreurs de mesure associées à la palpation et à la détermination des repères anatomiques (Della Croce *et al.*, 2005) ainsi qu'au mouvement des tissus mous sur la peau (Leardini *et al.*, 2005) n'ont pas pu être considérées dans cette étude. Le protocole actuel mesurait l'exactitude de l'axe longitudinal vertical du segment. La recherche consacrée à l'exactitude de l'orientation des segments sur les deux autres axes du système de

coordonnées local des segments reste un défi. Par exemple, dans le cas de la Pose-T, il n'est pas établi clairement si les deux bras étaient parfaitement alignés pour ne former qu'une ligne droite comme dans un « T ». D'autres études seront nécessaires pour relever ce défi. Le mouvement scapulo-thoracique n'a pas été pris en compte dans l'étude, car un calibrage spécifique aurait été nécessaire pour ce segment (Parel *et al.*, 2012; van den Noort *et al.*, 2014). Enfin, la fidélité de la mesure a été appréciée dans la présente étude, mais la fidélité interjuges et interjours demeurent à déterminer.

5.4 Conclusion de la condition n° 1

Les résultats portant sur les différentes poses de calibrage des IMU ont révélé que l'erreur d'exactitude avec une pose-T était moins élevée par rapport à une pose-N. En outre, le placement passif des sujets par un agent de recherche par rapport à un autoplacement (après avoir montré une image) a résulté à une plus grande exactitude et a contribué à une plus grande similitude entre les modèles MVN et ISB en matière d'orientations des segments de corps. Sur la base d'une meilleure exactitude et similitude avec des données obtenues en laboratoire, la pose-T est préférable à la pose-N, et le placement passif du sujet est supérieur pour le calibrage d'un IMU du corps entier avec le modèle MVN. En général, les poses de calibrage ont donné des mesures de fiabilité similaires. Enfin, la pose-chaise nouvellement créée présente un bon potentiel pour améliorer le calibrage des IMU.

5.5 Considérations pratiques

Le calibrage du système Xsens est d'une importance majeure. Les résultats démontrent qu'une pose-T est préférable à une pose-N sur le plan de l'exactitude. Également, il est fréquent qu'un participant ne perçoive pas correctement sa posture d'où la nécessité de le placer lors du calibrage. Les membres inférieurs sont toujours plus faciles à positionner en raison de la verticalité de la posture debout, ce qui n'est pas le cas pour les membres supérieurs dans la pose-T. Malheureusement, la pose-N est pire parce qu'il arrive fréquemment qu'un sujet ne soit pas capable de pendre ses bras à la verticale (faites le test devant un miroir!). La pose-chaise constitue un bon potentiel, mais elle ne peut être utilisée pour calibrer le système Xsens.

Article publié :

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017b. Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait & Posture* 54, 80-86

6. CONDITION N° 2 : TÂCHE DE MANUTENTION SANS PERTURBATIONS MAGNÉTIQUES

L'objectif de cette partie était de connaître l'erreur de mesure du système MVN dans des conditions simulant la réalité du travail de manutention.

6.1 Méthodologie spécifique à la condition n° 2

Le test débutait par le maintien d'une pose-T pendant quelques secondes pour calibrer le système Xsens. Chacun des participants devait effectuer une tâche de manutention continue sur une période de 32 minutes. Les sujets se tenaient sur une grande plate-forme (taille : 130 × 190 × 18 cm) qui limitait la surface de travail. À chaque coin de la plate-forme se trouvait une station de prise/dépôt. À la station (1) se trouvait un convoyeur, qui au départ de l'activité contenait cinq boîtes de carton vides (taille 26 × 33 × 34 cm, 500 g); à la station (2) une plate-forme de 106 cm de hauteur ; à la station (3), une plate-forme de 34 cm de hauteur ; et à la station (4) une plate-forme de 14 cm de hauteur (figure 6.1 et figure 6.2). Les cinq boîtes vides ont été déplacées une à la fois à la même station de destination, puis d'une station à l'autre, toujours une à la fois. L'ordre des déplacements des cinq boîtes d'une station à l'autre était randomisé et un déplacement vers la station désirée était indiqué par une lumière. À chaque série de 25 boîtes, le sujet devait s'immobiliser au centre de la plate-forme et maintenir une posture statique pendant 10 s. Le rythme de transfert était défini par un son qui indiquait la prise et le dépôt d'une boîte. Le temps de transfert variait en fonction de la distance entre les stations, 3 s pour le côté court (entre les stations 1 et 2, ou 3 et 4), 4 s pour le côté long (entre les stations 1 et 4, ou 2 et 3) et 5 s pour la diagonale (entre la station 1 et 3, ou 2 et 4). La vitesse de transfert a été accrue à 125 % à la 181^e boîte pour le reste de la tâche, ce qui correspondait à la moitié des 360 boîtes. Les temps ont été réduits à 2,4 s pour le côté court; 3,2 s pour le côté long; et 4 s pour la diagonale. Les sujets devaient respecter le rythme, mais aucune instruction n'était donnée quant à la technique de manutention à adopter.

6.2 Traitement des données de la condition n° 2

Afin de dissocier les différences attribuées à la technologie de celles causées par l'utilisation de modèles biomécaniques différents, trois comparaisons ont été effectuées :

1. Comparaison n° 1 : Données Optotrak + modèle ISB vs Données Xsens + modèle ISB (erreur due à la technologie);
2. Comparaison n° 2 : Données Xsens + modèle ISB vs Données Xsens + modèle MVN (erreur due au modèle);
3. Comparaison n° 3 : Données Optotrak + modèle ISB vs Données Xsens + modèle MVN (différence technologique + modèle)

Dans la première comparaison, les systèmes de coordonnées définis sont basés sur les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2002, Wu *et al.*, 2005) que ce soit pour les repères d'Optotrak ou pour les IMU de Xsens.

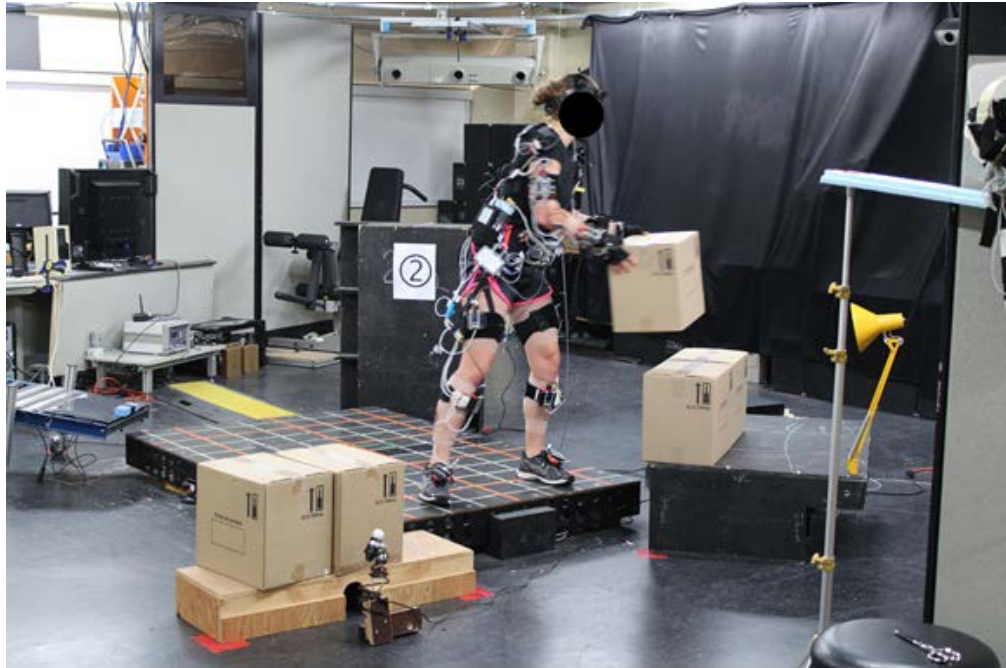


Figure 6.1 Illustration 1 de la tâche de manutention de la condition n° 2 sans perturbations.



Figure 6.2 Illustration 2 de la tâche de manutention de la condition n° 2 sans perturbations.

Ainsi, la même matrice de transformation a été appliquée pour orienter les IMU en fonction des repères anatomiques du modèle ISB. Les angles articulaires ont été estimés selon l'approche des angles d'Euler avec une séquence Z-X-Y, à l'exception de l'épaule avec une séquence X-Z-Y. Ensuite, les angles articulaires du système Optotrak et du système Xsens ont été comparés en ayant le même modèle ISB pour isoler « l'erreur technologique ». Dans la seconde comparaison, les angles articulaires ont été calculés uniquement à partir des IMU de Xsens, mais les données ont été intégrées dans le modèle ISB (en utilisant la matrice de transformation Opto-Xsens) et également dans le modèle MVN (Xsens intégré). Cette comparaison n° 2 isole la composante « modèle » en comparant deux modèles différents avec les mêmes données obtenues des IMU avec une pose-T comme posture statique de calibrage. Dans la comparaison n° 3, les angles articulaires obtenus avec le système Optotrak en utilisant le modèle ISB ont été comparés à ceux estimés par les IMU en utilisant plutôt le modèle MVN de Xsens. Cette troisième comparaison évalue la « différence totale » lorsqu'on combine l'effet technologique (Optotrak vs Xsens) et l'effet modèle (ISB vs MVN).

Les angles articulaires de chacune des comparaisons ont été évalués à l'aide de statistiques descriptives dont l'erreur quadratique moyenne (RMSE), le *waveform distortion* (WD : Palermo *et al.*, 2014a), le coefficient de corrélation multiple (CMC : Ferrari *et al.*, 2010) et l'intervalle de confiance « Bland-Altman » (LoA : Bland et Altman, 1986). Une étude a déjà démontré qu'il n'y avait aucune différence apparente sur les erreurs d'angles articulaires observée entre le côté droit et le côté gauche (Kim et Nussbaum, 2013). C'est la raison pour laquelle les erreurs de mesures articulaires bilatérales ont été regroupées. Une transformation de type Box-Cox a été utilisée sur les valeurs RMSE pour respecter les conditions de distribution normales ainsi que d'homogénéité de la variance entre les groupes de comparaison, selon le test de Shapiro-Wilk. Une ANOVA à mesures répétées sur un facteur a permis de vérifier si des différences significatives existaient entre les trois types de comparaisons sur les valeurs RMSE des trois angles d'Euler pour les huit articulations des modèles lors de la tâche de manutention manuelle. Des tests *post hoc* de type Bonferroni ont été conduits dans le cas des comparaisons significatives pour connaître les conditions dans lesquelles des différences se sont produites entre les trois comparaisons. De plus, une ANOVA à mesures répétées a été utilisée pour tester si l'erreur RMSE de la comparaison n° 1 était différente dans le cas de mouvements simples courts (au tout début de la phase expérimentale; voir sous-section 4.1.3) par rapport à des mouvements complexes longs (dans la tâche de manutention). Le seuil de signification a été fixé à un niveau de 0,05 pour toutes les analyses. La condition de sphéricité sur les ANOVA à mesures répétées a été vérifiée par une analyse de Mauchly et, si ce test était significatif, une correction du niveau de signification de type Huynh-Feldt a été choisie.

6.3 Résultats de la condition n° 2

En général, l'exactitude des résultats (tableau 6.1) est meilleure en ce qui concerne l'erreur technologique (comparaison n° 1) que celles reliées aux modèles biomécaniques (comparaison n° 2) ou encore à la combinaison de l'erreur technologique et des modèles biomécaniques (comparaison n° 3). En fait, les résultats entre la comparaison n° 2 et la comparaison n° 3 sont très étroitement liés (tableau 6.1). L'erreur technologique était généralement en dessous de 5° pour le RMSE et le WD, alors que le CMC avoisinait 0,9 et que le biais LoA s'approchait de 1° avec un coefficient de variabilité s'étendant de 2,2° à 9,7°. L'erreur moyenne la plus élevée dans la

comparaison n° 1, soit 7.3° , a été observée pour le segment cheville sur l'axe de rotation Y (rotation interne/externe). Les différences causées par les modèles étaient beaucoup plus importantes que l'erreur technologique et différaient entre les articulations. Par exemple, l'erreur à l'épaule était très élevée entre les modèles (comparaison n° 2) atteignant une RMSE de $41,3^\circ$, un CMC de 0,35, un WD de $30,5^\circ$, et un biais LoA de $27,9^\circ$ avec un coefficient de variabilité de $59,8^\circ$. Par contre, la cheville, le genou et la hanche étaient les articulations les moins touchées par la différence de modèles avec des erreurs s'approchant de l'erreur technologique. Les angles articulaires obtenus à partir des deux systèmes de mesures et des deux modèles biomécaniques pendant une partie représentative de la tâche de manutention manuelle pour un sujet typique sont présentés à la figure 6.3.

Des différences significatives ($p < 0,05$) ont été observées (tableau 6.2) sur pratiquement toutes les articulations entre les comparaisons et entre les deux types de tâches (simple court vs complexe long) pour la comparaison n° 1. Les tests *post hoc* ont révélé que la comparaison n° 1 par rapport au n° 2 et la comparaison n° 1 par rapport au n° 3 étaient significativement différentes ($p < 0,05$) sur respectivement 18 et 19 axes articulaires sur un total de 24. Les différences significatives ($p < 0,05$) entre les comparaisons n° 2 et n° 3 étaient moins fréquentes. Elles ont été observées sur six articulations soit 11 angles articulaires sur un total de 24 angles. En général, l'erreur de mesure (RMSE) était plus affectée par le type de modèle (comparaison n° 2) que par le type de technologie (comparaison n° 1), à l'exception de la cheville (axe Z : rotation interne/externe). La moyenne RMSE (\pm ET) sur l'ensemble des articulations était : de $2,8^\circ \pm 1,6^\circ$ pour la comparaison n° 1; de $9,2^\circ \pm 11$ pour la comparaison n° 2 ; et de $9,7^\circ \pm 10,6^\circ$ pour la comparaison n° 3.

Des différences significatives ($p \leq 0,01$) entre les tâches ont été observées sur toutes les articulations (tableau 6.2). Le RMSE était systématiquement plus élevé pour la tâche longue complexe avec une moyenne (\pm ET) sur toutes les articulations de $2,8^\circ \pm 1,6^\circ$ par rapport à $1,2^\circ \pm 0,7^\circ$ lors de tâches courtes simples. La valeur du RMSE de la comparaison n° 1 peut être examinée pour chaque articulation et chaque axe pendant la tâche courte simple au tableau 6.3. Les différences maximales RMSE ont été observées sur l'articulation de la cheville.

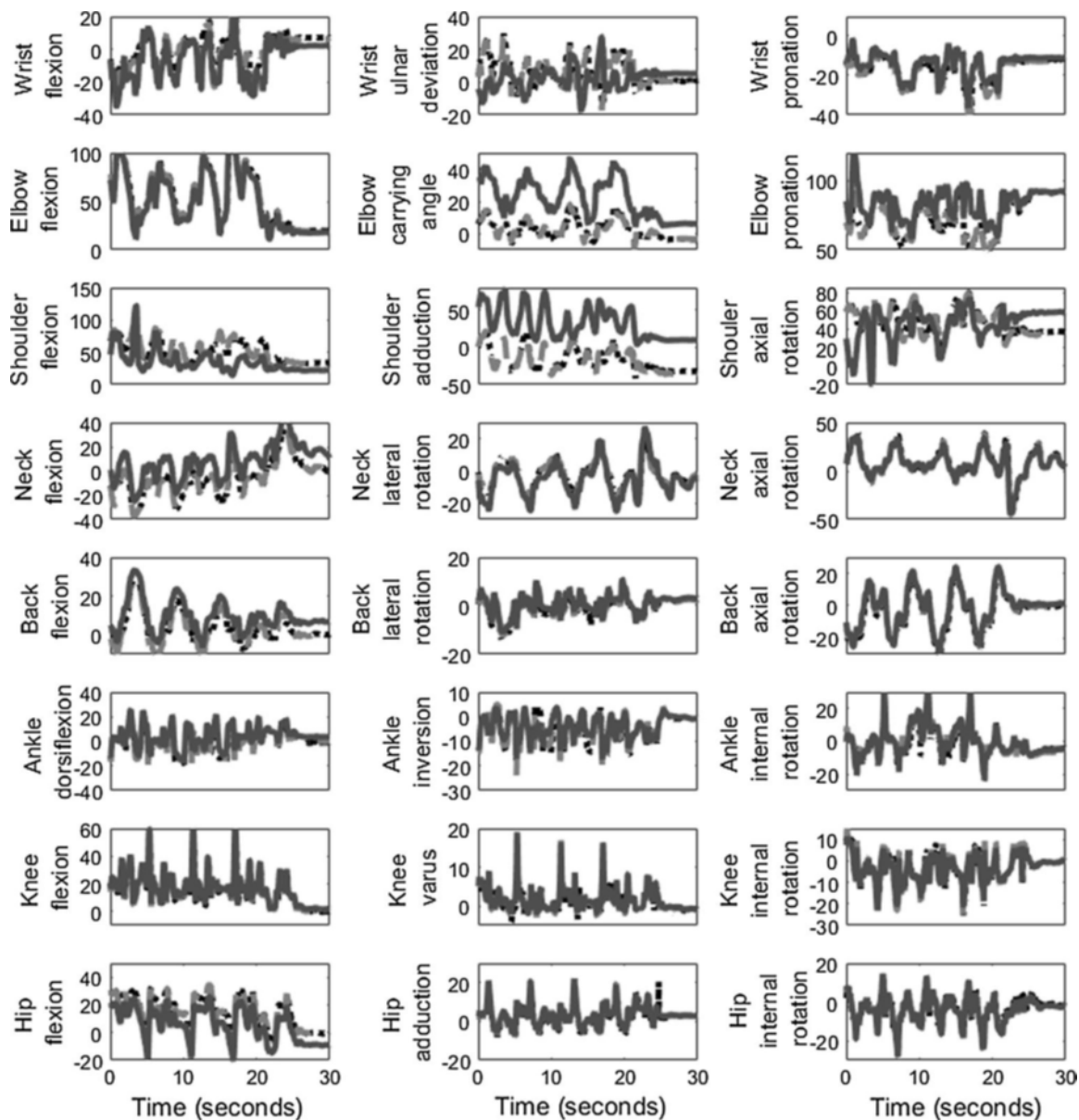


Figure 6.3 Angles articulaires (degrés) d'un participant obtenus au moyen du système Optotrak - Modèle ISB (lignes pointillées) en comparaison de ceux obtenus par le système X-sens – modèle MVN lors d'un court laps de temps.

Tableau 6.1 Statistiques descriptives des trois comparaisons sur l'exactitude des angles articulaires : comparaison n°1 - erreur technologique ; comparaison n°2 - erreur due aux modèles ; comparaison n°3 - erreur technologique + erreur des modèles. L'erreur quadratique moyenne (RMSE), le « waveform distortion » (WD), le coefficient de corrélation multiple (CMC) et l'intervalle de confiance « Bland-Altman » (LoA) ont été évalués.

Articulation	Axis	Comparaison n° 1						Comparaison n° 2						Comparaison n° 3					
		RMSE	CMC	WD	LoA		RMSE	CMC	WD	LoA		RMSE	CMC	WD	LoA				
Poignet	Z	3,8	0,96	3,5	-1,0	±	6,9	7,1	0,88	5,1	-0,7	±	10,0	7,6	0,89	5,8	-1,6	±	11,4
	X	2,8	0,95	2,6	-0,4	±	5,1	14,0	0,53	8,9	-8,8	±	17,4	14,1	0,80	9,3	-8,7	±	18,1
	Y	3,6	0,92	3,0	-1,3	±	5,9	4,8	0,91	1,8	0,0	±	3,6	5,7	0,85	3,7	-1,2	±	7,2
Coude	Z	2,9	0,99	2,7	0,3	±	5,2	5,4	0,97	2,6	-2,3	±	5,1	6,2	0,96	3,9	-1,9	±	7,7
	X	2,0	0,98	1,9	0,3	±	3,7	12,1	0,84	5,9	8,2	±	11,6	12,5	0,82	6,5	8,5	±	12,7
	Y	2,6	0,99	2,4	0,6	±	4,8	11,7	0,84	7,3	0,4	±	14,4	12,2	0,81	8,1	1,1	±	15,9
Épaule	X	2,9	1,00	2,7	-0,1	±	5,2	20,7	0,84	15,5	-5,3	±	30,3	19,7	0,86	15,0	-5,2	±	29,4
	Z	3,0	0,99	2,1	-0,9	±	4,2	36,8	0,35	16,4	27,9	±	32,1	35,8	0,39	16,5	26,3	±	32,3
	Y	2,5	0,99	1,9	-0,7	±	3,8	41,3	0,62	30,5	-25,4	±	59,8	40,2	0,63	29,7	-24,5	±	58,3
Cou	Z	1,4	1,00	1,4	0,1	±	2,8	12,2	0,85	1,9	11,4	±	3,7	12,3	0,84	2,7	11,3	±	5,2
	X	1,5	1,00	1,3	-0,0	±	2,6	4,6	0,94	3,8	-2,1	±	7,5	4,8	0,94	4,2	-1,9	±	8,2
	Y	3,0	0,99	2,6	-1,4	±	5,0	2,6	0,99	2,2	-0,2	±	4,2	3,9	0,98	3,4	-1,7	±	6,8
Dos	Z	1,3	1,00	1,2	0,1	±	2,3	6,1	0,93	4,5	0,0	±	8,8	5,9	0,93	4,2	0,0	±	8,3
	X	1,5	0,98	1,1	-0,4	±	2,2	4,2	0,76	2,4	-3,0	±	4,7	4,5	0,70	2,6	-3,6	±	5,0
	Y	3,6	0,97	2,3	-2,6	±	4,5	3,4	0,97	2,8	1,1	±	5,6	4,4	0,95	3,3	-1,4	±	6,6
Cheville	Z	3,8	0,95	3,7	0,0	±	7,2	5,2	0,94	2,6	4,3	±	5,0	6,0	0,89	3,9	4,3	±	7,7
	X	4,3	0,89	4,1	-0,6	±	8,0	2,8	0,96	2,5	0,3	±	4,8	4,3	0,89	4,2	-0,1	±	8,3
	Y	7,3	0,77	6,9	0,8	±	13,6	3,6	0,96	3,2	0,1	±	6,2	7,3	0,77	6,7	1,0	±	13,1
Genou	Z	2,3	0,99	2,2	-0,1	±	4,4	2,5	0,97	0,8	1,9	±	1,7	3,2	0,97	2,4	1,8	±	4,8
	X	1,9	0,91	1,5	0,6	±	2,8	3,3	0,79	2,0	-1,5	±	3,9	3,3	0,75	2,4	-0,8	±	4,7
	Y	3,3	0,97	2,8	0,4	±	5,5	3,5	0,94	2,1	-0,6	±	4,0	4,1	0,94	3,1	-0,2	±	6,2
Hanche	Z	2,2	1,00	2,1	-0,3	±	4,1	7,0	0,97	4,7	-2,3	±	9,1	7,5	0,97	5,3	-2,4	±	10,4
	X	2,3	0,97	1,9	0,2	±	3,7	3,6	0,95	2,8	0,9	±	5,5	4,0	0,94	3,3	1,1	±	6,4
	Y	3,5	0,95	2,8	-0,6	±	5,6	4,0	0,95	3,4	0,3	±	6,6	4,6	0,94	4,2	0,2	±	8,3

Tableau 6.2 Analyse de variance à une voie sur les valeurs RMSE pour les trois types de comparaisons ainsi que les comparaisons par paire *post hoc* (Bonferroni). Également, l'ANOVA à une voie sur le type de tâche (simple court vs complexe long) pour la comparaison n° 1. Les différences significatives sont identifiées en caractères gras

Articulation	Axis	Comparaison		<i>Post hoc</i>			Tâche	
		F (2, 22)	<i>P</i> value	n° 1 vs n° 2	n° 1 vs n° 3	n° 2 vs n° 3	F (1, 11)	<i>P</i> value
Poignet	Z	19,459	<,001	,010	,001	,139	50,431	<,001
	X	88,45	<,001	<,001	<,001	1,000	60,975	<,001
	Y	3,155	,062				34,913	<,001
Coude	Z	28,162	<,001	,004	<,001	,027	73,053	<,001
	X	130,893	<,001	<,001	<,001	,113	73,355	<,001
	Y	90,275	<,001	<,001	<,001	,021	44,285	<,001
Épaule	X	338,340	<,001	<,001	<,001	,024	60,590	<,001
	Z	1250,55	<,001	<,001	<,001	<,001	1,082	,321
	Y	618,123	<,001	<,001	<,001	,403	62,792	<,001
Cou	Z	1245,99	<,001	<,001	<,001	,285	117,474	<,001
	X	58,753	<,001	<,001	<,001	,616	16,896	,002
	Y	18,778	<,001	,139	,015	<,001	235,896	<,001
Dos	Z	278,836	<,001	<,001	<,001	,312	75,328	<,001
	X	46,903	<,001	<,001	<,001	,583	30,892	<,001
	Y	1,881	,176				127,711	<,001
Cheville	Z	88,363	<,001	<,001	<,001	<,001	133,020	<,001
	X	28,861	<,001	<,001	1,000	,001	53,413	<,001
	Y	133,054	<,001	<,001	1,000	,001	272,155	<,001
Genou	Z	8,285	,008	1,000	,002	,003	78,111	<,001
	X	8,712	,002	,037	,021	1,000	50,750	<,001
	Y	2,416	,113				81,917	<,001
Hanche	Z	290,709	<,001	<,001	<,001	,005	136,324	<,001
	X	15,828	<,001	,005	,003	,601	57,068	<,001
	Y	7,092	,004	1,000	,011	,013	74,443	<,001

Tableau 6.3 Moyenne d'erreurs RMSE (degrés) des angles articulaires sur la comparaison n° 1 : Optotrak modèle ISB vs Xsens modèle ISB (erreur due à la technologie) au cours de la tâche simple de courte durée

Articulation	Axe X	Axe Y	Axe Z
Poignets	1,2	2,2	1,7
Coudes	1,3	1,5	1,4
Épaules	1,1	1,8	2,7
Cou	1,0	1,0	0,5
Dos	0,7	1,0	0,5
Chevilles	0,7	0,8	0,6
Genoux	0,6	1,4	0,6
Hanches	0,9	1,7	1,2

6.4 Discussion de la condition n° 2

La performance des capteurs inertiels a été évaluée par rapport à un système de référence optoélectronique sur toutes les articulations lors d'une tâche de manutention manuelle d'une durée de 32 min. Les différences résultantes de l'erreur technologique et du modèle biomécanique ont été dissociées. Il en a résulté que la plus grande partie des erreurs était attribuable au type de modèle biomécanique plutôt qu'à l'erreur technologique, qui était beaucoup moins importante. De plus, l'erreur technologique des IMU diffère selon les tâches effectuées par les sujets (longues tâches complexes vs courtes tâches simples).

Comparaison n° 1 : Données Optotrak + modèle ISB vs Données Xsens+modèle ISB (erreur due à la technologie)

Les études antérieures de validation des IMU ont surtout été consacrées à l'évaluation de l'erreur dite technologique par rapport à un système de référence étalon (comparaison n° 1) avec des protocoles divers en ce qui concerne les articulations analysées et le type de mouvements exécutés. La plupart des études de validation rapportent des erreurs d'orientation segmentaire (Cuesta-Varga *et al.*, 2010), mais la présente étude a utilisé les orientations segmentaires pour mesurer des angles articulaires afin d'estimer l'effet de l'erreur technologique sur ceux-ci. Des valeurs RMSE variant entre 2,5° et 5,1°, et des coefficients CMC entre 0,66 et 0,97 ont été observés pour le thorax par rapport aux angles du bassin lors de longues tâches de manutention manuelle (Plamondon *et al.*, 2007). Une autre étude a examiné les valeurs RMSE à partir de l'orientation du segment pendant une courte durée de levée asymétrique avec des valeurs comprises entre 4,9° et 23,6° pour le dos, le thorax, la tête, le bras et l'avant-bras (Godwin *et al.*, 2009). Les résultats de la présente étude ont montré un RMSE inférieur et de meilleures valeurs de CMC que les deux dernières études (Godwin *et al.*, 2009 ; Plamondon *et al.*, 2007) au cours de tâches similaires, qui sont peut-être dues à l'amélioration de l'IMU et de l'algorithme de fusion. Lors d'essais courts sur un pendule, Brodie *et al.* (2008) ont obtenu un RMSE compris entre 0,8° et 1,3°; une exactitude similaire a été atteinte dans la présente étude au cours des tâches simples courtes. Ferrari *et al.* (2010) ont rapporté d'excellentes valeurs de CMC entre 0,95

et 0,99 pendant les essais de marche de courte durée. Dans la présente étude, les valeurs CMC de la hanche et du genou étaient similaires, mais inférieures pour la cheville, en particulier pour la rotation interne/externe à 0,77; par contre la durée des essais et la complexité des mouvements étaient supérieures. Des valeurs RMSE de 6,5° sur la flexion/extension du coude, de 5,5° sur la pronation/supination de l'avant-bras, de 5,5° sur la flexion/extension de l'épaule et de 4,4° sur l'abduction/adduction de l'épaule ont été rapportées lors de mouvements fonctionnels courts (El-Gohary et McNames, 2012). Les IMU de la présente étude ont atteint une meilleure exactitude que celle de El-Gohary et McNames, 2012, avec des RMSE sous les 3° pour les angles de l'épaule et du coude.

Kim et Nussbaum (2013) ont observé une variabilité absolue moyenne des angles articulaires variant de 0,89° à 5,97° pour le dos, l'épaule, la hanche et le genou lors de diverses tâches manuelles de manutention. Bien que différentes mesures aient été utilisées, les valeurs RMSE observées par notre équipe de recherche sont similaires à la variabilité absolue moyenne rapportée par Kim et Nussbaum (2013). Au cours d'une simulation d'une tâche de travail d'une durée de 8 h, des RMSE entre 4,1° et 6,2° pour le dos et entre 7,2° et 12,1° sur les angles de l'épaule (Schall *et al.*, 2016) ont été constatées. Un RMSE inférieur a été observé dans notre expérience, mais les essais de cette dernière étude de Schall *et al.* (2016) ont duré beaucoup plus longtemps. Dans une activité sportive de natation simulée, la comparaison d'IMU avec un système optoélectronique a donné une CMC médiane entre 0,90 et 0,99, et des valeurs RMSE entre 3° et 15° sur les angles de l'épaule, du coude et du poignet (Fantozzi *et al.*, 2015). Les valeurs CMC de la présente étude étaient semblables, même si un RMSE inférieur a été estimée. Le poignet et surtout la cheville ont été plus affectés par l'erreur technologique, fait confirmé par une autre étude indiquant de meilleurs résultats pour les articulations proximales (Fantozzi *et al.*, 2015). La hausse de l'erreur de mesure pourrait s'expliquer par le fait que les pieds subissent une plus grande accélération pendant les tâches manuelles de manutention. Ferrari *et al.* (2010) ont noté des ajustements d'orientation associés à un changement brusque de l'accélération, qui était liée au filtre de Kalman. Une autre explication plausible serait que la sensibilité des gyroscopes aux chocs produits par les pieds qui frappent le sol est trop élevée (Weinberg. 2011). En général, l'erreur technologique de la présente étude se compare avantageusement à ce que l'on trouve dans la littérature, ce qui peut être une indication de l'amélioration des IMU au fil du temps. Les résultats de la présente recherche, combinés à ceux de deux autres études (Ferrari *et al.*, 2010); Kim et Nussbaum, 2013), tendent à indiquer que les IMU de Xsens performant mieux que d'autres technologies comme l'APDM (El-Gohary et McNames, 2012; Fantozzi *et al.*, 2015; Kainz *et al.*, 2015). Cela pourrait être dû à la fois aux composantes des capteurs inertiels ou encore à l'algorithme construit pour estimer l'orientation du capteur.

Comparaison n° 2 : Données Xsens + modèle ISB vs Données Xsens + modèle MVN (erreur due au modèle)

La seule étude antérieure qui a isolé la composante « modèle » de l'erreur d'analyse, de la même manière que la présente équipe a réalisé la comparaison n° 2, est celle de Ferrari *et al.* (2010) qui ont observé des CMC médianes entre 0,95 et 0,99 et une variabilité absolue moyenne entre 0,6° et 10,6° sur erreurs des membres inférieurs. La présente équipe a observé des valeurs moyennes légèrement plus élevées sur les membres inférieurs avec des CMC variant de 0,79 à 0,97 et des valeurs RMSE s'étendant de 2,5° à 7,0°. Les meilleurs résultats sur le CMC de Ferrari *et al.*

(2010) semblent indiquer que le modèle *Outwalk* (Cutti *et al.*, 2010) est plus étroitement lié à un modèle basé sur des repères anatomiques que le modèle MVN. Une autre explication possible est que le mouvement complexe exécuté sur une période de temps prolongée induit des déplacements des IMU sur la peau, ce qui peut affecter les angles articulaires calculés avec les deux systèmes. Puisque le système optoélectronique repose sur des données de position et les IMU sur des données d'orientation, une translation de l'IMU le long de l'axe longitudinal du segment devrait affecter plus considérablement les angles articulaires calculés à partir du système optoélectronique.

Comparaison n° 3 : Données Optotrak + modèle ISB vs Données Xsens + modèle MVN (différence technologique + modèle)

Quelques études (Ferrari *et al.*, 2010; Kim et Nussbaum, 2013; Zhang *et al.*, 2013) ont comparé des angles articulaires obtenus à partir d'un système optoélectronique avec un modèle biomécanique utilisant des repères anatomiques à ceux obtenus à partir d'IMU avec un calibrage basé sur un placement manuel du capteur, un mouvement ou une posture définis comme dans le modèle MVN. Kim et Nussbaum (2013) ont apprécié une erreur absolue moyenne de 0,88° à 5,13° pour le dos, l'épaule, la hanche et le genou lors de tâches de manutention. Ferrari *et al.* (2010) rapportent des valeurs CMC comprises entre 0,92 et 0,99, et une variabilité absolue moyenne entre 1,1 et 11,8° pour les membres inférieurs lors de la marche. Zhang *et al.* (2013) ont observé, lors d'activités de marche, des erreurs moyennes de 1,81 à 5,09° et des CMC variant de 0,50 à 0,99 pour la cheville, le genou et la hanche. Les résultats de la présente étude sont similaires aux valeurs CMC des trois études précédentes, mais Ferrari *et al.* (2010) ont obtenu de meilleurs résultats pour la cheville et Zhang *et al.* (2013), pour le genou et la hanche. Les valeurs RMSE recueillies par la présente équipe de recherche sont similaires à celles de Ferrari *et al.* (2010) pour la variabilité absolue moyenne, et légèrement plus élevées que l'erreur absolue moyenne de Kim et Nussbaum (2013). Cet écart peut être attribuable au nombre de mouvements exécutés prévu par le protocole. Ainsi, dans l'étude de Kim et Nussbaum (2013), 135 tâches courtes d'une durée totale de 60 minutes ont été exécutées, tandis que les sujets ayant participé à la présente étude ont déplacé 360 boîtes pendant 32 minutes.

La disparité des résultats pour l'épaule de la présente étude par rapport à ceux de Kim et Nussbaum (2013) est probablement due au fait que l'angle qu'ils ont choisi était celui de l'articulation thoraco-humérale plutôt que celui de l'articulation gléno-humérale. Ce résultat était attendu en raison des distinctions qui caractérisent le modèle MVN par rapport au modèle ISB basé sur des repères anatomiques (Wu *et al.*, 2002, Wu *et al.*, 2005).

Comparaison n° 1 /vs n° 2 /vs n° 3

Lorsqu'on observe les résultats obtenus avec les trois comparaisons, il ressort clairement de cela que la principale différence est attribuable aux modèles biomécaniques distincts. Les résultats des comparaisons n° 2 et n° 3 sont étroitement liés, tandis que la comparaison n° 1 donne des valeurs d'erreurs beaucoup plus faibles. La comparaison avec l'étude de Kim et Nussbaum (2013) est difficile, car la composante modèle n'a pas été isolée dans les analyses. Néanmoins, comme noté par les auteurs, il faut faire preuve de prudence lorsqu'on compare directement les angles articulaires obtenus à partir d'un système optoélectronique à ceux obtenus d'IMU en raison des définitions de modèle. Seulement six angles articulaires ont obtenu des différences

négligeables sur les valeurs RMSE entre la comparaison n° 1 et n° 2, et elles étaient généralement autour de l'axe Y qui correspondait souvent à l'axe longitudinal du segment. L'erreur technologique est généralement faible, donc le défi réside dans l'interprétation des données par rapport aux analyses de mouvement en laboratoire avec un modèle biomécanique différent. Le calibrage des IMU, comme dans le modèle MVN, est effectué avec une posture unique définie. Étant donné que le modèle ISB oriente les systèmes de coordonnées en fonction de repères anatomiques, et non en fonction d'une posture définie (comme dans une pose-T), il se produit un biais d'alignement entre les deux modèles tel qu'observé dans la comparaison n° 2. Une partie de cette différence est également attribuable à la définition des centres de rotation segmentaires, des longueurs de segments, des méthodes de traitement des signaux et des contraintes cinématiques dans le modèle. D'autres approches de calibrage existent pour les IMU (Bouvier *et al.*, 2015; Palermo *et al.*, 2014a; Picerno *et al.*, 2008), qui peuvent être plus étroitement liées aux recommandations de l'ISB qu'une posture unique. Néanmoins, un alignement distinct n'affecte pas la validité des résultats, mais l'interprétation des données sera particulièrement plus difficile entre les études qui utilisent des modèles (alignements) différents. Par exemple, un défaut d'alignement (*crostalk*) pourrait être observé sur les angles du coude entravant ainsi l'analyse des mouvements simples comme la flexion/extension du coude. De plus, la précision des différentes méthodes de calibrage des IMU gagne en importance pour assurer la fiabilité interobservateurs et intraobservateurs (Bouvier *et al.*, 2015).

Complexité et durée de la tâche

Les tâches de manutention manuelles de l'étude de Kim et Nussbaum (2013) étaient réparties sur trois blocs de temps de 20 min. Le premier bloc a obtenu moins d'erreurs que les deuxième et troisième blocs, en particulier pour l'axe Y, mais l'erreur absolue moyenne a atteint un maximum de 3,63°. Ces auteurs mentionnent que leurs données ont été plus affectées par le type de tâches, alors que les performances des IMU étaient plutôt stables en regard du temps (Kim et Nussbaum, 2013). D'autres études soutiennent que les IMU dépendent de la complexité de la tâche (Brodie *et al.*, 2008). Ces observations confirment les résultats de la présente étude selon lesquels la complexité d'une tâche (grande amplitude de mouvements dans les 3 plans) augmente l'erreur technologique. D'un autre côté, une étude mesurant les angles articulaires du dos a obtenu des valeurs RMSE inférieures pendant des essais de courte durée par rapport à ceux de longue durée (Plamondon *et al.*, 2007), démontrant que la durée des essais peut également influencer sur l'exactitude des IMU.

Limites de l'étude

Cette étude comporte quelques limites qui doivent être prises en considération. Le système optoélectronique a été utilisé comme référence, car il peut mesurer les positions avec exactitude. Cependant, les angles articulaires mesurés avec ce système sont sujets aux artéfacts des tissus mous (Leardini *et al.*, 2005), mais les résultats représentent tout de même une référence valide pour l'estimation des orientations segmentaires. Les IMU sont affectées par des objets ferromagnétiques, et bien que l'environnement du laboratoire ne soit pas sous l'influence de fortes perturbations magnétiques, certaines perturbations mineures du champ magnétique local peuvent encore se produire pendant la collecte de données. Les résultats rapportés sont spécifiques aux IMU de Xsens et à l'algorithme de fusion du filtre Kalman utilisé pour estimer l'orientation. Les angles de l'articulation scapulo-thoracique n'ont pas été mesurés, car les IMU

positionnés au-dessus des scapulas (dans la combinaison de Xsens) ne sont pas en mesure de suivre correctement le mouvement scapulaire. Pour obtenir des angles scapulo-thoraciques, les IMU doivent être positionnées plus près de l'acromion sur la peau (Cutti *et al.*, 2008) et non dans une combinaison. Bien que l'étude actuelle représente une avancée par rapport au nombre d'articulations et de sujets analysés ainsi que par la complexité et la durée des essais, d'autres recherches seront nécessaires. Par exemple, des études avec un échantillonnage plus élevé et des sujets d'anthropométrie différente qui seront consacrées aux aspects de perturbations magnétiques, de vitesse segmentaire, de calibrage et de position des IMU.

Applications pratiques de l'étude

Le LoA a récemment été identifié comme une méthode d'évaluation supérieure au CMC ou au coefficient de corrélation (Roislien *et al.*, 2012), mais il a été utilisé de façon limitée dans les précédentes études de validation des IMU (Schiefer *et al.*, 2014). Le seuil d'erreur acceptable reste une décision pratique et non statistique (Bland et Altman., 1986). Sur la base des recommandations précédentes (El-Zayat *et al.*, 2013; Schiefer *et al.*, 2014), une LoA inférieure ou égale à 10° a été jugée acceptable pour les applications biomécaniques professionnelles, seuil fréquemment atteint dans la comparaison n°1 et dans 14 des 25 angles articulaires en comparaison n°2. Les erreurs élevées observées dans la comparaison n°2 ont été principalement causées par les différences de modèle qui ont particulièrement affecté le coude et l'épaule. Ce problème pourrait être partiellement corrigé en améliorant le calibrage statique des IMU pour être plus près des repères anatomiques (modèle ISB). Les IMU ont fait l'objet d'une évaluation en laboratoire, néanmoins leur performance reste incertaine dans un environnement de travail soumis à des distorsions magnétiques. Considérant que l'évaluation d'une tâche de manutention manuelle est souvent basée sur des outils qualitatifs (Vignais *et al.*, 2013), l'utilisation des IMU sur des travailleurs durant leur travail quotidien serait une avancée majeure susceptible d'améliorer les connaissances sur l'exposition physique des travailleurs.

6.5 Conclusion de la condition n° 2

Les différences observées entre un système composé d'IMU et un système optoélectronique ont été principalement causées par le type de modèle biomécanique utilisé dans les deux systèmes. Il y a lieu donc de comparer avec prudence les études impliquant des IMU et celles basées sur des systèmes optoélectroniques surtout en raison du modèle biomécanique. L'erreur causée uniquement par la technologie (IMU /vs Optotrak) reste inférieure à 5° et le coefficient fidélité moyen inférieur à 10°. Aussi, l'exactitude des IMU est affectée par la complexité et la durée des tâches. Néanmoins, la majorité des angles articulaires sont restés à l'intérieur d'un seuil acceptable de 5° d'erreurs pendant les tâches manutention. Les IMU, dans un environnement sans distorsion magnétique, ont assurément le potentiel de suivre le mouvement des travailleurs pendant leur travail quotidien, ce qui pourrait aider à mieux connaître la cause des troubles musculosquelettiques.

Article publié :

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017a. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing* 55 (4), 609-619.

7. CONDITION N° 3 : TÂCHES DE MANUTENTION AVEC PERTURBATIONS MAGNÉTIQUES

L'objectif de cette partie était de connaître l'erreur de mesure du système MVN dans des conditions simulant des perturbations magnétiques.

7.1 Méthodologie spécifique à la condition n° 3

Le test débutait par une calibration du système Xsens : le participant devait maintenir quelques secondes une pose-T. Puis, il devait effectuer des tâches de manutention sur une plate-forme en aluminium rectangulaire (format 130 × 190 × 18 cm). Quatre stations de prise/dépôt ont été aménagées, une à chaque coin de la plate-forme (figure 7.1). La première station avait une hauteur de 106 cm et la seconde station était distante de 130 cm, et s'élevait à 14 cm (figure 7.3). Ces deux stations ont été répliquées du côté opposé de la plate-forme par les troisième et quatrième stations à l'autre extrémité de la plate-forme (190 cm) (figure 7.4). Une boîte de carton vide (taille 34 × 26 × 33 cm, masse 0,5 kg) était déplacée de la première station à la seconde puis replacée à la première station. La fréquence de manutention était imposée par un son indiquant les moments de prise et de dépôt de la boîte. À l'autre extrémité de la plate-forme, une boîte métallique (taille 34 x 33 x 21 cm, masse 3,1 kg) a été déplacée de la troisième à la quatrième station. Au centre de la plate-forme, entre la troisième et la quatrième station, un classeur métallique contenant un tiroir rempli d'objets ferromagnétiques a été placé devant le participant pour faire dévier le champ magnétique. Un côté de la plate-forme simulait donc une condition sans perturbations magnétiques figure 7.3 et l'autre côté, une condition avec des perturbation magnétique imposées (figure 7.4). Les sujets ont été invités à suivre le rythme imposé, mais aucune instruction n'a été donnée au regard de la technique de manutention.

Un premier test de perturbations magnétiques dans un contexte dynamique (**perturbations dynamiques**) consistait à transférer à plusieurs reprises la boîte de carton du côté sans perturbations magnétiques (**SP**), et puis à déplacer la boîte métallique du côté opposé dans la zone avec perturbations magnétiques (**AP**). Les intervalles de temps dans la zone de perturbations magnétiques s'allongeaient avec le temps. Les sujets ont effectué dans l'ordre les intervalles suivants entre les deux côtés de la plate-forme : 1 minute SP (16 T → 16 transferts de caisse), 30 secondes AP (8 T), 1 minute SP (16 T), 1 minute AP (16 T), 1 minute SP (16 T), 2 minutes AP (32 T), 1 minute SP (16), 4 minutes AP (64 T), 1 minute SP. La figure 7.5 illustre plus simplement la séquence de travail des participants.

Un second test de perturbations magnétiques dans un contexte statique (**perturbations statiques**) a été réalisé lors duquel une chaise de métal a été placée à proximité du tiroir métallique (figure 7.2). Le sujet démarrait le test en soulevant la boîte de carton vide pendant une minute sur le côté SP. Ensuite, le sujet s'assoit sur la chaise tout en restant tout près du tiroir métallique et adoptait cette posture statique pendant quatre minutes. Finalement, le sujet répétait les 16 transferts de caisse (1 min) du côté SP (figure 7.3).

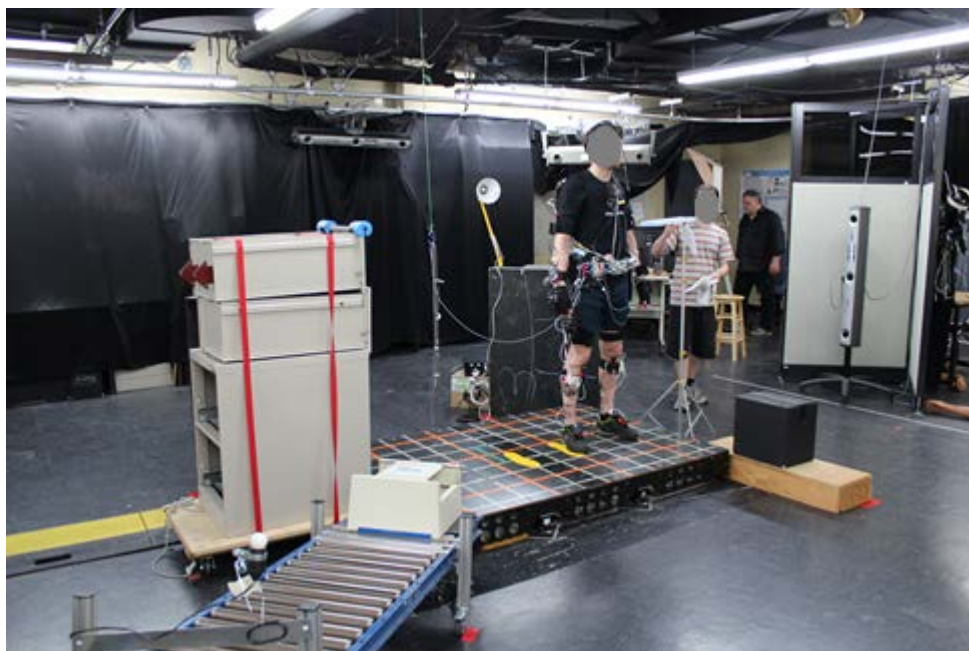


Figure 7.1 Illustration de la tâche avec perturbations dans un contexte dynamique.

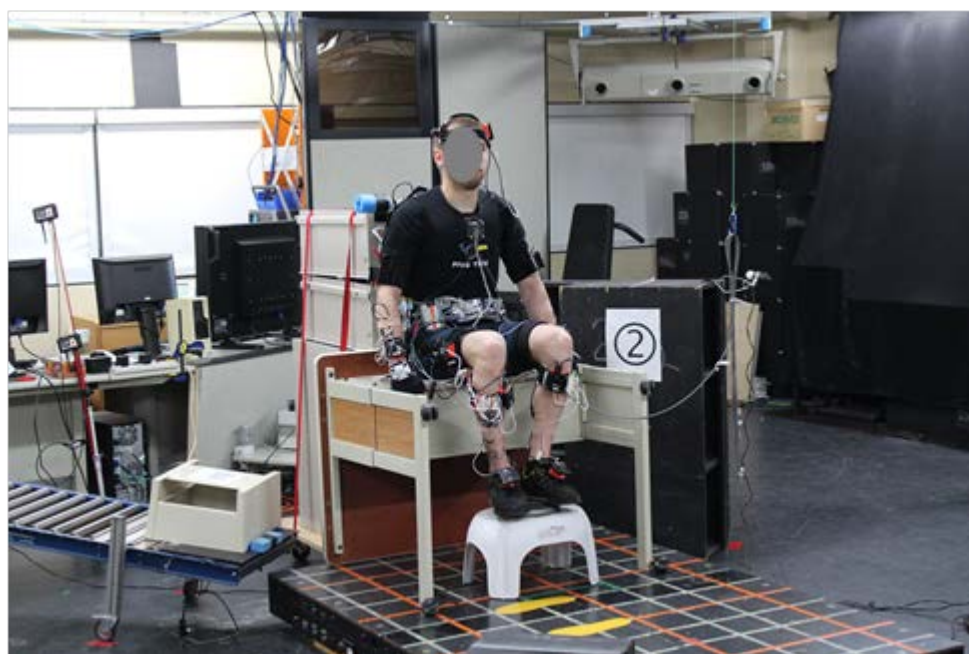


Figure 7.2 Illustration de la tâche avec perturbations dans un contexte statique.

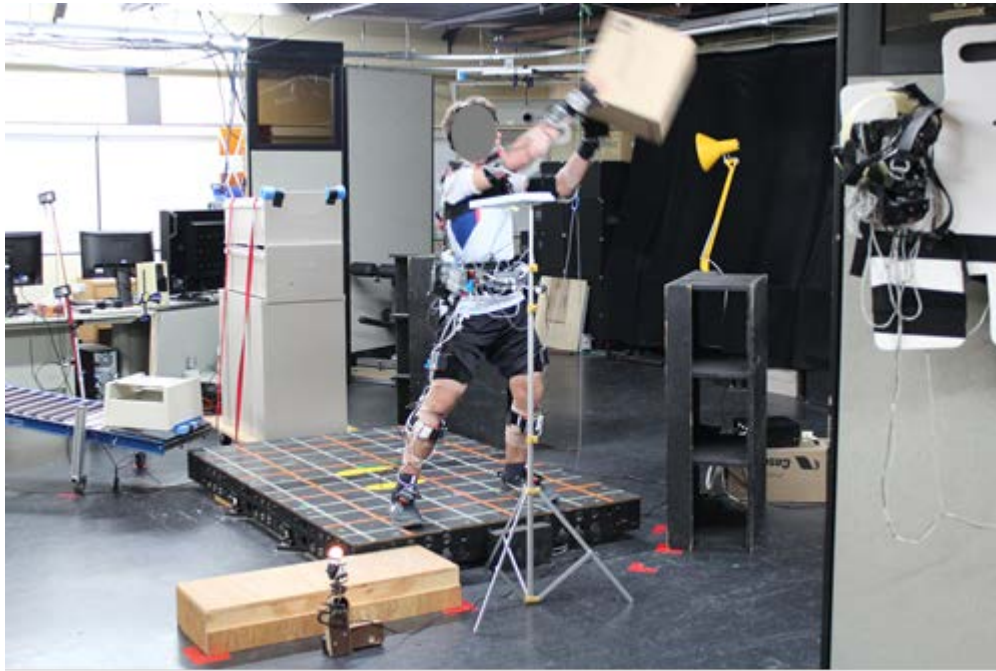


Figure 7.3 Illustration de la tâche dynamique du côté sans perturbations magnétiques.



Figure 7.4 Illustration de la tâche dynamique du côté avec perturbations magnétiques.

SP = Zone sans perturbation (5 x 1min)								
AP = Zone avec perturbations 30s-1 min-2 min- 4 min								
1	0.5	1	1	1	2	1	4	1

Figure 7.5 Illustration de la séquence de travail des participants.

7.2 Traitement des données de la condition n° 3

Les différences d'angle articulaire (système Optotrak vs système Xsens) ont été évaluées avec l'erreur quadratique moyenne (RMSE). Le RMSE a été calculé pour chaque intervalle de perturbations dynamiques, dont la durée variait de 30 s à 4 min. Les intervalles d'une minute dans les conditions SP ont été divisés en deux sections égales : la première correspondant aux 30 premières secondes et la seconde aux 30 dernières; un RMSE a été calculé pour chacun d'eux. La variable indépendante « Zone » correspondait à la valeur RMSE pendant le transfert dans la zone AP, immédiatement après AP dans la zone **SP1** et 30 secondes après dans la zone **SP2**. La variable « durée » correspondait à l'intervalle de temps des perturbations magnétiques : 0, 30, 60, 120 et 240 secondes, où la condition « 0 seconde » correspondait à l'exactitude des IMU dans des conditions **SP0** de laboratoire. Dans la condition de perturbations statiques, la variable durée ne correspondait qu'au maintien d'une posture statique pendant 4 minutes. Pour quantifier le niveau des perturbations magnétiques imposées, la variation de la norme magnétique a été mesurée pour chacun d'eux. Une norme magnétique normalisée (% | M |) a été calculée à partir de la différence absolue entre la norme magnétique mesurée ($|M|_m$) et la norme magnétique initiale obtenue pendant les deux premières secondes de la condition normale (SP) de laboratoire ($|M|_i$) :

$$\% |M| = 100 * \frac{abs(|M|_m - |M|_i)}{|M|_i} \quad (1)$$

La moyenne (ET) du % | M | a été calculée sur la période de chaque zone (AP, SP1, SP2) sur l'ensemble des articulations du corps.

Trois méthodes de correction, disponibles sur le logiciel MVN, ont été testées. La première méthode, appelée *kinematic algorithm coupling* (**KiC**), est basée sur l'hypothèse que deux segments sont couplés par une articulation. L'algorithme fournit l'orientation relative entre les deux segments sans se servir des informations du champ magnétique local pendant les mouvements. Les magnétomètres sont utilisés pour assurer la stabilité autour de l'axe vertical global quand il n'y a pas de mouvements. La deuxième méthode, appelée *kinematic algorithm coupling without magnetometers* (**KiC2**), ignore les informations issues du magnétomètre à tout moment. KiC et KiC2 ont été utilisés sur l'ensemble de l'essai en remplacement du filtre de Kalman. La troisième méthode, appelée *reset orientation filter* (**RF**), effectue une réinitialisation complète de l'algorithme de fusion à partir d'un point donné. L'algorithme de fusion utilise des données antérieures (historique) pour aider à l'estimation de l'orientation; cette méthode peut être utilisée lorsque les IMU ont été affectés par une perturbation du champ magnétique terrestre et

pour éviter d'utiliser un historique erroné. Il a été appliqué à l'instant où le sujet se trouvait dans la zone SP, juste après le transfert de caisses dans la zone AP. Une condition sans méthode de correction (appelée **SC**), qui correspondait à l'utilisation de l'algorithme de fusion du filtre de Kalman, a servi à des fins de comparaison. Étant donné que KiC et KiC2 ont été développés uniquement pour les trois articulations des membres inférieurs, l'analyse des méthodes de correction a porté uniquement sur ces articulations. De plus, pour se concentrer sur les erreurs les plus importantes ainsi que sur la méthode de correction ayant le meilleur potentiel, l'axe longitudinal Y a été sélectionné pour les analyses subséquentes parce qu'il correspondait à l'axe vertical pour la plupart des segments en position anatomique, et qu'il est généralement l'axe le plus affecté par les perturbations magnétiques (*heading error*). Comme pour l'analyse précédente, le RMSE a été calculé pour chaque méthode de correction et chaque condition de « zone » et de « durée ».

Les données articulaires du côté droit et gauche ont été combinées pour toutes les mesures, puisqu'aucune différence significative n'a été observée entre les deux côtés (Kim et Nussbaum, 2013; Robert-Lachaine *et al.*, 2017a). Une transformation de type Box-Cox a été utilisée sur les valeurs RMSE pour respecter les conditions de normalité et d'homogénéité des comparaisons à partir des tests de Shapiro-Wilk et Levene respectivement. Les valeurs RMSE estimées au cours des tâches de manutention ont servi de données d'entrée dans des ANOVA (5x3x3) à mesures répétées sur huit articulations et pour comparer les effets de la durée de perturbation (0, 30, 60, 120 et 240 secondes), de la zone (zone : AP, SP1, SP2) et de l'axe (X, Y et Z). Cette analyse se concentre sur les principaux effets de la durée, du temps et de l'axe, ainsi que l'interaction entre la zone et la durée.

Des ANOVA à mesures répétées sur un facteur ont été appliquées sur l'axe longitudinal Y des trois articulations des membres inférieurs, pour comparer les méthodes de correction (SC, KiC1, KiC2, RF). Des tests *post hoc* de Bonferroni ont été réalisés lorsqu'un effet principal significatif se produisait. Le seuil de signification a été fixé *a priori* à $\alpha = 0,05$ pour toutes les analyses statistiques. La condition de sphéricité a été vérifiée par un test de Mauchly et une correction de Greenhouse-Geisser a été utilisée au besoin.

7.3 Résultats de la condition n° 3

La variation de la norme magnétique (% | M |) mesurée lors de l'essai dynamique (tableau 7.1) et de l'essai statique (tableau 7.2) donne une idée des perturbations magnétiques subies en moyenne sur chacun des IMU dans les trois zones (AP, SP1, SP2). Comme prévu, les magnétomètres des IMU ont été affectés du côté perturbé (AP), alors que leurs valeurs étaient plus stables du côté non perturbé (SP1 et SP2). L'amplitude moyenne de la norme magnétique |M| au cours de l'essai dynamique était la plus élevée aux mains (0,93) et la plus faible au bassin (0,17).

Les effets principaux sur la durée, la zone et l'axe ont été observés sur la plupart des articulations, et des interactions significatives entre la durée et la zone ont été notées sur toutes les articulations (tableau 7.3). Sur le plan de la durée, des perturbations du champ magnétique plus longues ont augmenté l'erreur RMSE avec une moyenne \pm ET de $2,3 \pm 1,0^\circ$, $3,3 \pm 1,8^\circ$, $3,7 \pm 2,7^\circ$, $4,2 \pm 3,7^\circ$, $4,5 \pm 3,9^\circ$ sur toutes les articulations pour respectivement des durées de 0, 30, 60, 120 et 240 secondes. En ce qui concerne l'effet zone, l'erreur RMSE a été la plus élevée durant la perturbation et est demeurée élevée dans les 30 s suivant cette perturbation (zone SP1), avant de se stabiliser près de l'erreur de base après un délai de 30 s (zone SP2). La moyenne \pm écart-type de toutes les articulations pour l'effet zone variait de $4,7 \pm 4,0^\circ$ pendant AP, de $3,5 \pm 2,5^\circ$ à SP1 et de $2,7 \pm 1,1^\circ$ à SP2. Pour l'effet axe, l'axe longitudinal Y, comme prévu, a été le plus sensible aux perturbations, avec une moyenne \pm ET de $5,4 \pm 4,0^\circ$ sur toutes les articulations, contre $2,5 \pm 1,2^\circ$ et $3,0 \pm 1,7^\circ$ respectivement pour l'axe frontal X et l'axe transverse Z. L'interaction entre la durée et la zone peut être observée à la figure 7.6 où le RMSE reste relativement près du niveau initial pour la condition de 30 secondes, mais augmente graduellement avec la durée pendant AP et après SP1 et SP2, mais l'effet est toujours plus prononcé dans la condition avec perturbations (AP).

Des effets principaux sur les méthodes de correction ont été observés sur toutes les articulations des membres inférieurs pendant les perturbations magnétiques dynamiques (tableau 7.4). Les tests *post hoc* ont révélé que l'algorithme le KiC2 augmente l'erreur RMSE pour le genou et la hanche en comparaison avec SC (figure 7.7). La réinitialisation du filtre Kalman (RF) a augmenté également le RMSE pour le genou. En revanche, le KiC réduit l'erreur RMSE pour la cheville par rapport à SC ou à d'autres méthodes de correction (figure 7.7). Les valeurs RMSE moyennes \pm SD des méthodes de correction sur l'ensemble des articulations et des conditions variaient de $8,0 \pm 2,2^\circ$ pour SC, $7,1 \pm 2,2^\circ$ pour KiC, $23,2 \pm 8,3^\circ$ pour KiC2 et $9,6 \pm 3,2^\circ$ pour RF.

Un effet principal de la méthode de correction a été observé sur les trois articulations des membres inférieurs au cours des perturbations magnétiques statiques (tableau 7.5). Les tests *post hoc* ont montré que l'erreur RMSE augmentait significativement avec le KiC2 par rapport aux autres méthodes pour la cheville et le genou, et que la méthode de réinitialisation RF réduisait significativement le RMSE par rapport aux autres méthodes pour la hanche (figure 7.8).

Tableau 7.1 Variations de la norme magnétique normalisée (% | M |) présentées sous forme de pourcentage moyen (ET) pour chaque IMU et pour chaque condition de zone et de durée pendant l'essai avec perturbations magnétiques dynamiques

IMU	Zone	Durée				
		SP0	30 s	60 s	120 s	240 s
Main	AP	1,5 (0,6)	20,4 (4,4)	20,4 (5,2)	20,0 (4,5)	20,6 (7,1)
	SP1	1,1 (0,8)	1,5 (0,7)	1,5 (0,7)	1,5 (0,7)	1,9 (0,8)
	SP2	2,1 (0,7)	2,0 (0,7)	2,1 (0,8)	2,1 (0,8)	1,4 (0,7)
Avant-bras	AP	1,1 (0,6)	13,9 (3,2)	14,3 (4,1)	13,9 (3,3)	14,2 (3,9)
	SP1	0,8 (0,5)	1,1 (0,6)	1,2 (0,6)	1,2 (0,6)	1,4 (0,6)
	SP2	1,5 (0,6)	1,5 (0,6)	1,5 (0,6)	1,5 (0,6)	1,1 (0,5)
Bras	AP	1,5 (0,5)	6,5 (1,1)	6,2 (1,1)	6,4 (1,2)	6,4 (1,2)
	SP1	0,9 (0,3)	1,2 (0,3)	1,2 (0,4)	1,2 (0,4)	1,5 (0,5)
	SP2	1,3 (0,4)	1,5 (0,4)	1,6 (0,4)	1,6 (0,5)	1,1 (0,4)
Tête	AP	2,2 (0,7)	3,4 (0,4)	3,4 (0,4)	3,5 (0,3)	3,5 (0,4)
	SP1	1,2 (0,4)	1,7 (0,5)	1,7 (0,5)	1,7 (0,5)	2,3 (0,7)
	SP2	1,6 (0,5)	2,2 (0,6)	2,3 (0,7)	2,3 (0,7)	1,6 (0,5)
Omoplate	AP	0,7 (0,3)	4,1 (0,9)	3,8 (1,1)	3,8 (1,0)	3,7 (1,0)
	SP1	0,9 (0,3)	1,0 (0,3)	1,1 (0,3)	1,1 (0,3)	1,3 (0,4)
	SP2	1,3 (0,4)	1,3 (0,4)	1,4 (0,4)	1,4 (0,4)	1,0 (0,3)
Thorax	AP	1,5 (0,6)	4,7 (0,6)	4,6 (0,8)	4,8 (0,7)	4,7 (0,6)
	SP1	1,0 (0,4)	1,4 (0,5)	1,5 (0,5)	1,4 (0,5)	1,9 (0,7)
	SP2	1,9 (0,7)	1,9 (0,6)	1,9 (0,7)	2,0 (0,6)	1,3 (0,5)
Bassin	AP	1,3 (0,4)	9,3 (1,6)	9,6 (1,7)	9,8 (1,7)	9,6 (1,6)
	SP1	0,6 (0,2)	0,8 (0,2)	0,8 (0,2)	0,8 (0,2)	1,1 (0,3)
	SP2	0,9 (0,3)	1,1 (0,4)	1,1 (0,4)	1,1 (0,4)	0,8 (0,2)
Pied	AP	1,4 (0,4)	3,5 (1,1)	3,8 (1,0)	4,1 (1,3)	4,1 (1,5)
	SP1	0,9 (0,3)	1,3 (0,4)	1,4 (0,4)	1,3 (0,4)	1,7 (0,5)
	SP2	1,7 (0,5)	1,6 (0,5)	1,6 (0,5)	1,6 (0,5)	1,2 (0,5)
Jambe	AP	0,4 (0,3)	3,2 (1,7)	3,6 (1,7)	4,1 (1,3)	4,3 (1,7)
	SP1	0,7 (0,4)	0,6 (0,4)	0,5 (0,3)	0,6 (0,3)	0,7 (0,3)
	SP2	0,6 (0,4)	0,7 (0,3)	0,7 (0,4)	0,7 (0,3)	0,5 (0,3)
Cuisse	AP	0,7 (0,4)	7,8 (1,7)	7,8 (2,0)	8,0 (2,3)	7,9 (2,4)
	SP1	0,5 (0,4)	0,6 (0,4)	0,6 (0,4)	0,7 (0,4)	0,8 (0,4)
	SP2	0,9 (0,4)	0,8 (0,4)	0,8 (0,4)	0,8 (0,4)	0,6 (0,4)

Note : AP = Zone avec perturbations; SP = Zone sans perturbations → 0 = SP avant les perturbations → 1 = SP juste après les perturbations → 2 = 30 s après SP1.

Tableau 7.2 Variations de la norme magnétique normalisée (% | M |) présentées sous forme de pourcentage moyen (ET) de chaque IMU et de chaque condition de zone au cours de l'essai avec perturbations magnétiques statiques

IMU	Zone			
	SP0	AP	SP1	SP2
Main	1,7 (0,6)	52,2 (14,9)	3,9 (1,5)	1,7 (0,6)
Avant-bras	0,9 (0,3)	39,2 (7,4)	2,4 (1,0)	1,0 (0,3)
Bras	0,9 (0,2)	9,6 (2,7)	1,5 (0,5)	0,9 (0,3)
Tête	1,3 (0,5)	5,8 (1,2)	1,7 (0,7)	1,2 (0,4)
Omoplate	0,8 (0,3)	20,1 (10,3)	1,3 (0,6)	0,8 (0,3)
Thorax	1,0 (0,4)	0,8 (0,7)	1,2 (0,6)	0,9 (0,4)
Bassin	1,0 (0,2)	27,5 (21,4)	1,9 (1,1)	0,9 (0,3)
Pied	1,0 (0,4)	14,2 (3,7)	2,3 (0,9)	1,2 (0,5)
Jambe	0,8 (0,6)	13,0 (2,4)	2,0 (0,7)	0,9 (0,6)
Cuisse	0,8 (0,3)	19,3 (7,3)	1,9 (0,8)	0,9 (0,4)

Note : AP = Zone avec perturbations; SP = Zone sans perturbations → 0 = SP avant les perturbations → 1 = SP juste après les perturbations → 2 = 30 s après SP1.

Tableau 7.3 ANOVA (5x3x3) à mesures répétées appliquées aux huit articulations pour comparer la durée (0, 30, 60, 120 et 240 secondes), la zone (AP, SP1, SP2) et sur les trois axes. Un seuil de signification $p \leq 0,05$ est indiqué en gras

Articulation	Durée		Zone		Axe		Durée × Zone	
	F _{4, 44}	P value	F _{2, 22}	P value	F _{2, 22}	P value	F _{8, 88}	P value
Poignet	23,05	<,001	44,47	<,001	23,48	<,001	19,07	<,001
Coude	4,54	,051	73,41	<,001	12,41	,003	17,40	<,001
Épaule	1,94	,191	40,05	<,001	,90	,371	6,45	,008
Cou	5,74	,009	12,32	,002	66,93	<,001	17,20	<,001
Dos	0,53	,631	2,68	,125	77,89	<,001	5,40	,009
Cheville	24,28	<,001	76,58	<,001	79,42	<,001	17,89	<,001
Genou	13,69	<,001	45,74	<,001	58,17	<,001	9,83	<,001
Hanche	14,73	<,001	22,66	<,001	88,75	<,001	14,86	<,001

Tableau 7.4 ANOVA séparées à une voie sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs et tests *post hoc* de Bonferroni pour évaluer les méthodes de correction (SC, KiC, KiC2 et RF) lors de perturbations magnétiques dynamiques. Un seuil de signification $p \leq 0,05$ est indiqué en gras et une augmentation significative par rapport à la condition sans correction SC est soulignée

Articulation	Correction		Test <i>post hoc</i> (<i>P</i> value)					
	F _{3,33}	<i>P</i> value	SC vs KiC	SC vs KiC2	SC vs RF	KiC vs KiC2	KiC vs RF	KiC2 vs RF
Cheville	11,82	<,001	,014	,919	,201	<,001	,002	>,999
Genou	53,36	<,001	>,999	<,001	,007	<,001	,700	<,001
Hanche	44,33	<,001	>,999	<,001	,161	<,001	>,999	<,001

Tableau 7.5 ANOVA séparées à une voie sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs et tests *post hoc* de Bonferroni pour comparer les méthodes de correction (SC, KiC, KiC2 et RF) lors de perturbations magnétiques statiques. Un seuil de signification $p \leq 0,05$ est indiqué en gras et une augmentation significative par rapport à la condition sans correction SC est soulignée

Articulation	Correction		Test <i>post hoc</i> (<i>p</i>)					
	F _{3,33}	<i>P</i> value	SC vs KiC	SC vs KiC2	SC vs RF	KiC vs KiC2	KiC vs RF	KiC2 vs RF
Cheville	13,90	<,001	>,999	,017	>,999	,008	>,999	,029
Genou	18,65	<,001	,671	,006	>,999	,008	>,999	,007
Hanche	148,28	<,001	,413	,097	<,001	,033	<,001	<001

Note : SC = Sans correction; RF = Reset Filter (mise à zéro du filtre); KiC = Kinematic coupling; KiC2 = Kinematic coupling 2.

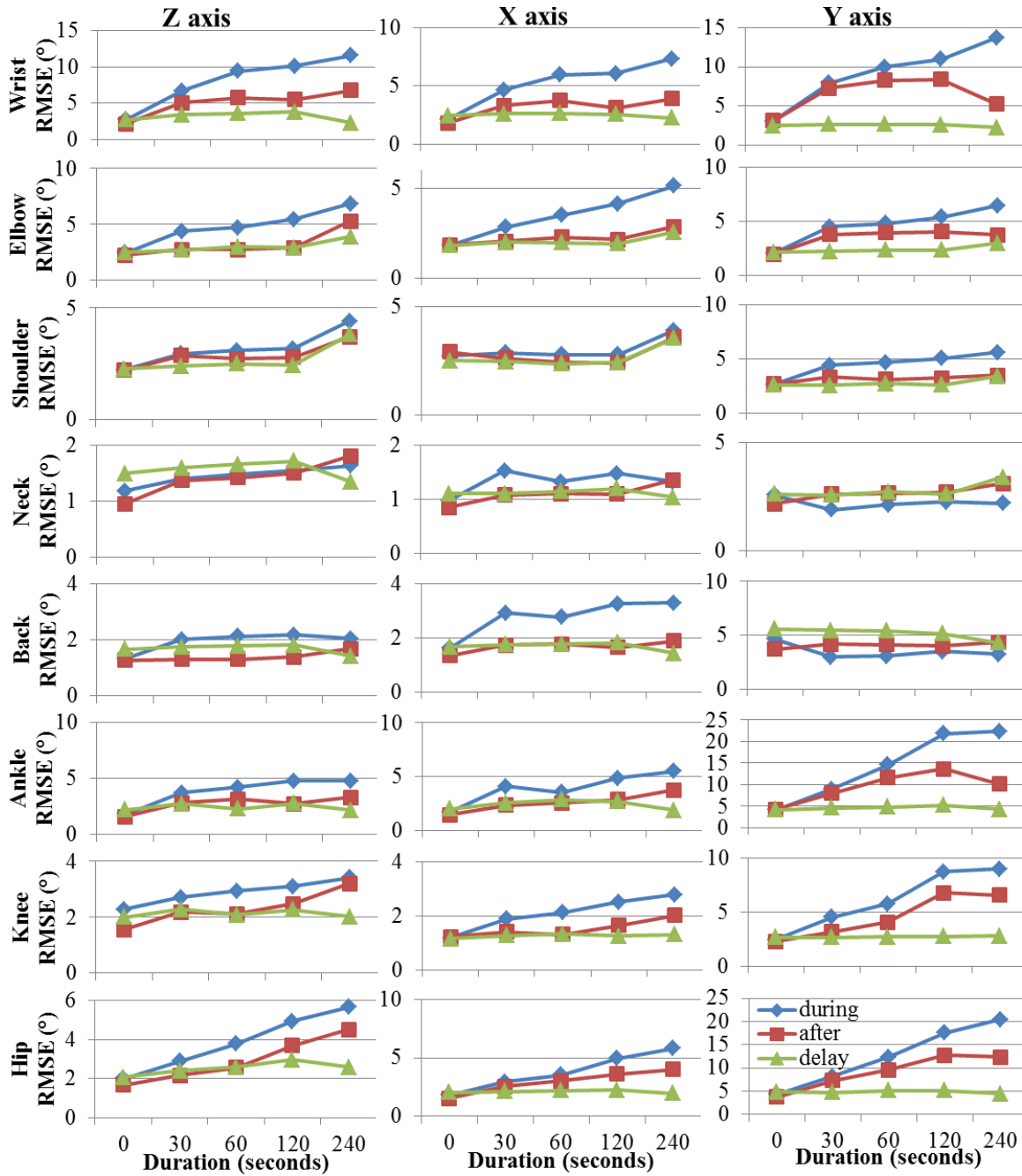


Figure 7.6 RMSE moyen mesuré sur les huit articulations et les trois axes pendant les 0, 30, 60, 120 et 240 secondes de perturbations magnétiques dynamiques (AP- diamants bleus), pendant les 30 secondes suivant les perturbations magnétiques (SP1-carrés rouges) et après un délai de 30 secondes (SP2- triangles verts). Note : L'échelle de l'axe vertical n'est pas identique selon les articulations ou les axes.

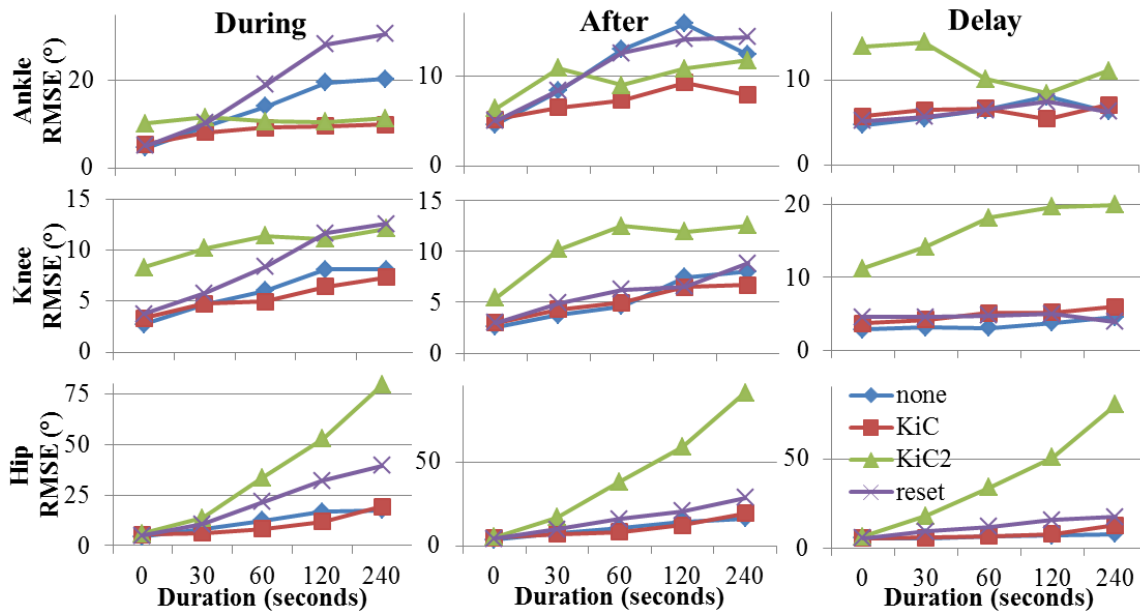


Figure 7.7 RMSE moyen mesuré sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs pendant les 0, 30, 60, 120 et 240 secondes de perturbations magnétiques dynamiques (AP-During), pendant la période suivant les perturbations magnétiques (SP1-After) et puis 30 s après (SP2-Delay). Méthodes de correction : SC = (diamants bleus); KIC= (carrés rouges), KIC2 = (triangles verts); RF (violet X). Note : L'échelle de l'axe vertical n'est pas identique selon les articulations ou les axes.

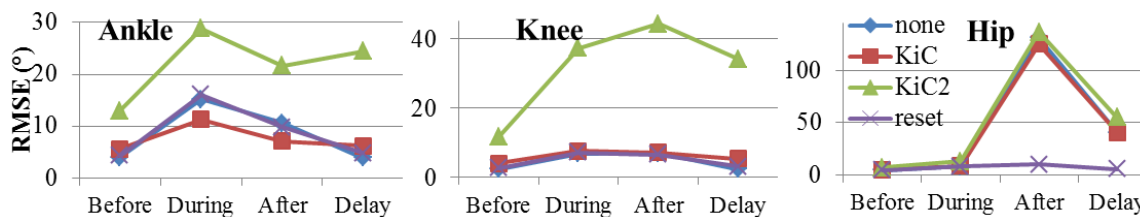


Figure 7.8 RMSE moyen mesurée sur l'axe Y des trois articulations des membres inférieurs : Before = avant les perturbations magnétiques (SP0), During = pendant les perturbations magnétiques statiques de 4 minutes avec le sujet assis (AP), After = après perturbations magnétiques (SP1), et Delay = 30 s après SP1 (SP2); pour quatre types de corrections : SC = (diamants bleus), KIC= (carrés rouges), KIC2 = (triangles verts); RF (violet X). Note : L'échelle de l'axe vertical n'est pas identique selon les articulations ou les axes.

7.4 Discussion de la condition n° 3

L'impact des perturbations magnétiques locales sur l'exactitude des IMU a été mesuré pour des conditions de durée, de zone et d'axe. L'erreur sur l'axe Y des articulations, en majorité l'axe vertical des segments alors que le sujet adopte la position debout, était plus élevée. Aussi une augmentation de la durée des perturbations magnétiques était toujours associée à une erreur RMSE plus élevée. Le RMSE a été plus important pendant les perturbations magnétiques (AP), est demeuré élevé dans les 30 s après la perturbation (SP1), mais elle s'est stabilisée au niveau de base sans perturbations magnétiques après un délai de 30 s (SP2). Quelques méthodes de correction ont été évaluées sur l'axe longitudinal Y des membres inférieurs pendant des conditions de perturbations dynamiques et statiques. L'algorithme KiC a diminué l'erreur RMSE pour la cheville lors de perturbations magnétiques dynamiques, tandis que réinitialisation du filtre (RF) a réduit le RMSE pour la hanche après les perturbations magnétiques statiques.

Effet de la durée des perturbations

La durée des essais dans des conditions normales de laboratoire (SP0) a été associée à une augmentation de l'erreur des IMU (Bergamini *et al.*, 2014, Lebel *et al.*, 2015, Plamondon *et al.*, 2007, Robert-Lachaine *et al.*, 2017a). Cependant, l'ampleur de l'augmentation des erreurs RMSE de 30 s à 60 s (avec perturbations magnétiques) montre que cet effet est beaucoup plus prononcé lors de perturbations magnétiques. En général, une élévation constante du RMSE a été observée au fur et à mesure que la durée des perturbations magnétiques augmentait, tant pendant les perturbations (AP) que dans les zones sans perturbations (SP1 et SP2). Une tendance à la stabilisation du RMSE se produisait entre 120 et 240 secondes de perturbations magnétiques, en particulier pour les membres inférieurs, quoique l'erreur pour des perturbations magnétiques plus longues n'ait pas été appréciée.

Zone de perturbations

L'erreur de mesure des IMU en rapport avec l'exposition aux perturbations magnétiques est importante pour des collectes en entreprises, et cet aspect n'a pas été étudié précédemment. Comme prévu, un RMSE plus élevé a été observé pendant les périodes de perturbations magnétiques. Une fois ces perturbations terminées, le RMSE est quelque peu moindre, mais resté plus élevé dans la zone SP1 que lors d'essais sans perturbations. Après un délai de 30 secondes suivant les perturbations magnétiques dans un contexte dynamique (SP2), l'exactitude était près du niveau initial (SP0) pour toutes les durées. Cependant, un délai de 30 secondes n'était pas suffisant pour restaurer l'exactitude initiale (SP0) pour la hanche après de longues perturbations magnétiques statiques. Ces informations peuvent être utiles dans des applications pratiques lorsqu'un sujet est soumis à un environnement avec perturbations magnétiques. Cela pourrait aider à mieux identifier les zones temporelles pour lesquelles les données peuvent être analysées en toute confiance et à éliminer les données sur une étendue d'au moins 30 s lorsque les perturbations magnétiques durent trop longtemps. Dans ce dernier cas, une perte de 30 à 60 s des données est négligeable sur plusieurs heures d'enregistrement.

L'axe longitudinal

L'axe Y, qui représente l'axe longitudinal du segment ou l'axe vertical en position debout, était associé aux erreurs les plus élevées, comme mentionné précédemment dans des conditions de laboratoire normales (Plamondon *et al.*, 2007). Puisque les sujets étaient tous en position debout et exécutaient des tâches de manutention, l'axe Y était le plus souvent exposé aux perturbations magnétiques. Ces résultats sont conformes à une étude antérieure qui observait des erreurs supérieures dans des conditions de perturbations magnétiques sur le plan transverse (Palermo *et al.*, 2014b). De même, l'angle Y a souvent été considéré comme étant la plus grande source d'erreur due à la dérive gyroscopique (Bergamini *et al.*, 2014, Schiefer *et al.*, 2014).

Méthodes de corrections

Les différentes méthodes de correction testées pour pondérer l'erreur due aux perturbations magnétiques ont montré des résultats modestes. En général, ils ne pouvaient réduire le RMSE que dans des cas spécifiques. La méthode KiC2 est celle qui a le moins bien performé : elle a surtout augmenté de façon significative le niveau d'erreur RMSE pour toutes les articulations et dans toutes les conditions. La réinitialisation du filtre (RF) a réduit le RMSE de la hanche après des perturbations magnétiques dans un contexte statique, mais a augmenté le RMSE des trois articulations des membres inférieurs pendant les perturbations magnétiques en mouvement dynamique. Son utilisation peut être envisagée après de longues perturbations magnétiques statiques, mais ce n'est pas une méthode de correction appropriée pour toutes les conditions. Le KiC était la méthode la plus stable pour réduire l'erreur RMSE, en particulier pour la cheville pendant et après les perturbations magnétiques. Cependant, cette dernière méthode n'a pas permis de réduire l'erreur de mesure à la suite de longues perturbations magnétiques statiques. Il faut noter ici qu'un filtre de Kalman était appliqué par défaut (condition sans correction : SC) et que cet algorithme de fusion contribue à réduire les erreurs dues aux perturbations magnétiques (Bergamini *et al.* 2014). Par conséquent, des études supplémentaires restent nécessaires pour développer des méthodes de correction robustes capables de réduire les erreurs dues aux perturbations magnétiques sur toutes les articulations, et ce, dans des contextes de travail perturbés. Sinon, il faut envisager le moyen d'améliorer la performance des gyroscopes (en réduisant la dérive du senseur avec le temps) de manière à rendre inutile l'utilisation des magnétomètres.

Applications-terrains

Lors de collectes sur le terrain, les perturbations magnétiques doivent être évitées en visualisant la norme magnétique de différents senseurs. Cependant, des études en entreprise (Alvarez *et al.*, 2016, Labaj *et al.*, 2016, Ohlendorf *et al.*, 2015, Prairie et Corbeil, 2014, Schall *et al.*, 2016), indiquent que cette possibilité est irréaliste. Des solutions alternatives doivent être explorées pour la collecte et l'analyse des données. Les résultats de la présente étude indiquent qu'un délai de 30 secondes a permis aux IMU de revenir à une erreur de niveau acceptable proche de SP0 après avoir été soumis à des perturbations magnétiques en contexte dynamique de mouvement. Bien qu'il ne s'agisse que d'un minimum, un délai plus long n'offrirait probablement pas une plus grande exactitude. En se fondant sur une récente expérience vécue par la présente équipe de recherche sur le terrain avec des manutentionnaires, les perturbations magnétiques étaient surtout problématiques lors de l'utilisation du transpalette (durant sa conduite ou à proximité du

transpalette). Le protocole a été modifié pour introduire des pauses lorsque les travailleurs sortaient du transpalette, ce qui a eu pour effet de réduire l'effet des perturbations sur les données. Pour de futures applications, la gestion d'une quantité phénoménale de données deviendra un défi majeur. Il faudra trouver le moyen d'automatiser l'analyse des données pour discriminer ce qui est le plus pertinent et aussi pour déceler les portions de données affectées par des erreurs comme celles causées par les perturbations magnétiques.

Limites de l'étude

L'étude présente certaines limites. Les perturbations magnétiques appliquées au système IMU sont spécifiques aux conditions du laboratoire au regard des objets ferromagnétiques utilisés et de la proximité avec chaque IMU. Aucun champ magnétique n'a été généré; par conséquent, en présence d'outils ou de moteurs électriques, les résultats pourraient être très différents. Aussi, les conditions de perturbations magnétiques rencontrées sur le terrain ou dans d'autres contextes peuvent affecter différemment les IMU. Les résultats sont spécifiques au système Xsens, et les systèmes plus récents peuvent déjà avoir conçu de meilleurs (ou de moins bons) algorithmes de compensation pour les perturbations magnétiques.

7.5 Conclusion de la condition n° 3

En estimant la cinématique segmentaire au moyen d'IMU et en la comparant à un système optoélectronique comme référence, la présente étude cherchait à déterminer l'exactitude des IMU sous des conditions de perturbations magnétiques de différentes durées et dans des zones avec et sans perturbations magnétiques. Les résultats démontrent que la durée des perturbations magnétiques augmente le niveau d'erreur et qu'un délai d'au moins 30 s était nécessaire après une perturbation pour restaurer l'exactitude à un niveau proche d'une condition sans perturbations magnétiques. L'exactitude des IMU a été le plus affectée par des perturbations magnétiques de longue durée et sur l'axe Y vertical. En outre, quelques méthodes de correction conçues pour réduire l'erreur des perturbations magnétiques ont été testées; celles-ci ont corrigé de manière négligeable ou modeste les erreurs et les méthodes n'étaient pas assez stables sur les différentes conditions de perturbation.

Article publié

Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A. 2017c. Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement unit accuracy. *Applied Ergonomics* 63, 123-132.

8. PHASE EXPÉRIMENTALE EN ENTREPRISE

Les résultats des chapitres précédents ont démontré que le système de mesures Xsens parvenait à estimer une majorité des angles articulaires à l'intérieur d'une marge d'erreur acceptable (5°) pendant des tâches manutention. Les IMU, dans un environnement sans distorsion magnétique, ont donc le potentiel de suivre les mouvements des travailleurs lorsqu'ils accomplissent leurs tâches habituelles. Par contre, dans un environnement avec perturbations magnétiques, les erreurs de mesure augmentent, mais lorsque cessent les perturbations, le niveau d'erreur redevient acceptable après un délai de 30 s. Pour aider à contrôler ce problème, il est conseillé d'exiger du travailleur d'effectuer une pause statique de 2 s (pose-N) après une perturbation de manière à pouvoir effectuer des vérifications et de possibles corrections (au cas où les algorithmes de Xsens s'amélioreraient). De plus, une pause de 30 s est conseillée dans le cas de perturbations magnétiques majeures. Enfin, la Pose-T apparaît être la meilleure manière de calibrer le système Xsens.

Cette deuxième phase consistait à expérimenter le système de mesures auprès d'un groupe cible de manutentionnaires et à vérifier sa capacité à quantifier l'exposition physique des travailleurs. Elle visait également à mettre au point une stratégie d'échantillonnage pour optimiser la mesure de l'exposition physique.

8.1 Description de la tâche du manutentionnaire

La tâche du manutentionnaire (ou du préparateur de commandes) consiste généralement à rassembler les différents produits qui ont été commandés par les clients. À l'aide d'un système à commandes vocales ou d'une liste programmée de produits, il parcourt l'entrepôt avec un transpalette électrique en suivant un chemin prédéfini afin de rassembler sur une ou deux palettes les divers produits dont il a besoin pour compléter sa commande. Il s'assure que chacun des produits soit bien positionné sur la palette de manière à assurer sa stabilité et à ne pas les abîmer. Le nombre de produits par commande varie selon les besoins du client ainsi que le poids et la forme des différentes marchandises. Les caractéristiques des objets seront différentes si ceux-ci sont stockés dans un entrepôt de distribution alimentaire par rapport à ceux associés aux produits de quincaillerie. Une fois la commande complétée, le préparateur doit enrouler la ou les palette(s) d'un film plastique et placer le tout dans la zone de chargement pour être livré au client.

8.2 Participants

Les manutentionnaires ont été recrutés dans deux entreprises : l'une distribuant des produits alimentaires (E1) et l'autre des produits de quincaillerie (E2). Le recrutement des participants a été effectué en trois étapes. La première étape consistait à rencontrer les parties patronale et syndicale pour leur expliquer le projet. Après avoir obtenu leur accord, des dépliants d'information (annexe c) ont été distribués dans les deux entreprises visées (E1 et E2) et un kiosque a été monté pour fournir des explications supplémentaires aux travailleurs. Les travailleurs intéressés se manifestaient auprès de la partie patronale ou de la partie syndicale. Dix travailleurs (9 masculins, 1 féminin) ont été recrutés pour expérimenter le système de mesures. Le tableau 8.1 présente les caractéristiques anthropométriques des dix participants ainsi que le

nombre de fois qu'ils ont répété l'expérience. Aucun d'eux n'avait de problèmes de santé au moment de l'expérience.

8.3 Procédures expérimentales

8.3.1 Équipe

La cueillette de données en entreprise au moyen de nouveaux outils de mesure n'est pas une sinécure. L'équipe qui effectuait cette cueillette était composée de quatre personnes (figure 8.1). La première (P1) était responsable du fonctionnement du système de mesures Xsens et transmettait les instructions au participant. Le second (P2) avait pour tâche d'assister le responsable de Xsens et il devait souvent suivre le travailleur en le filmant avec une caméra vidéo. La troisième personne (P3) était chargée du bon fonctionnement du système d'acquisition que ce soit le système Xsens, l'ordinateur, les caméras vidéo, la tablette électronique et la synchronisation. La quatrième personne (P4) était principalement responsable du recrutement des participants et de l'organisation des collectes. Au minimum, deux personnes sont nécessaires pour suivre un participant dans une collecte.

Tableau 8.1 Données anthropométriques de dix sujets recrutés

Participant	Entreprise	Test	Commande/ test	Poids (kg)	Taille (cm)	Expérience
M1	E1	3	4	76,1	174	-
M2	E1	1	1	58,1	164	13
M3	E1	2	3	76,1	167	14
F4	E2	1	3	59,2	162	14
M5	E1	1	1	58,8	163	15
M6	E1	1	1	78,4	183	6,5
M7	E1	1	1	77,2	170	13
M8	E1	1	1	84,2	184	12
M9	E2	1	3	68,5	173	12
M10	E2	1	2	84,6	176	4
Moyenne				72,1 (10,3)	172 (7,8)	

Notes : M = Masculin; F = Féminin; E1-E2 = Entreprise n° 1 ou n° 2;



Figure 8.1 Équipe de recherche affectée à la majorité des collectes; absents de la photo : André Plamondon; Substituts : Cynthia Appleby, Hakim Mecheri.

8.3.2 Instrumentation

Une collecte pour les six premiers participants fut réalisée au moyen du système Xsens1 (MVN 3.5- senseur MTx1) et une autre collecte pour les quatre derniers avec le Xsens2 (MVN 4.3 - senseur MTx2). Le même système n'a pas été utilisé pour tous les sujets en raison d'une mise à jour de l'équipement qui a permis d'échanger le système acheté à la fin de 2014 contre une version 2015. Cette option était avantageuse, car elle permettait de tester ce nouveau modèle sur le terrain, et de le comparer avec l'ancienne version. L'exactitude du système Xsens2 a fait l'objet d'une validation sommaire (deux participants) en laboratoire dans les mêmes conditions que celles décrites au chapitre 6. Les deux participants recrutés avaient également participé à la validation du système Xsens1. L'erreur technologique RMSE sur les 3 axes et l'ensemble des articulations était de 1.8° (ET = $1,4^{\circ}$) et de $1,6^{\circ}$ (ET = $1,7^{\circ}$) respectivement pour le système Xsens1 et Xsens2. Une ANOVA à mesures répétées a indiqué que le système Xsens2 était significativement différent ($p = 0.045$) du Xsens1. Le système Xsens 2 devrait donc être sensiblement plus exact que son prédécesseur en entreprise. Les collectes nécessitaient entre autres l'usage d'un ordinateur portable (Elite 2170, Windows 7 Professional) ou une tablette électronique (Microsoft Surface Pro, Windows 10), un minimum de deux caméras vidéo et un chariot (ou voiturette de golf) pour transporter l'ordinateur et suivre le travailleur dans ses déplacements (figure 8.2).

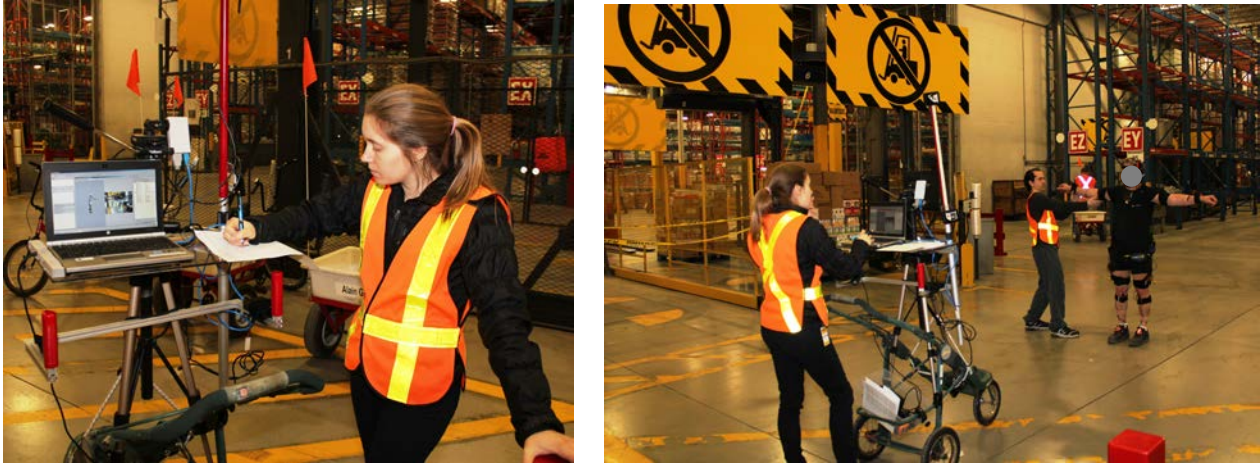


Figure 8.2 Illustrations des équipements nécessaires pour suivre les manutentionnaires lors d'une commande de produits.

8.3.3 Mesures

Toutes les mesures prises lors de cette phase ont été réalisées en entrepôt. Le participant volontaire était vêtu d'un short et d'un T-shirt. Il se présentait au lieu convenu pour signer le formulaire de consentement et répondre à deux questionnaires : le premier sur ses expériences passées et le second sur ses aptitudes physiques (QAAP : Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique). L'équipe s'assurait également qu'il n'avait pas de blessures physiques qui auraient pu restreindre ses activités de travail. Ensuite, dix mesures anthropométriques ont été effectuées sur le participant pour servir de données d'entrée au modèle biomécanique des deux systèmes Xsens. Après, 15 centrales inertielles (soit un capteur par segment) furent posées sur les segments suivants : bassin (1), sternum (1), tête (1), épaules (2), bras (2), avant-bras (2), cuisses (2), jambes (2), pieds (2). Les capteurs étaient fixés sur la peau au moyen de ruban gommé, de ruban élastique ou encore de survêtement spécialement conçu pour les maintenir en place (figure 8.3). Des lignes étaient tracées sur la peau pour vérifier, à la toute fin de la collecte, le déplacement des capteurs sur la peau. Le participant alors instrumenté était invité à effectuer différents mouvements pour s'assurer du placement adéquat des capteurs afin qu'ils ne lui nuisent pas. Une fois cette étape complétée, le travailleur se rendait en entrepôt pour chercher son transpalette et recevoir sa commande de produits à assembler sur ses deux (en général) palettes. Dans l'entreprise E1, les manutentionnaires étaient supervisés par un système de commande vocale, tandis que dans l'entreprise E2, les travailleurs suivaient une liste de produits programmés. Une copie de la commande était remise à l'équipe de recherche dans les deux situations pour faciliter l'analyse des données. Le tableau 8.2 décrit les différentes étapes de préparation du sujet avant la période de collecte de données. Aussi les annexes A et B fournissent les détails de la feuille de route ainsi que tout le matériel nécessaire aux collectes.

Tableau 8.2 Exemple type (3 mars 2016) des étapes nécessaires à la préparation du sujet avant la collecte

Heure	Type de préparation	Durée (min)
8 h 00	Préparation du matériel (Xsens - ordinateurs – fiches de consentement)	20
8 h 20	Rencontre avec le participant et habillage	14
8 h 34	Explication et signatures du document de consentement	4
8 h 38	Début des mesures anthropométriques	6
8 h 44	Début de l'installation des capteurs	27
9 h 11	Mise en fonction du système MVN et vérification des senseurs	6
9 h 17	Déplacement vers le lieu de collecte et calibrage en une pose-T	5
9 h 22	Réception de la commande de livraison et chargement des palettes	10
9 h 32	Début des collectes	
	Durée totale	1 h 32

8.3.4 Collecte

Le système Xsens était démarré plusieurs minutes avant une collecte afin de le stabiliser. Une étape obligatoire initiale pour chacune des commandes consistait pour le participant à adopter une posture de calibrage, la Pose-T. Celle-ci s'effectuait toujours dans une zone où le champ magnétique était minimal, généralement dans un espace libre (dans un rayon de 2 m) de tout objet métallique. Le logiciel de Xsens permettait aussi de vérifier que cette condition était respectée. Le sujet adoptait une pose-T guidé par P2 tel que défini à la section 5. Ce calibrage était immédiatement suivi d'une courte collecte dans la même posture pour s'assurer du bon fonctionnement du système. Au tout début de la commande, les instructions suivantes étaient données au participant :

- Vous faites comme d'habitude, sauf qu'à l'arrêt de votre transpalette pour un transfert de produits, vous devez :
 - descendre de votre transpalette, vous éloignez de celui-ci et rester en position debout droite, fixe, les bras le long du corps (pose-N statique) pendant 1-2 s;
 - commencer votre transfert à moins que P1 vous indique soit d'adopter une pose-T, soit de marcher dans une direction ou d'arrêter pour ajuster de l'équipement.
- Vous devez nous avertir si :
 - vous sentez qu'un des senseurs s'est déplacé ou encore qu'il nuit à vos gestes;
 - vous changez l'ordre de la commande.

Un minimum d'une commande par participant a été réalisé. Si le temps le permettait, une collecte pouvait s'étendre jusqu'à trois commandes (tableau 8.1). Deux manutentionnaires ont réalisé l'expérience à plus d'une reprise (M1 et M3).

À la fin de la collecte, le déplacement des senseurs était vérifié en estimant à l'aide d'un ruban à mesurer la distance entre le senseur et la ligne horizontale (ou verticale) tracée sur la peau au début de la séance expérimentale. Comme cette distance en mm était nulle en début de séance, celle résultante en fin de séance était attribuée à un déplacement du senseur sur la peau.

8.3.5 Traitement des données

Le traitement a été réalisé après la collecte de données. Il consistait à vérifier, dans un premier temps, la validité des mesures-terrains. Comme il n'y a pas de référence de mesure (par exemple un système Optotrak), une comparaison quantitative est difficile, par contre, il est possible qualitativement de comparer les mouvements segmentaires de l'avatar du logiciel de Xsens avec les images du participant captées par caméra vidéo. Une première étape consistait à identifier sur les bandes d'images vidéo l'instant exact de quatre phases importantes du travail : 1) le début de la pose-N après la descente du travailleur du transpalette et juste avant le transfert des caisses; 2) le début de la prise lorsque la boîte était entièrement supportée par les mains; 3) la fin de la prise (ou dépôt) lorsque la boîte n'était plus supportée par les mains; 4) le début du départ du transpalette (embarquement). Une fois connu, un agent de recherche comparait visuellement la différence de mouvement entre l'avatar et les images vidéo synchronisées, uniquement dans la séquence séparant la prise et le dépôt (figure 8.4). La différenciation entre les images vidéo et les données Xsens a été classifiée selon quatre catégories de qualité : 1) vert = similaire c'est-à-dire que l'avatar et l'image vidéo étaient identiques; 2) jaune = différence visuelle mineure sur un segment seulement; 3) orange = différence majeure sur un segment; 4) rouge = différence majeure sur plusieurs segments. Ainsi le vert et le jaune indiquent que les données recueillies dans cette séquence peuvent être considérées comme généralement valides. Inversement pour le rouge et l'orange, les données qui contiennent des écarts considérables avec les mouvements observés sur les images vidéo devraient être éliminées des analyses.

Tous les transferts de caisses entre la prise et le dépôt ont donc été analysés et classifiés selon le code de couleur défini. L'équipe de recherche a aussi cherché à connaître lesquels des segments corporels étaient les plus affectés par les erreurs de mesure. Un facteur pouvant amoindrir la qualité des résultats s'est révélé être le temps passé à conduire le transpalette. La qualité des données a fait l'objet d'une vérification afin de déterminer si elle était similaire entre des temps de conduite d'un transpalette de courte durée (moins de 10 s) et de longue durée (plus de 30 s).

Des données supplémentaires ont également été traitées. Chaque commande était accompagnée de la liste des produits à palettiser et fournissait la possibilité de connaître la masse et le format de chacun d'eux. De cette manière, l'équipe a pu estimer la charge cumulée de la commande, sa masse moyenne, maximale et minimale, et le moment de force externe à la prise de chacun des produits en combinant l'information du Xsens sur la position des mains et du dos (bras de levier mains-dos) et celle de la masse du produit.



A)

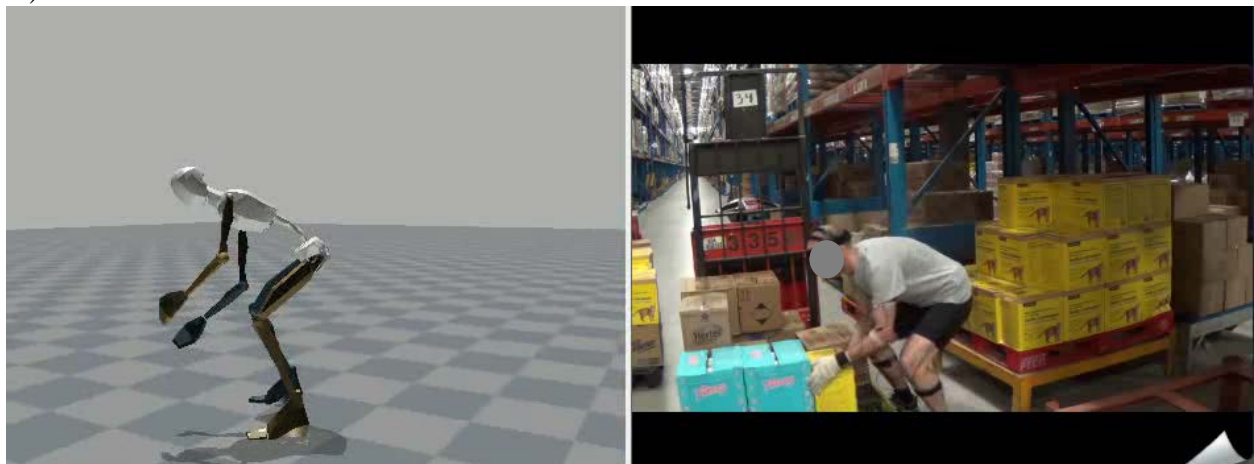


B)

Figure 8.3 Illustrations de deux manutentionnaires lors des collectes de données en entreprise; l'une avec le système A) Xsens1 (ancien) et l'autre le B) avec le Xsens2 (nouveau).



A)



B)

Figure 8.4 Illustrations de l'avatar de Xsens et de l'image vidéo correspondante : A) ancien système Xsens1; B) nouveau système Xsens2.

8.3.6 Tests statistiques

8.3.6.1 Statistiques descriptives

Les données collectées auprès de six participants dans le cadre régulier de leur travail en entreprise (E1) ont été analysées. Onze variables angulaires indépendantes ont été étudiées : l'inclinaison du tronc (1), la flexion lombaire (1), la torsion du dos (1), la flexion des hanches (2), la flexion des genoux (2), la flexion à l'épaule (2), la hauteur des mains (1) et la distance

horizontale des mains à l'articulation L5/S1. Un total de 4 468 observations pour chacune des variables indépendantes a été recueilli, soit une observation à la prise, une au dépôt, une reliée à la valeur maximale, et une dernière associée à la valeur minimale entre la prise et le dépôt pour 1 117 transferts de produits (uniquement des observations sans erreurs visibles). Des analyses descriptives (moyenne, écarts-types, tables de distribution de fréquence) ont été effectuées sur les valeurs angulaires. Aussi, la distance maximale de la boîte par rapport à l'articulation L5/S1 du dos a été estimée et celle-ci fut combinée à la masse du produit transféré a permis de calculer le moment externe statique par rapport à L5/S1. De plus, un test-t a été employé pour vérifier si le pourcentage de données erronées (conditions jaune, orange et rouge) lors d'une conduite sur un transpalette de plus de 30 s était différent d'une conduite de moins de 10 s.

8.3.6.2 Estimation des tailles d'échantillonnage

Des tests statistiques ont été menés afin d'estimer la taille d'échantillonnage qui assurera la puissance statistique nécessaire aux futures comparaisons impliquant un jeu de données collectées sur le terrain. Ainsi, le nombre requis d'essais journalier (intra-jour) et hebdomadaire (inter-jour) a été estimé ainsi que le nombre de participants nécessaires en se basant sur les données collectées auprès des six mêmes participants (voir section précédente). Un total de 4 468 observations pour chacune des variables indépendantes (11) a été recueilli pour 1 117 transferts de produits (uniquement des observations sans erreurs visibles). Le jeu de données est issu d'un *design* dit hiérarchique (imbriqué), avec effets de participants, et de commande. On observe plus d'une commande chez seulement 2 des 6 participants, ce qui oblige à considérer les deux effets (participants et commande) comme potentiellement confondus dans les analyses de composantes de variance. La particularité du jeu de données est de présenter, en plus de la corrélation intrasujets induite par le *design* hiérarchique, une composante de corrélation sérielle. En effet, la manutention d'objets de façon consécutive tend à donner lieu à des mesures d'angle qui se ressemblent davantage. Ces deux sources de corrélation doivent donc faire l'objet d'analyses distinctes.

L'intérêt des tests consiste à simuler différents effectifs selon le nombre de participants, le nombre de commandes et le nombre de produits (observations) par commande. Pour chaque mesure d'angle et pour chaque instant (prise, dépôt, max., min.), la performance des effectifs retenus est notée en fonction de la largeur du demi-intervalle de confiance pour la moyenne ainsi obtenue, divisée par la valeur de la moyenne. Il est su que l'intervalle de confiance pour la moyenne est fonction des composantes de variance estimées précédemment. Les valeurs ciblées pour ce demi-intervalle relatif sont de 0,2, 0,15 et 0,1 fois la valeur de la moyenne; par exemple, la cible de 0,2 correspond à une précision de l'estimation de la moyenne à plus ou moins 20 % de sa valeur. Idéalement, la meilleure précision (10 %) est recherchée. Dans les cas où la valeur de la moyenne se situe trop près de 0 (cas des min., par exemple), on a plutôt utilisé, en lieu d'une division par la valeur de la moyenne, une division par l'étendue interquartile des observations (hauteur de la boîte du Box-plot). Des analyses préliminaires ont permis de constater que des cibles de 0,4, 0,3, et 0,2 peuvent être considérées dans ce cas comme « à peu près » équivalentes aux cibles de 0,2, 0,15 et 0,1 citées ci-dessus dans les cas de division par la moyenne. Les intervalles sont tous calculés au niveau de confiance $1 - \alpha = .90$

En rapport avec la corrélation sérielle constatée sur les observations intracommandes (pour un même sujet), des simulations Monte-Carlo visent à établir à partir de quel espacement entre des

observations successives les données sont considérées à peu près indépendantes, auquel cas les calculs de la taille des échantillons faits précédemment sont valides. Le plan consiste, pour chaque mesure d'angle, pour chaque instant, à comparer la variance théorique à la variance Monte-Carlo obtenue pour les scénarios d'espacement de 1, 5, 10, 15, et 20 observations. Le jeu de données utilisé consiste en les 100 premières observations obtenues des participants 1, 2, 3 et 5. Il s'agit en fait des manutentionnaires pour lesquels la première commande est plus grande que 100 produits (observations). Il n'y a aucune autre considération de commande dans la simulation. Tous les scénarios sont calculés en fonction d'un effectif de 4 participants et de 5 observations par participants (pas plus de 5 observations pour satisfaire aux contraintes d'espacement allant jusqu'à 20 parmi les 100). Pour chaque mesure d'angle, pour chaque moment, pour chaque scénario d'espacement, les 4 participants sont échantillonnés de nouveau avec remplacement. Les observations d'un participant sont ensuite obtenues en tirant une première observation parmi les 100 (dans les limites requises) et en choisissant systématiquement les 4 suivantes selon l'espacement voulu. Pour chaque ré-échantillonnage Monte-Carlo, la valeur de la moyenne est calculée. L'horizon de simulation est fixé à 10 000 réplifications. La variance empirique (Monte-Carlo) pour un scénario d'espacement est la variance des 10,000 moyennes obtenues par simulation.

8.4 Résultats

Les résultats sont présentés dans trois sous-sections : la première (sous-section 4.4.1) concerne la qualité des données, la seconde (sous-section 4.4.2) donne un aperçu des résultats cinématiques obtenus et la dernière (sous-section 4.4.3) concerne la stratégie d'échantillonnage.

8.4.1 Qualité des données

La différence visuelle de mouvement entre l'avatar et les images vidéo est présentée au tableau 8.3 et, sur un total de 2 298 observations (transferts), 1 568 soit 67 % du total ont été jugées de catégorie verte, c'est-à-dire présentant des différences minimales. Dans 20 % des observations (catégorie jaune), des différences mineures ont été observées et, enfin, sur le 12 % restant (catégorie orange et rouge), ce sont des différences majeures qui ont été décelées. Les données identifiées des catégories orange et rouge ne devraient pas être conservées pour analyse. La liste des segments les plus souvent affectés par des erreurs de mesure est présentée au tableau 8.4. En général, ce sont les jambes et le segment tronc/bassin qui étaient le plus sujets à subir des erreurs. On peut également constater que lorsque des différences majeures sont observées (condition rouge), c'est le corps entier qui apparaît affecté (44 observations).

Tableau 8.3 Différence visuelle de mouvement entre l'avatar et les images vidéo

Couleur	Nombre d'observations	% du total
Vert	1568	68
Jaune	466	20
Orange	160	7
Rouge	104	5
Total	2298	100

Tableau 8.4 Liste des segments affectés par les erreurs de mesure observées (n)

Segment	Jaune	Orange	Rouge
Autre	57	13	0
Bras+ avant-bras	6	2	4
Corps entier	6	8	44
Épaules	8	9	11
Cuisses+Jambes	106	41	15
Pieds	36	1	0
Tête	60	7	3
Tronc +bassin	187	79	27
Total	466	160	104

Il est probable qu'une partie des erreurs a pu être causée par le déplacement des senseurs sur la peau durant la collecte. Le tableau 8.5 montre que la fixation des repères aux bras, avant-bras et cuisses était beaucoup plus difficile pour le Xsens1.

Tableau 8.5 Déplacements des senseurs sur la peau lors des collectes en entreprise

Sujet		Mesure de déplacement (mm)							
		Avant-bras		Bras		Cuisse		Jambe	
		Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Xsens1	1-c1	↓ 2		↓ 6	↓ 7 RI 4		↓ 14	↓ 10	
	1-c2								
	2	↓ 1 RE 5	↓ 2 RE 2	↓ 1		↓ 3 RI 4	↓ 11 RI 8		
	3-c1	↓ 4 RE 4		↓ 1			↓ 33 RE 7	↓ 13 RE 39	
	4								
	1-c3	↓ 2 RE 2		↓ 12		↓ 8	↓ 5 RI 3		
	1-c4					↓ 3	↓ 2		
	5	↓ 10	↓ 2				↓ 6	↓ 35	
	3-c2					↓ 22 RI 10	↓ 33 RE 13		
Xsens2	6					↓ 2 RI 3			
	7					↓ 3			
	8								
	9	Senseur instable mal fixé sur la scapula gauche							
	10	Senseur décollé du sacrum, mais a été soutenu par la ceinture.							

Note : ↓ 1 = marqueur glisse vers le bas de 1 mm; RE 5 = marqueurs tourne vers l'extérieur de 5 mm; RI 4 = marqueur tourne vers l'intérieur de 4 mm; **1-c1** signifie : 1= numéro du sujet; c1 = première commande; c2 = deuxième commande

Il est apparu assez tôt dans les analyses que le temps de conduite du transpalette avait un effet sur l'erreur de mesure. Pour tester cette hypothèse, le nombre d'erreurs a été comptabilisé pour une condition dans laquelle un manutentionnaire demeurait plus de 30 s sur son transpalette, et une autre, quand il demeurait moins de 10 s. Le tableau 8.6 fait référence à ces résultats. Ainsi, 170 fois un manutentionnaire est demeuré plus de 30 s sur sa transpalette et 105 erreurs de mesure (catégories : rouge, orange et jaune) ont été observées, soit sur 62 % du temps. Pour la condition de moins de 10 s, elle est survenue à 412 reprises et des erreurs de mesure se sont produites dans 105 cas, soit sur 25 % du temps. Un test « t » a démontré que la différence relative (%) entre les deux conditions était significative ($p > .05$) et que la conduite d'un transpalette sur de plus de 30 s générait plus d'erreurs de mesure.

Deux systèmes de mesures Xsens ont été évalués sur le terrain. Comme les conditions d'utilisation étaient différentes d'un sujet à l'autre, ainsi que d'une entreprise à l'autre, il est difficile de recommander l'utilisation du plus récent (Xsens2) ou du plus âgé (Xsens1). Les résultats du tableau 8.6 montrent que, sur le plan du pourcentage d'erreurs, les deux systèmes étaient relativement comparables, soit autour de 60 % d'erreurs pour plus de 30 s sur le transpalette et de 25 % pour moins de 10 s. Donc, l'hypothèse que les deux systèmes étaient

relativement semblables en matière d'exactitude se vérifie. Pour ce qui concerne le temps à recouvrer des perturbations magnétiques, il était difficile de l'estimer, car les travailleurs étaient le plus souvent du temps de retour sur le transpalette avant même la récupération complète des données.

Tableau 8.6 Nombre d'erreurs observées lorsqu'un manutentionnaire demeurait sur son transpalette plus de 30 s ou moins de 10 s

Sujet	N ^{bre} cas > 30 s	Nombre d'erreurs dû à >30 s						N ^{bre} cas < 10 s	Nombre d'erreurs dû à < 10 s					
		Total %	Rouge	Orange	Jaune	Total %	Rouge		Orange	Jaune				
Xsens 1	1-c1	8	7	88	1	3	3	61	16	26		4	12	
	1-c2	3	0	0				7	1	14			1	
	2	22	15	68	4	7	4	24	4	17	1	1	2	
	3	13	10	77	4	4	2	55	13	24	1	7	5	
	4-c1	17	12	71	10	2		2	0	0				
	4-c2	13	9	69	4	2	3	8	1	13		1		
	4-c3	12	11	92	7	4		2	0	0				
	1-c3	12	5	42	1		4	60	15	25			15	
	1-c4	2	1	50		1		5	3	60	1		2	
	5	2	1	50		1		17	2	12		1	1	
	3-c2	6	1	17			1	28	10	36		5	5	
	3-c3	1	0	0				3	1	33			1	
	6	4	0	0				46	17	37	2	3	12	
	Xsens 2	7	8	3	38	1		2	53	10	19			10
8		1	0	0				20	4	20			4	
9-c1		7	7	99	1	6		4	0	0				
9-c2		4	0	0				2	0	0				
9-c3		13	12	92	4	5	3	5	4	80	2		2	
10-c1		4	1	25			1	5	3	60			3	
10-c2		18	10	56		2	8	5	1	20			1	
Total	170	105	62	37	37	31	412	105	25	7	22	76		
Xsens 1	115	72	63	31	24	17	318	83	26	5	22	56		
Xsens 2	55	33	60	6	13	14	94	22	23	2	0	20		

8.4.2 Quelques résultats cinématiques

En premier lieu, il est intéressant de dresser un sommaire du type commande effectué par les dix participants. Le tableau 8.7 présente ces informations.

Tableau 8.7 Tableau descriptif des types de commandes et de la durée des différentes phases pour les 20 commandes réalisées par les 10 participants

Sujet	CUM (kg)	Moy (kg)	Max (kg)	Min (kg)	Nombre transfert	Durée C totale	Durée C T-Palette	Durée C transfert	Temps transfert
1-c1	---	---	---	---	229	1:07:37	0:18:33	0:12:11	00:03.2
1-c2	91	5,1	10,4	1,4	20	0:07:59	0:04:14	0:00:54	00:02.6
2	1199	7,9	22,3	0,4	154	1:07:09	0:35:02	0:07:50	00:03.0
3-c1	2169	10,7	26,5	1,4	204	1:06:31	0:25:26	0:10:56	00:03.2
4-c1	524	8,3	22,7	0,3	62	0:39:25	0:23:18	0:03:20	00:03.2
4-c2	1602	9,8	22,6	0,6	163	0:44:30	0:17:59	0:06:23	00:02.3
4-c3	828	14,3	27,9	1,0	59	0:23:01	0:14:47	0:02:05	00:02.1
1-c3	1662	7,5	21,8	0,5	221	0:19:56	0:31:54	0:11:56	00:03.2
1-c4	1275	8,4	18,8	3,3	149	0:26:53	0:03:13	0:05:06	00:02.0
5	678	8,9	18,7	0,5	76	0:21:05	0:05:55	0:03:31	00:02.8
3-c2	2407	9,8	25,6	2,3	245	1:00:35	0:16:59	0:11:59	00:02.9
3-c3	189	4,2	6,8	3,4	45	0:07:02	0:01:53	0:01:49	00:02.4
6	2281	11,9	25,6	0,7	191	0:44:41	0:16:13	0:07:21	00:02.3
7	1893	8,9	21,9	0,5	207	0:39:56	0:26:47	0:12:46	00:03.6
8	705	11,2	25,5	0,3	63	0:14:00	0:09:21	0:02:47	00:02.6
9-c1	168	3,9	10,0	0,8	43	0:18:49	0:10:17	0:01:50	00:02.6
9-c2	61	3,2	8,1	0,5	19	0:08:29	0:04:23	0:00:59	00:03.1
9-c3	357	9,2	20,5	0,4	39	0:25:04	0:14:54	0:02:15	00:03.5
10-c1	76	3,5	8,7	0,7	22	0:09:53	0:05:42	0:01:25	00:03.8
10-c2	814	9,4	29,0	1,1	87	0:31:57	0:24:01	0:05:08	00:03.5
Moy T	999	8,2	19,7	1,0	115	0:32:14	0:15:33	0:05:37	00:02.9
ET	799	3,0	7,2	0,9	80	0:20:39	0:09:55	0:04:15	00:00.5

Note : Moy T = moyenne et écart-type (ET) des 20 commandes (c1-c2-c3); CUM = charge cumulée des produits pour une commande; Moy = Masse moyenne des produits; Max= Masse maximale transférée; Min= Masse minimale transférée; Durées : HH:MM:SS; Durée C totale = Durée cumulée totale de la commande; Durée C T-palette = Durée cumulée sur le transpalette; Durée cumulée de transfert des caisses; Temps transfert (MM:SS) = Temps moyen de transfert de caisse; **En Gras** = valeur maximale et valeur minimale. Les données 1-c1 (sujet1 commande 1) n'ont pas pu être compilées, car la feuille de commande a été perdue.

La charge cumulée en moyenne avoisinait une tonne métrique (999 kg), mais elle pouvait atteindre jusqu'à 2,4 tonnes. La charge moyenne se situait autour de 8,2 kg, mais elle pouvait varier entre 0,3 kg et 29 kg. En moyenne, 115 transferts de produits ont été réalisés, une commande durait 32 min, dont 15 min sur le transpalette et 5 min 30 s en transfert de caisses. Enfin, comme on peut le constater facilement, il existe, d'une commande à l'autre, une très grande variabilité dans les données, mais étonnamment la durée moyenne de transfert est relativement constante, soit autour de 2,9 s, avec un écart-type de seulement 0,5 s.

Le tableau 8.8 présente quelques résultats cinématiques et, plus spécifiquement, la valeur maximale angulaire sur plusieurs articulations obtenue lors du transfert des produits du lieu de stockage à la palette. Par exemple, on peut constater qu'un total de 787 observations, soit plus de

70 % des transferts, s'est effectué avec un angle supérieur à 30° d'inclinaison du tronc. En ce qui concerne la torsion au dos, 96 % des observations ont été inférieures à 15°.

Tableau 8.8 Nombre d'observations (n= 1117) recueillies dans chacune des catégories d'angles de flexion et de torsion maximales au dos et au genou

Angles	Inclinaison tronc		Flexion lombaire		Torsion*		Flexion genou droit		Flexion genou gauche	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0 à 15°	92	8	180	16	1069	96	17	2	8	1
15 à 30°	238	21	626	56	48	4	88	8	54	5
30 à 45°	263	24	311	28			117	10	110	10
45 à 60°	227	20					191	17	158	14
60 à 75°	159	14					402	36	319	28
75 à 90°	95	9					152	14	197	18
> 90°	43	4					150	13	271	24
Total	1117	100	1117	100	1117	100	1117	100	1117	100

* Pour la torsion, les valeurs des côtés droit et gauche ont été combinées

Heureusement, seulement 4 % des observations ont conduit à des torsions du tronc au-delà de 15°. Enfin, on peut voir que 27% et 42% des observations étaient supérieures à 75° d'angle pour respectivement le genou droit et le genou gauche.

Une donnée intéressante, qui apparaissait possible à établir au début des mesures prises sur le terrain, est l'estimation du moment externe exercé au dos. Deux éléments essentiels étaient nécessaires à cette mesure : la distance de la boîte par rapport à L5/S1 et sa masse. La première est disponible dans les données de sortie du logiciel de Xsens en formulant l'hypothèse selon laquelle la position d'une boîte se situe approximativement au milieu d'une droite reliant les deux poignets. La seconde, soit le poids (mg) du produit, figure dans la liste de commande du manutentionnaire. En combinant les deux éléments à l'instant où le bras de levier est maximal durant le transfert d'une caisse, une approximation du moment (externe) statique maximale peut être obtenue. La figure 8.5 donne un aperçu des valeurs de moments externes obtenues. Par exemple, 60 % des moments observés (559) se situaient sous la barre des 50 Nm et seulement 3 % (31) au-dessus de 100 Nm. La liste des produits du premier sujet n'étant pas accessible, 16 % des observations (sur les 1 117 observations) étaient manquantes et n'ont pas été comptabilisées.

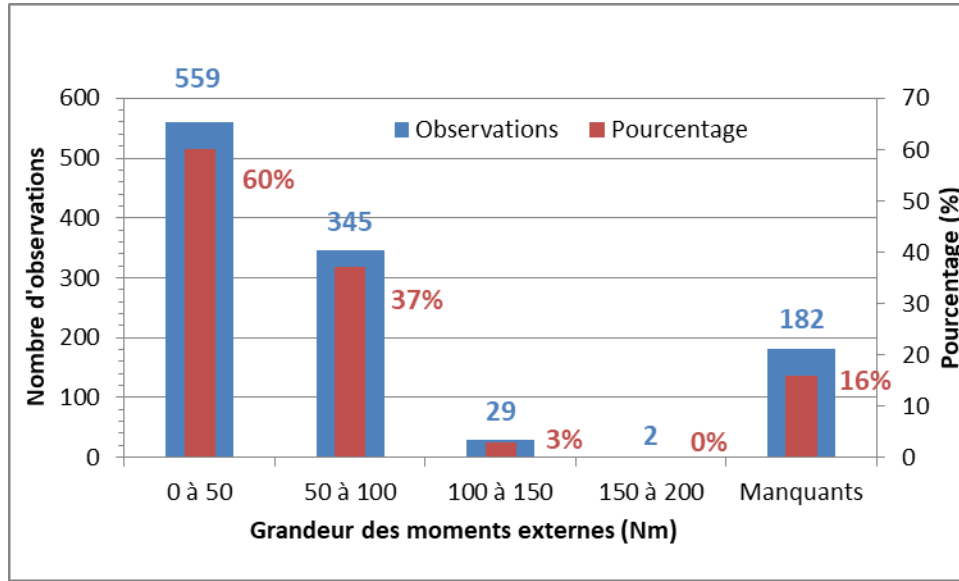


Figure 8.5 Grandeurs des moments de forces externes observés, n=1 117 (moins 182 manquants).

8.4.3 Stratégies d'échantillonnage

Les tableaux qui suivent (tableau 8.9 au tableau 8.13) servent à déterminer les conditions d'échantillonnage requises (nombre de sujets, de commandes (par sujet) et nombre de produits) pour obtenir une précision d'estimation de la moyenne spécifiée. Comme mentionné ci-dessus, les cibles considérées sont fixées à 20 %, 15 % et 10 % de la valeur de la moyenne, ou de manière analogue dans le cas des minimums et de la variable torsion, à 40 %, 30 % et 20 % (en fonction de l'étendue interquartile). Idéalement on recherche la meilleure précision (10 %) en fonction du nombre de sujets, de commandes et de produits. Plusieurs types de combinaisons qui pourraient aboutir aux mêmes valeurs de précisions sont possibles. Il s'agissait avant tout ici de dresser un portrait global de la situation d'une mesure d'angle à l'autre, d'un instant à l'autre. Aussi, dans le but de cerner le mieux possible les valeurs cibles, la variable « nombre de produits » a été utilisée comme paramètre plus souvent qu'à son tour. Par exemple au tableau 8.9 pour l'inclinaison du tronc en prise, on obtient une précision de 20,6 % pour une combinaison de « 5 sujets, 2 commandes, 50 produits par commande ». Une simulation supplémentaire nous a montré qu'un effectif différent soit « 5 sujets, 2 commandes par sujet, 10 produits par commande » nous donne quand même une précision de 21.8 %. Cet effet de glissière ne concerne que la variable « nombre de produits ».

Les conditions d'échantillonnage pour une précision s'étendant de 10 % à 40 % autour de la moyenne avec un minimum de participants sont présentées du tableau 8.9 au tableau 8.13 pour respectivement l'inclinaison du tronc, la flexion lombaire, la flexion des genoux droit et gauche, et la torsion du tronc. Comme attendu, plus le nombre de sujets, de commandes et de produits est élevé plus la précision est grande. Par exemple, pour l'inclinaison du tronc (tableau 8.9), une précision sur la moyenne de 20 % à la prise nécessite la combinaison de « 5 sujets x 2 commandes par sujet x 50 produits par commande ». Par contre, une précision de 10 % exige le

respect des paramètres suivants : « 21 sujets x 2 commandes par sujet x 50 objets par commande ». Les résultats peuvent différer quelque peu si la variable est prélevée à la prise ou au dépôt, ou encore s'il s'agit d'une valeur maximale ou minimale. Souvent, la valeur maximale nécessite moins de sujets pour obtenir la même précision. Par exemple, pour la flexion lombaire, une précision de 10 % sur la valeur maximale peut requérir « 5 sujets x 2 commandes par sujet x 25 produits par commande », par contre la valeur minimale nécessite un grand nombre de sujets et est beaucoup moins précise (elle atteint souvent à peine 20 %). Il existe une variabilité importante entre les articulations comme celles entre les genoux droit et gauche (tableau 8.11 et tableau 8.12).

Une composante importante de la variabilité du contexte de travail concerne le type de produits à manutentionner. Ainsi, la variabilité est plus faible lorsque les mêmes boîtes de biscuits « *Oreo* » sont transférées successivement à 25 reprises par rapport à des produits variés (boissons gazeuses, boîtes de conserve, chips) situés à différentes stations et transférés à seulement une seule reprise. Des simulations Monte-Carlo visent à établir à partir de quel espacement entre des observations successives les données sont considérées à peu près indépendantes, auquel cas les calculs de la taille des échantillons effectués précédemment sont valides. Le tableau 8.14 fait donc référence aux espacements qu'il faut respecter pour favoriser un échantillonnage indépendant. Généralement, après cinq échantillons, on se rapproche beaucoup de la variance théorique à cibler. Par exemple, sur les 25 boîtes de biscuits « *Oreo* » transférées, avec un espacement de 5 boîtes, seulement six d'entre elles (1, 6, 11, 16, 21, 25^e) fournissent véritablement de nouvelles informations indépendantes. Il faudrait alors prévoir 5 fois plus de produits indiqués plus haut, car seulement une observation (ou produit) sur cinq est considérée comme indépendante.

**Tableau 8.9 Conditions d'échantillonnage de la variable d'inclinaison du tronc
pour une précision s'étendant de 10 à 40 %**

Prise				Max.			
n Sujet	n Com	n Produit	%	n Sujet	n Com	n Produit	%
5	2	50	20,6	5	2	20	20,0
7	1	50	20,5	6	1	11	20,0
8	4	25	14,8	9	2	20	15,0
10	2	25	14,9	9	1	40	15,0
14	1	25	14,9	20	3	20	10,0
19	3	50	9,8	20	2	20	10,0
21	2	50	10,0	20	1	40	10,0
Dépôt				Min.			
3	4	25	19,6	3	2	12	40,0
5	2	40	19,9	5	1	9	40,0
6	3	50	15,0	5	2	15	30,0
9	2	25	15,1	8	1	15	29,2
17	1	25	15,1	6	1	50	30,9
14	3	25	10,2	10	2	50	20,0
21	2	25	10,0	15	1	50	19,5

Note : nSujet : nombre de sujets; nCom : nombre de commandes; nProduits : nombre de produits par commande;
% : Précision obtenue autour de la moyenne.

**Tableau 8.10 Conditions d'échantillonnage de la variable de flexion lombaire du tronc
pour une précision s'étendant de 10 à 40 %**

Prise				Max.			
n Sujet	n Com	n Produit	%	n Sujet	n Com	n Produit	%
3	1	15	20,3	2	2	3	20,5
2	2	15	19,7	2	1	10	20,7
3	2	50	14,9	2	2	50	14,8
5	1	25	14,9	3	1	50	14,7
6	1	10	15,2	4	1	9	14,9
7	2	50	9,8	5	2	25	9,7
10	1	50	10,1	7	1	25	10,0
Dépôt				Min.			
3	2	15	20,0	3	2	25	43,7
6	1	15	20,0	6	1	25	39,1
5	2	25	15,0	6	2	25	31,0
5	2	75	14,3	10	1	25	30,2
9	1	75	14,7	15	2	25	19,6
10	2	75	10,1	25	1	25	19,1
19	1	75	10,0	22	1	100	19,8

Tableau 8.11 Conditions d'échantillonnage de la variable de flexion du genou droit pour une précision s'étendant de 10 à 40 %

Prise				Max.			
n Sujet	n Com	n Produit	%	n Sujet	n Com	n Produit	%
15	2	25	20,2	4	2	2	20,9
18	1	25	19,8	7	1	2	20,2
25	4	50	14,9	5	2	10	15,0
24	4	100	15,2	7	1	10	15,0
27	2	50	14,8	6	1	50	14,9
56	3	50	10,1	10	2	50	10,0
66	1	50	10,1	13	1	50	10,1
Dépôt				Min.			
12	2	50	20,5	5	2	10	40,0
17	1	50	19,6	7	1	10	41,0
20	3	50	15,1	9	2	10	29,8
24	2	50	14,5	14	1	10	29,3
29	1	50	15,0	12	1	50	29,5
45	3	50	10,1	18	2	50	20,0
65	1	50	10,0	26	1	50	20,0

Tableau 8.12 Conditions d'échantillonnage de la variable de flexion du genou gauche pour une précision s'étendant de 10 à 40 %

Prise				Max.			
n Sujet	n Com	n Produit	%	n Sujet	n Com	n Produit	%
4	1	25	19,6				
2	2	25	20,6				
3	2	75	14,9	1	1	8	15,0
5	1	100	15,0				
7	1	25	14,8				
7	3	15	10,3	1	2	12	10,0
12	1	60	10,0	2	1	12	10,0
Dépôt				Min.			
3	2	25	19,8	3	2	30	40,2
6	1	25	19,8	6	1	30	40,2
5	2	30	14,9	6	2	20	29,3
10	1	30	14,9	9	1	100	31,4
8	1	75	15,3	10	1	50	30,3
9	2	75	10,2	11	2	50	20,5
19	1	75	9,9	22	1	50	20,5

**Tableau 8.13 Conditions d'échantillonnage de la variable de torsion du tronc
pour une précision s'étendant de 20 à 40 %**

Prise				Max.			
n Sujet	n Com	n Produit	%	n Sujet	n Com	n Produit	%
3	2	25	43,2	3	2	50	40,7
7	1	25	40,0	6	1	50	40,7
6	2	25	30,5	5	2	50	31,5
12	1	25	30,5	10	1	50	31,5
14	2	25	20,0	12	2	50	20,4
28	1	25	20,0	24	1	50	20,4
28	1	10	20,3	24	1	100	20,3
Dépôt				Min.			
3	2	50	40,7	3	2	50	41,5
6	1	50	40,7	6	1	50	41,5
5	2	50	31,6	6	2	50	29,3
10	1	50	31,6	12	1	50	29,3
12	2	50	20,3	6	4	30	20,8
24	1	50	20,3	12	2	30	20,8
24	1	10	20,8	24	1	30	20,8

Tableau 8.14 Simulation Monte-Carlo pour les variables inclinaison du tronc, flexion lombaire, flexion des genoux droit et gauche et torsion du tronc

Inclinaison tronc				
Espacement	Prise	Dépôt	Max.	Min.
1	83	50	76	7
5	82	28	59	6
10	73	22	60	5
15	66	19	57	5
20	62	13	44	4
Théorique	79	20	62	6
Flexion lombaire				
1	12	11	10	6
5	9	8	7	5
10	9	7	7	5
15	8	7	7	5
20	9	6	7	5
Théorique	11	8	9	6
Genou droit				
1	146	114	91	13
5	116	57	77	12
10	114	52	77	13
15	120	42	83	12
20	119	54	85	12
Théorique	143	65	98	15
Genou gauche				
1	109	90	53	6
5	68	49	31	6
10	66	42	34	6
15	70	30	44	6
20	62	36	35	6
Théorique	74	39	41	6
Torsion				
1	10	9	9	10
5	8	8	8	8
10	9	8	8	8
15	9	8	8	8
20	8	8	8	9
Théorique	11	10	10	11

8.5 Discussion

8.5.1 Qualité des données

Sur l'ensemble des observations évaluées, 68 % de celles-ci ont été jugées comme acceptables, c'est-à-dire que l'avatar de Xsens se conformait à l'image du participant capté sur bande vidéo. Ce résultat peut apparaître décevant, car 30 % des données ont dû être rejetées. Toutefois, dès le départ de cette série de collectes en entreprise, la perte d'une partie des données était anticipée en raison de la présence de fortes perturbations du champ magnétique, surtout celles en provenance du transpalette. Par conséquent, le nombre d'observations acceptables s'est révélé supérieur à ce qui était attendu et il pourrait être même supérieur à 85 % si certaines erreurs de catégorie jaune avaient été corrigées. La tête est un bon exemple, car pour certains participants, elle était déviée dans une même direction de manière constante. Il est possible que ces manutentionnaires aient déplacé (après le calibrage) de manière involontaire et malgré les consignes, le bandeau servant de support au capteur de la tête, ce qui a occasionné un biais systématique dans les données. Ce type d'erreur touche généralement un segment particulier (tête, bras, avant-bras, jambe, cuisse) dont le capteur fixé sur la peau s'est déplacé durant la commande (voir tableau 8.5). De temps en temps, le travailleur s'apercevait du problème et un ajustement au système de fixation soit du câblage ou du capteur était apporté (figure 8.6). Dans de rares cas, un nouveau calibrage du système était effectué.



Figure 8.6 Exemple du type d'ajustement du système de câblage durant la collecte.

Un avantage du système Xsens2 (plus récent) sur le système Xsens1 : les capteurs sont beaucoup plus petits et plus faciles à fixer et donc les déplacements sur la peau sont beaucoup moins fréquents (tableau 8.5). Les capteurs sans câble (Système Awinda de Xsens) sont encore moins contraignants pour le travailleur, mais la transmission des données n'est pas encore à toute épreuve. Aussi, il n'est pas possible de savoir si le système plus récent (Xsens2) a mieux performé que l'ancien. Tout au plus, il apparaît que, d'après le tableau 8.6, les deux systèmes semblent donner des résultats relativement similaires.

Il est clair que la plupart des perturbations magnétiques dans l'entrepôt se produisaient lorsque le travailleur conduisait son transpalette ou travaillait à proximité de celui-ci. Les erreurs observées sur l'avatar de Xsens étaient d'ailleurs significativement plus nombreuses lorsque le temps que le travailleur passait sur son transpalette était supérieur à 30 s par rapport à celles relevées si la période était de moins de 10 s (tableau 8.6). Encore une fois, ce résultat n'était pas étonnant, car dans l'étude précédente (section 7), plus le temps d'exposition des capteurs à une perturbation était élevé, plus l'erreur de mesure augmentait, même lorsque la perturbation n'était plus présente. Ce n'est qu'après 30 s de mouvement sans perturbations que l'erreur des capteurs s'estompait (voir chapitre 7). Une tendance similaire a été notée sur le terrain, mais, dans certaines circonstances, le temps de récupération des capteurs aux perturbations semblait même être plus élevé que 30 s. Une hypothèse plausible concerne non seulement la durée d'exposition, mais également l'intensité de ces perturbations : ainsi, un transpalette ne dévie pas seulement le champ magnétique terrestre, mais amplifie le champ magnétique local, ce qui pourrait prolonger le temps de récupération du filtre Kalman (de se refaire une histoire) et donc des capteurs. À quelques reprises, après la sortie du travailleur du transpalette, la seule façon de réduire la déformation de l'avatar (visible en temps réel sur le moniteur de l'ordinateur) était de prolonger la durée de récupération des capteurs en faisant marcher le travailleur sur plusieurs mètres.

Comme indiqué dans la section précédente, une difficulté majeure liée aux perturbations magnétiques est de déterminer le moment lors duquel les résultats redeviennent valides après cette perturbation. Il n'est pas utile, dans un premier temps, de s'intéresser au mouvement capté dans un environnement magnétique pour la simple raison que les erreurs de mesures peuvent être trop élevées dans ces circonstances. Ces séquences de mouvements doivent être éliminées surtout qu'en majorité, dans le contexte de notre étude, elles se déroulent pendant la conduite du transpalette, là où la manutention est inexistante. C'est lorsque le travailleur quitte le transpalette et manutentionne des objets qu'il est essentiel de vérifier l'exactitude des données. Il est clair que le fait de rester plus de 30 s sur le transpalette est une indication d'une erreur de mesure élevée. Toutefois, le fait de rester plus de 30 s sur le transpalette ne se traduit pas systématiquement par une erreur de mesure : environ 38 % des observations ont été jugées acceptables. Cette incertitude est problématique, car elle ne permet pas d'automatiser le processus. Il serait plus simple et certainement plus rapide, par exemple, d'éliminer toutes les données recueillies dans les 30 s après que le travailleur soit descendu du transpalette. Bien que cette possibilité existe, un effet collatéral pourrait annuler 38 % des observations acceptables. De plus, cette façon de faire ne garantit en rien que cette erreur ne se prolonge pas après le délai de 30 s. Inversement, il convient d'établir s'il est approprié de conserver l'ensemble des données lorsque le travailleur demeure moins de 10 s sur son transpalette. Au tableau 8.6, on observe que 25 % des observations ont été jugées inacceptables, mais 76 % d'entre elles figuraient dans la catégorie jaune. La question n'est pas simple, mais elle vaut la peine d'être formulée : le fait de devoir tout

vérifier compromet partiellement l'avantage d'utiliser ce type d'instrumentation sur le terrain. Cette vérification exige du temps qui, normalement avec ce type d'instrumentation, pourrait être investi ailleurs. D'ici quelques années, l'effet des perturbations magnétiques sur les senseurs devrait disparaître ou être contrebalancé. Toutefois d'ici là, il est recommandé de procéder à une vérification des données, tout en considérant les coûts-bénéfices à l'utilisation de cette nouvelle technologie.

8.5.2 Résultats cinématiques

Il est intéressant de porter un regard à la quantité des données qui ont pu être collectées avec l'instrumentation proposée. D'abord, une mise en garde s'impose : les données recueillies ne s'appliquent qu'à un petit échantillonnage de ce qui se fait en entreprise chez une dizaine de manutentionnaires. De plus, lors des collectes, les travailleurs étaient fréquemment dérangés dans leur routine pour respecter certaines consignes (par exemple le « pose N de 1-2 s » à la sortie du transpalette) qui leur étaient imposées. Par conséquent, la prudence est de mise dans l'interprétation de ces données cinématiques et celles-ci ne seront donc pas discutées ici. Considérant cet aspect, il est possible d'affirmer qu'un système tel que le XSens (combiné à d'autres sources d'information) a permis (et permettra) de faire des avancées majeures sur l'exposition physique des travailleurs en entreprise. En premier lieu, toute la cinématique du corps entier est maintenant disponible avec un niveau d'exactitude qui se rapproche beaucoup de celui obtenu du laboratoire (voir Chapitre 6). Les quelques résultats présentés ci-dessus (tableau 8.8) ne représentent qu'un très faible échantillon de tout ce qui pourrait être présenté sur le plan des déplacements, de la vélocité et de l'accélération des segments (articulations) du corps entier. En matière cinématique, il n'a jamais été possible de se rendre aussi loin dans les analyses de mouvement des travailleurs en entreprise. Auparavant, ce type d'analyse n'était envisageable qu'à partir d'observations sur bande vidéo : un inconvénient des méthodes d'observation découle de la résolution qui est trop faible pour être utile à décrire avec exactitude la posture (Li et Buckle, 1999). Par exemple, pour des observations d'activités telles que marcher, s'asseoir, s'agenouiller ou s'accroupir, la fidélité entre évaluateurs est bonne, mais pour des observations de mouvement de flexion avant du tronc, des erreurs de 5 à 10° doivent être considérées comme acceptables et des erreurs beaucoup plus élevées peuvent survenir pour les flexions latérales ou encore les torsions du tronc (Kilbom, 1994). Il faut aussi considérer le désavantage de devoir tout quantifier les données d'observations manuellement, ce qui exige un investissement important en temps. Par ailleurs, il n'est pas possible d'affirmer que l'utilisation d'un système inertiel est moins coûteuse en matière de temps de traitement en raison des vérifications nécessaires pour éliminer les erreurs causées par les perturbations magnétiques; par contre, ce système a l'avantage d'être beaucoup plus précis et exact que les méthodes d'observation et de fournir des informations cinématiques supplémentaires (vitesses, accélérations).

Lorsque les résultats du système Xsens sont combinés avec des observations vidéo, il devient possible de bonifier les informations collectées telles que celles définies au tableau 8.7. Ces données fournissent des informations essentielles sur la durée d'exposition des travailleurs au regard de différentes tâches. Ce type d'information ne pourrait être colligé en utilisant uniquement l'avatar de Xsens, quoique ce logiciel de traitement permette d'intégrer des données vidéo. Celles-ci sont indispensables pour bien comprendre le contexte de travail et bien évaluer les contraintes du travail.

D'autres données ont également pu être extraites des collectes. Chaque commande était accompagnée de la liste des produits à palettiser; il était donc possible de connaître la masse des produits transférés. Ces données ont permis d'estimer avec facilité la charge cumulée de la commande; les poids moyen, maximal, et minimal des commandes; et, plus intéressant encore, le moment de force externe maximal en L5/S1 de chacun des produits (figure 8.5) en combinant l'information du Xsens sur la position des mains et du dos (bras de levier mains-dos) et avec celle du poids du produit. Ce type d'information a permis cette fois d'obtenir des informations essentielles sur l'intensité et la fréquence de l'exposition physique des travailleurs. Récemment, van der Beek *et al.*, (2013) indiquaient que beaucoup d'information obtenue à partir des listes de commandes des produits peut être utile : combinée à un système de mesures comme Xsens, cette liste de commande constitue un atout majeur. D'autre part, seulement le moment externe de la charge a été estimé, mais en calculant le moment du tronc exercé à la prise (information facilement disponible avec Xsens), il serait possible de fournir un estimé du moment net à l'articulation L5/S1, et également un estimé des forces de compression et de cisaillement à L5/S1 au moyen d'équations de régression telles que disponible dans l'étude de Arjmand *et al.* (2012).

8.5.3 Stratégies d'échantillonnage

Plusieurs tableaux (tableau 8.9 au tableau 8.13) présentent les conditions d'échantillonnage requises (nombre de sujets, de commandes [sujet] et nombre de produits) pour obtenir une estimation de la moyenne dont la précision varie entre 10 et 40 %. Comme il fallait s'y attendre, plus le nombre de sujets, de commandes par sujet et de produits par commande augmente, plus la précision s'améliore. Les résultats peuvent varier selon que la variable soit prélevée à la prise ou au dépôt, ou encore s'il s'agit d'une valeur maximale ou minimale. Il existe aussi une forte variabilité entre les différentes articulations. Une difficulté majeure existe : il est ardu d'atteindre le nombre de sujets prescrits soit pour des raisons financières, matérielles ou temporelles, ou encore pour des contraintes liées au milieu de travail (objectif de production).

Les analyses consistaient à savoir à partir de quel espacement entre des observations successives les données sont considérées à peu près indépendantes. Des simulations ultérieures ont montré que pour un nombre de produits à échantillonner par commande, la variance estimée d'un espacement 5 est une borne supérieure sur la variance calculée sur toutes les observations. Par exemple, pour la variable torsion en prise, un jeu de données composé de « 4 sujets, 1 commande par sujet et 61 produits par commande » donne une variance de la moyenne d'espacement 5 (13 produits, espacement de 5) de 7,51, alors que la variance de même coût sur l'ensemble des données (61 produits consécutifs) est de 7,37. L'information des 61 produits n'apporte donc rien de plus que celle avec un espacement de 5 (13 des 61 produits). Puisque la formule de calcul de la variance s'applique à des données exemptes de corrélations sérielles (soit un transfert de produits distincts), la démarche à suivre consiste donc à prendre effectivement comme référence 5 fois plus d'observations requises.

En bref, ce type d'analyse sera utile pour mieux préparer les prochaines collectes et à s'assurer d'un échantillonnage adéquat. Des compromis devront toutefois être trouvés entre le fait d'obtenir des données de très grande précision (avec le nombre de sujets prescrits) et ce que la recherche en termes de coûts-bénéfices permet de réaliser sur le terrain. De façon réaliste, il est permis d'anticiper qu'un projet de recherche auquel participent une quinzaine de travailleurs

volontaires qui effectuent une commande de 100 produits (en considérant un espacement de 5 produits) serait suffisant pour avoir une précision de 15 % et moins autour de la moyenne d'une valeur maximale de l'inclinaison du tronc et de la flexion lombaire. En ce qui concerne la flexion des genoux, la grandeur de l'échantillonnage est moins claire et il faudra d'autres mesures.

8.6 Limites de l'étude

Le fait que les résultats ne s'appliquent que pour le système de mesures Xsens représente une limite majeure de cette étude. La compagnie qui a conçu ce logiciel œuvre dans le domaine des senseurs inertiels depuis 2005 et possède une vaste expertise. Ses senseurs sont considérés comme fournissant des résultats les plus exacts par rapport à ceux de deux autres modèles (Lebel *et al.* 2013). De ce fait, Xsens possède un avantage technique sur ses concurrents (de plus en plus nombreux). Toutefois, l'achat d'autres systèmes inertiels étant exclu en raison des coûts substantiels qu'il aurait fallu assumer, il devenait impossible de déterminer si ces autres systèmes se comportaient de manière identique à ceux de Xsens. D'autre part, deux systèmes de mesure Xsens (Xsens1 et Xsens2) ont été utilisés et chacun d'eux génère une erreur de mesure relativement du même ordre, et ce, malgré que le plus récent modèle semblait être plus exact (voir sous-section 8.3.2). Il appert que cette situation n'a joué aucun rôle significatif sur le plan des résultats. Toutefois, il n'a pas été possible, comme ce fut le cas en laboratoire, de quantifier le niveau d'erreur des deux systèmes en entreprise ni de déterminer l'axe sur lequel ces erreurs étaient les plus importantes. L'équipe était restreinte à une analyse qualitative qui comporte à bien des regards des faiblesses. Par exemple, la clarté de l'image vidéo ou l'angle de la caméra vidéo n'était pas adéquat, ce qui a affecté la qualité d'observation entre l'image du sujet et l'avatar de Xsens et a certainement généré des erreurs dans ces cas.

Les résultats de cette étude sont clairement dépendants des conditions environnementales présentes au sein des deux entreprises visitées. Comme le niveau des perturbations magnétiques peut varier considérablement d'un milieu à l'autre et que ce niveau est directement responsable de la majorité des erreurs observées, il y a lieu de ne pas accorder une importance démesurée au fait que 30 % des données ont été rejetées. Par exemple, dans le cas d'un travailleur qui consacre la majorité de son temps sur un transpalette, ou encore qui manipule fréquemment des outils électriques, le pourcentage de données rejetées pourrait facilement se situer au-delà du 30 % observé. D'un autre côté, le pourcentage d'erreur sera beaucoup plus faible pour un postier qui effectue la majorité de son travail de livraison à pied et à l'extérieur.

Une autre limite importante concerne la stratégie d'échantillonnage. Celle-ci est basée sur un petit échantillon de travailleurs. Les résultats ne peuvent être transférés à d'autres entreprises. D'autres collectes seraient nécessaires pour vérifier si les stratégies proposées peuvent s'appliquer à d'autres milieux de travail.

Enfin, les travailleurs étaient fréquemment dérangés dans leur routine ne serait-ce que pour respecter certaines consignes (par exemple les pauses statiques à la sortie du transpalette) qui leur étaient imposées. Par conséquent, il faut être prudent dans l'interprétation de ces données et ne pas les considérer comme étant représentatives du terrain. D'autres études s'avèrent nécessaires pour obtenir un portrait plus précis de l'exposition physique de ces travailleurs.

8.7 Conclusion

Il est désormais possible d'effectuer des mesures cinématiques de travailleurs en entreprise et d'obtenir un niveau d'erreur acceptable. Combinée à des observations sur bandes vidéo et à la liste de commandes des produits manutentionnés, cette cinématique du corps entier rend possible l'estimation de l'exposition physique des manutentionnaires. Tout n'est cependant pas parfait en raison de fortes perturbations magnétiques provenant en majeure partie du transpalette. Ces perturbations ont engendré des erreurs de mesure pour approximativement 30 % des données qui ont dû être soit éliminées, soit corrigées. Ce désavantage restreint considérablement l'efficacité du système en augmentant les coûts associés à la vérification des données. Les premières études en entreprise avec des travailleurs portant des senseurs inertiels devront donc prendre en compte cette difficulté et procéder ultérieurement à des vérifications pour s'assurer que les données traitées ne soient pas corrompues.

9. DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet visait à répondre à deux questions, dont la première consistait à savoir s'il est concevable d'estimer quantitativement l'exposition physique des manutentionnaires sur le terrain. La réponse à cette question est importante, notamment s'il s'agit d'évaluer les effets d'une démarche de prévention ayant comme objectif une diminution de l'exposition physique chez les manutentionnaires.

À cette première question, la réponse est affirmative, mais il faut y apporter des nuances. Comme expliqué à la sous-section 3.1, l'exposition physique ne se résume pas en une ou deux variables mécaniques (cinématique ou cinétique) et physiologiques (fréquence cardiaque, fatigue musculaire, etc.). Il est donc impossible de pouvoir tout mesurer; selon le type de travail, certaines mesures seront priorisées par rapport à d'autres. Par exemple, en manutention, les variables relatives à la posture et aux forces au dos seront privilégiées par rapport à celles qui concernent les chevilles. Aussi, l'axe de flexion/extension devrait être favorisé étant donné la très grande amplitude de mouvement qui généralement l'affecte. Cependant il a été possible dans la présente étude d'avoir un ensemble de variables cinématique (posture) et cinétique (moment externe) qui fournisse un bon aperçu du niveau d'exposition au dos des travailleurs.

Les effets d'une démarche de prévention pourraient donc être évalués en fonction de certaines mesures d'exposition. Par exemple, sur la base de l'étude de Plamondon *et al.* (2012) réalisée en laboratoire, il a été possible de quantifier l'effet d'une élévation de la hauteur des caisses sur la posture des manutentionnaires en utilisant uniquement la cinématique segmentaire. Comme les senseurs inertiels ont atteint un niveau d'exactitude suffisant pour fournir ce type d'information, une démarche de prévention visant à élever du sol la hauteur des produits d'une alvéole (baie) d'entreposage serait très certainement quantifiable sur le terrain. Toutefois, ce ne sont pas encore toutes les démarches de prévention qui pourraient être évaluées en fonction des variables nécessaires à quantifier cette démarche d'intervention. Pour l'épaule, par exemple, l'évaluation serait plus complexe, car les avancées technologiques ne permettent pas encore de déterminer la contribution de l'omoplate (cinématique), même en utilisant des senseurs inertiels. Sur le plan des forces au niveau de l'épaule, des dynamomètres aux mains sont nécessaires, ce qui n'est pas encore réalisable sur le terrain. De plus, des essais ont été effectués pour évaluer les forces aux pieds avec des semelles de pression : les résultats ont été très décevants. Par conséquent, il est possible de mesurer certains aspects spécifiques de l'exposition physique, mais d'autres développements technologiques demeurent nécessaires.

L'hypothèse de recherche liée à la première question consistait à vérifier que « le système de mesures sera capable d'estimer un ensemble de variables d'exposition physique de manière suffisamment précise pour détecter les changements dans des niveaux d'exposition variés ». Les réponses ci-dessus permettent d'affirmer que cette hypothèse est valide même s'il n'a pas été possible de vérifier directement des changements dans des niveaux d'exposition sur le terrain. Il était prévu, au tout début des collectes d'affecter les manutentionnaires à des situations de travail exigeantes (à un niveau d'exposition élevée : charges lourdes au sol – fréquence de manutention élevée) et à des stations faciles (charges légères à hauteur de hanche- fréquence normale) pour contraster l'exposition et détecter les changements. Très rapidement, il a fallu se rendre à l'évidence qu'il était préférable que les manutentionnaires effectuent leur routine normale pour

des questions de temps et d'efficacité. De prime abord, il était difficile d'exiger de la part de l'entreprise de prévoir (pour tous les participants) ces deux types de stations. Par ailleurs, selon les études antérieures effectuées en laboratoire, il ne fait pas de doute que le système de mesures est capable de détecter des changements dans des niveaux d'exposition.

La seconde question – *Comment s'y prendre pour évaluer les effets d'une démarche de prévention visant une diminution de l'exposition physique ?* – visait à mettre au point une stratégie d'échantillonnage pour optimiser la mesure de l'exposition physique de manutentionnaires sur le terrain. En réalité, la stratégie d'échantillonnage n'était qu'un élément du *comment s'y prendre*, la démarche était aussi importante et elle a été décrite dans la sous-section 8.3, ainsi que dans les trois annexes (annexes A, B et C). Par contre, le temps nécessaire au recrutement des sujets en entreprise constitue une difficulté non négligeable, car beaucoup d'énergie est consacrée à rencontrer les directions d'entreprises, à les convaincre de l'importance que ces travaux peuvent représenter pour elles, et à attendre les opportunités pour effectuer les collectes. C'est ce dernier facteur qui provoque le plus d'incertitude et entraîne des délais. Il y a lieu d'améliorer les stratégies d'action à ce sujet en prévision des prochaines collectes-terrains. En ce qui concerne les stratégies d'échantillonnage, les informations recueillies à ce sujet permettront de mieux planifier les collectes de données sur le terrain. Par exemple, le simple fait de savoir qu'il est important de diversifier le nombre de produits, plutôt que la quantité du même produit (espacement de 5 produits) est une information cruciale pour les futures collectes.

L'avantage indéniable du système de mesures basé sur des centrales inertielles se situe sur les plans de la précision, de l'exactitude, de l'objectivité et de l'obtention d'un profil cinématique 3D complet. Parmi les autres avantages, celui de diminuer le temps de traitement des données est un des plus importants. À la différence des tâches enregistrées sur bandes vidéo pour lesquelles le traitement exige de quantifier manuellement (par exemple) un très grand nombre de postures, un système comme celui de Xsens évite un tel traitement. Toutefois, la réalité est un peu plus nuancée. Ainsi, dans un premier temps, il a fallu déterminer manuellement les zones (événements) de sortie et d'entrée du transpalette ainsi que celles de prise et de dépôt des boîtes de plus de 2 298 observations sur bande vidéo. Une partie de ce travail avait été effectuée lors des collectes au moyen d'une tablette numérique sur laquelle on indiquait le passage à ces zones. Or, il s'est avéré que ces événements enregistrés n'étaient pas suffisamment précis pour être utiles. Par exemple, un transfert de caisse durait en moyenne 3 s, mais un événement relevé et inscrit sur la tablette en entreprise, comme la prise de la charge, était décalé de 0,5 s et constituait une erreur majeure. Il a donc fallu reprendre toutes les observations avec la précision vidéo (30 images/s) pour corriger l'erreur, ce qui a nécessité beaucoup de temps. Il est projeté d'améliorer la manière d'identifier les événements sur la tablette numérique, puis d'automatiser la vérification des données. Malgré cela, il faudra très prochainement être en mesure de traiter des heures de collectes; des algorithmes d'identification d'événements ou de reconnaissance de formes (*pattern recognition*) seront essentiels pour être en mesure de maximiser les coûts/bénéfices des systèmes de mesures-terrains comme celui utilisé dans cette étude. En attendant, bien que les séances de saisie sur le terrain nécessitent du temps de traitement pour vérifier et structurer les données, elles permettent de disposer en bout de piste d'une information quantitative beaucoup plus exacte et précise qu'auparavant.

Au regard des avancées technologiques, deux modèles du système Xsens ont été utilisés entre le début et la fin de ce projet (3 ans). La vitesse avec laquelle ses systèmes se développent est phénoménale et les applications multiples. La présente équipe de recherche a été l'un des premiers groupes de scientifiques au début des années 2000 à exploiter les senseurs inertiels en concevant un prototype (Plamondon *et al.*, 2007). Le développement d'une telle technologie n'est plus réaliste considérant les coûts de développement et d'expertise qu'elle nécessite. L'effet des perturbations magnétiques, sources majeures d'erreurs il y a à peine 5 ans, s'est considérablement réduit avec le développement de filtres numériques plus robustes et de meilleurs senseurs. Il n'y a pas de doute que, d'ici quelques années, cette technologie soit encore plus performante et que d'autres technologies s'intéressant aux forces (cinétique) puissent compléter les outils de mesure de l'exposition physique. Les perspectives de ce type d'instrument de mesure sont nombreuses. Il sera possible, par exemple, de quantifier les effets d'une intervention ergonomique qui vise une réduction de l'exposition physique. Ainsi, des travailleurs novices en formation pourraient recevoir des rétroactions sur leur façon de réaliser leurs tâches et être suivi dans leur parcours de formation. Enfin, il sera plus facile de quantifier la dose-réponse pour contribuer à l'élaboration de nouvelles normes de SST.

10. CONCLUSION GÉNÉRALE

Un système de mesures et une stratégie d'échantillonnage permettant de quantifier l'exposition physique des manutentionnaires ont été testés dans le cadre de cette étude. La première partie du projet consistait initialement à déterminer les variables qui contribuaient de manière significative à l'exposition physique et qui pouvaient être utiles à l'évaluation d'une stratégie intégrée de prévention en manutention (SIPM). La seconde partie consistait à évaluer en laboratoire un système de mesures basé sur des senseurs inertiels (IMU : système Xsens). Plusieurs composantes importantes de ce système ont été évaluées dont les effets de différentes poses de calibrage et l'influence sur l'exactitude de mesure d'un milieu « sans » et « avec » perturbations magnétiques. Les différences observées entre un système composé d'IMU et un système optoélectronique (Optotrak) ont été principalement causées par le type de modèle biomécanique utilisé dans les deux systèmes. L'erreur attribuable uniquement à la technologie (IMU vs Optotrak) reste inférieure à 5° et le coefficient de fidélité moyen inférieur à 10°. Enfin, la majorité des angles articulaires sont restés à l'intérieur d'un seuil acceptable de 5° d'erreurs pendant les tâches manutention en laboratoire.

La deuxième partie du projet consistait à évaluer le système de mesures en entreprise. Dix travailleurs (9 masculins, 1 féminin) ont été recrutés pour l'expérimentation. Tous ont effectué au minimum une commande de produits (en moyenne 115 produits) d'une durée moyenne de 32 min. Une comparaison qualitative a été réalisée entre les mouvements segmentaires de l'avatar du logiciel de Xsens et les images du participant captées par caméra vidéo. Sur l'ensemble des observations évaluées (total = 2 298 observations), 68 % de celles-ci ont été jugées comme acceptables, c'est-à-dire que l'avatar de Xsens se conformait à l'image du participant captée sur bande vidéo. La majorité des erreurs était liée aux perturbations magnétiques en provenance du transpalette, mais il demeure concevable d'effectuer des mesures cinématiques de travailleurs en entreprise avec un niveau d'erreur acceptable. Aussi, lorsque cette cinématique du corps entier est combinée à d'autres informations disponibles dans l'entreprise, comme la liste des commandes sur laquelle figure le poids des produits manutentionnés, il est alors possible d'estimer le chargement au dos. L'ensemble de ces mesures rend maintenant possible l'estimation de l'exposition physique des manutentionnaires.

Enfin, une stratégie d'échantillonnage qui sera utile pour optimiser les prochaines collectes et s'assurer d'un échantillonnage adéquat. Des compromis devront toutefois être trouvés entre la recherche d'une très grande précision des données (avec le nombre de sujets prescrits) et ce que la réalité en termes de coûts-bénéfices permet d'obtenir sur le terrain.

Les perspectives d'utilisation de ce type d'instrument de mesure sont nombreuses. Il sera possible, par exemple, de quantifier les effets d'une intervention ergonomique qui vise une réduction de l'exposition physique. Des travailleurs novices en formation pourraient recevoir des rétroactions sur leur façon de réaliser leurs tâches et être suivi dans leur parcours de formation. Enfin, il sera plus facile de quantifier la dose-réponse pour soutenir les décideurs dans l'élaboration de nouvelles normes sécuritaires.

BIBLIOGRAPHIE

- Alvarez, D., Alvarez, J.C., Gonzalez, R.C., Lopez, A.M., 2016. Upper limb joint angle measurement in occupational health. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 19, 159-170.
- An K.N., Chao E.Y.S., 1991. Kinematic analysis. In: An KN, Berger RA, Cooney WP III (eds) Biomechanics of the wrist joint. Springer, New York, pp 21–36
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C., Parnianpour, M., 2011. Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. *Journal of Biomechanics* 44, 84-91.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., Lariviere, C., 2012. Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon.)* 27, 537-544.
- Ayoub, M.M., Dempsey, P.G., Karwowski, W., 1997. Manual Materials handling. In: Salvendy, G. (Ed.), Handbook of Human Factors and Ergonomics. Wiley interscience, Toronto, pp. 1085-1123.
- Bergamini, E., Ligorio, G., Summa, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., Sabatini, A.M., 2014. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Basel)* 14, 18625-18649.
- Bernard, B.P., 1997. Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A critical review of epidemiological evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. In: NIOSH (Ed.), pp. (1-1)-(7-16).
- Bhattacharya, A., Warren, J., Teuschler, J., Dimov, M., Medvedovic, M., Lemasters, G., 1999. Development and evaluation of a microprocessor-based ergonomic dosimeter for evaluating carpentry tasks. *Applied Ergonomics* 30, 543-553.
- Bland, J.M., Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 327 (8476), 307-310.
- Bouchard, D.R., Trudeau, F., 2007. Reliability of the assessment of the oxygen/heart rate relationship during a workday. *Applied Ergonomics* 38, 491-497.
- Bouchard, D.R., Trudeau, F., 2008. Estimation of energy expenditure in a work environment: Comparison of accelerometry and oxygen consumption/heart rate regression. *Ergonomics* 51, 663-670.
- Boucher, A., Duguay, P., 2016. Lésions professionnelles acceptées qui sont des TMS reliés à la manutention, Québec, 2010 à 2014. Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), Direction scientifique - Groupe connaissance et surveillance statistique.
- Bouvier, B., Duprey, S., Claudon, L., Dumas, R., Savescu, A., 2015. Upper Limb Kinematics Using Inertial and Magnetic Sensors: Comparison of Sensor-to-Segment Calibrations. *Sensors (Basel)* 15, 18813-18833.
- Brodie, M.A., Walmsley, A., Page, W., 2008. Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Comput.Methods Biomech Biomed Engin.* 11, 235-242.

Burdorf, A., Sorock, G., 1997. Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scand.J.Work Environ.Health* 23, 243-256.

Burdorf, A., Rossignol, M., Fathallah, F.A., Snook, S.H., Herrick, R.F., 1997. Challenges in Assessing Risk Factors in Epidemiologic Studies on Back Disorders. *American Journal of Industrial Medicine* 32, 142-152.

Burdorf, A., van der Beek, A. J., 1999. Exposure assessment strategies for work-related risk factors for musculoskeletal disorders. *Scand.J.Work Environ.Health* 25, 25-30.

Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U.D., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics* 10, 171-178.

Chaffin, D.B., Andersson, G.B., Martin, B.J., 2006. Occupational Biomechanics (4 ed). Toronto: John Wiley & Sons, Inc.

Chao, E.Y., 1978. Experimental methods for biomechanical measurements of joint kinematic. In Feinberg, B.N. & Fleming, D.G. (Eds.), CRC Handbook for engineering in Medicine and Biology Vol.1. (pp. 385-411). Cleveland: CRC Press, Inc.

Clemes, S.A., Haslam, C.O., Haslam, R.A., 2010. What constitutes effective manual handling training? A systematic review. *Occup Med (Lond)* 60, 101-107.

Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., Kenney, L., Howard, D., 2009. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics* 42, 2678-2685.

Corbeil, P., Plamondon, A., Tremblay, A., Prairie, J., Larouche, D., Hegg-Deloye, S., 2017. Mesure de l'exposition du technicien ambulancier paramédical aux facteurs de risque de troubles musculosquelettiques, Institut Robert-Sauvé en Santé et en sécurité du travail (IRSST), R-944, p. 107.

Cuesta-Vargas, A.I., Galan-Mercant, A., Williams, J.M., 2010. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev* 15, 462-473.

Cutti, A.G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., Ferrari, A., 2010. 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing* 48, 17-25.

Cutti, A.G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., Sacchetti, R., 2008. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing* 46, 169-178.

da Costa, B.R., Vieira, E.R., 2010. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med* 53, 285-323.

Delisle, A., Plamondon, A., Gagnon, D., Larivière, C., Thénault, F., Michaud, F., Rouat, J., 2016. Estimation du chargement au dos : Développement d'une méthode ambulatoire intégrant la cinématique du dos et de l'électromyographie. Rapport R-904, Montréal, Canada., Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), pp.39.

Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21, 226-237.

Dempsey, P.G., Ciriello, V.M., Maikala, R.V., O'Brien, N.V., 2008. Oxygen consumption prediction models for individual and combination materials handling tasks. *Ergonomics* 51, 1776-1789.

Denis, D., Lortie, M., St-Vincent, M., Gonella, M., Plamondon, A., Delisle, A., Tardif, J., 2011. Programme de formation participative en manutention manuelle. Fondements théoriques et approche proposée. Institut Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST), Québec, Canada, pp. 1-130.

de Vries, W.H.K., Veeger, H.E.J., Baten, C.T.M., van der Helm, F.C.T., 2009. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait & posture* 29, 535-541.

de Vries, W.H.K., Veeger, H.E., Cutti, J.A.G. Baten, C., van der Helm, F.C.T., 2010. Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems. *Journal of Biomechanics*, 43, 1983-1988.

El-Gohary, M., McNames, J., 2012. Shoulder and Elbow Joint Angle Tracking With Inertial Sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59, 2635-2641.

El-Zayat, B.F., Efe, T., Heidrich, A., Anetsmann, R., Timmesfeld, N., Fuchs-Winkelmann, S., Schofer, M.D., 2013. Objective assessment, repeatability, and agreement of shoulder ROM with a 3D gyroscope. *BMC Musculoskelet Disord* 14 (72), 1-7.

Faber, G.S., Kingma, I., Martin Schepers, H., Veltink, P.H., van Dieen, Y.H., 2010a. Determination of joint moments with instrumented force shoes in a variety of tasks. *Journal of Biomechanics* 43, 2848-2854.

Faber, G. S., Kingma, I., van Dieen, Y.H., 2010b. Bottom-up estimation of joint moments during manual lifting using orientation sensors instead of position sensors. *Journal of Biomechanics* 43, 1432-1436.

Faber, G.S., Chang, C.C., Kingma, I., Dennerlein, J.T., van Dieën, J.H., 2016. Estimating 3D L5/S1 moments and ground reaction forces during trunk bending using a full-body ambulatory inertial motion capture system. *Journal of Biomechanics* 49, 904-912.

Fantozzi, S., Giovanardi, A., Magalhaes, F.A., Di Michele, R., Cortesi, M., Gatta, G., 2015. Assessment of three-dimensional joint kinematics of the upper limb during simulated swimming using wearable inertial-magnetic measurement units. *Journal of sports sciences* 34, 1073-1080.

Fathallah, F.A., Marras, W.S., Parnianpour, M., Granata, K.P., 1997. Method for Measuring External Spinal Loads During Unconstrained Free-Dynamic Lifting. *Journal of Biomechanics* 30, 975-978.

Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B.M., De Guise, J.A., Aminian, K. 2009. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 42, 2330-2335.

- Ferguson, S.A., Marras, W.S., 1997. A Literature-Review of Low-Back Disorder Surveillance Measures and Risk-Factors. *Clinical Biomechanics* 12, 211-226.
- Ferrari, A., Cutti, A.G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., Davalli, A., 2010. First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing* 48, 1-15.
- Frank, J.W., Kerr, M.S., Brooker, A.S., Demaio, S.E., Maetzel, A., Shannon, H.S., Sullivan, T.J., Norman, R.W., Wells, R.P., 1996. Disability resulting from occupational low back pain. Part I: What do we know about primary prevention? A review of the scientific evidence on prevention before disability begins. *Spine* 21, 2908-2917.
- Galinski, D., Dehez, B., 2012. Evaluation of initialization procedures for estimating upper limb kinematics with MARG sensors. *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Roma, Italy*. June 24-27.
- Gagnon, M., 2003. The efficacy of training for three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics* 18, 601-611.
- Gamage, S.S., Lasenby, J., 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of biomechanics* 35, 87-93.
- Godwin, A., Agnew, M., Stevenson, J., 2009. Accuracy of inertial motion sensors in static, quasistatic, and complex dynamic motion. *Journal of biomechanical engineering* 131, 114501.
- Hansson, G.-A., Balogh, I., Byström, J., Ohlsson, K., Nordander, C., Asterland, P., Sjolander, S., Rylander, L., Winkel, J., Skerfving, S., 2001. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. *Scand J Work Environ Health* 27(1), 30-40.
- Harrington, M.E., Zavatsky, A.B., Lawson, S.E., Yuan, Z., Theologis, T.N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of biomechanics* 40, 595-602.
- Hebert, L.J., Moffet, H., McFadyen, B.J., St-Vincent, G., 2000. A method of measuring three-dimensional scapular attitudes using the Optotrak probing system. *Clinical Biomechanics* 15, 1-8.
- Jonsson, P., Johnson, P.W., 2001. Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. *Applied Ergonomics* 32, 599-607.
- Kainz, H., Carty, C.P., Modenese, L., Boyd, R.N., Lloyd, D.G., 2015. Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: a systematic review. *Clinical biomechanics* 30, 319-329.
- Kilbom, A., 1994. Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders - what information can be obtained from systematic observations? *Scand J Work Environ Health*, 20, 30-45.
- Kim, S., Nussbaum, M.A., 2013. Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics* 56, 314-326.
- Kuiper, J.I., Burdorf, A., Verbeek, J.H.A.M., Frings-Dresen, M.H.W., van der Beek, A.J., Viikari-Juntura, E.R.A., 1999. Epidemiologic evidence on manual materials handling as a risk

factor for back disorders: a systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics* 24, 389-404.

Kun, L., Inoue, Y., Shibata, K., Enguo, C., 2011. Ambulatory estimation of knee-joint kinematics in anatomical coordinate system using accelerometers and magnetometers. *IEEE Trans Biomed Eng* 58, 435-442.

Labaj, A., Diesbourg, T., Dumas, G., Plamondon, A., Mercheri, H., Larue, C., 2016. Posture and lifting exposures for daycare workers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 54, 83-92.

Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture* 21, 212-225.

Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M., Duval, C., 2015. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions – Changes in Accuracy over Time. *PLoS ONE* 10, e0118361.

Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M., Duval, C., 2013. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions - Effect of Velocity. *PLoS ONE* 8, e79945.

Li, G., Buckle, P., 1999. Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics* 42, 674-695.

Li, K. W., Yu, R.F., Gao, Y., Maikala, R.V., Tsai, H.H., 2009. Physiological and perceptual responses in male Chinese workers performing combined manual materials handling tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 39, 422-427.

Liv, P., Mathiassen, S.E., Svendsen, S.W., 2011. Theoretical and empirical efficiency of sampling strategies for estimating upper arm elevation. *Ann Occup Hyg* 55, 436-449.

Liv, P., Mathiassen, S.E., Svendsen, S.W., 2012. Accuracy and precision of variance components in occupational posture recordings: a simulation study of different data collection strategies. *BMC Med Res Methodol.* 12, 58.

Lortie, M., Lamonde, F., Collingue, C., Tellier, C., 1996. Analyse des accidents associés au travail de manutentionnaires sur les quais dans le secteur transport. *Le Travail Humain* 59, 187-205.

Marras, W.S., Fathallah, F.A., Miller, R.J., Davis, S.W., Mirka, G.A., 1992. Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics. *International Journal of Industrial Ergonomics* 9, 75-87.

Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Fathallah, F.A., Ferguson, S.A., Allread, W.G., Rajulu, S.L., 1995. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics* 38, 377-410.

Marras, W.S., Lavender, S.A., Ferguson, S.A., Splittstoesser, R.E., Yang, G., 2010a. Quantitative dynamic measures of physical exposure predict low back functional impairment. *Spine* 35, 914-923.

- Marras, W.S., Lavender, S.A., Ferguson, S.A., Splittstoesser, R.E., Yang, G., 2010b. Quantitative biomechanical workplace exposure measures: distribution centers. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 813-822.
- Marras, W.S., Lavender, S.A., Ferguson, S.A., Splittstoesser, R.E., Yang, G., Schabo, P., 2010c. Instrumentation for measuring dynamic spinal load moment exposures in the workplace. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 1-9.
- Mathiassen, S.E., Paquet, V., 2010. The ability of limited exposure sampling to detect effects of interventions that reduce the occurrence of pronounced trunk inclination. *Applied Ergonomics* 41, 295-304.
- Mazza, C., Donati, M., McCamley, J., Picerno, P., Cappozzo, A., 2012. An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking. *Gait & Posture* 35, 138-142.
- McGinley, J.L., Baker, R., Wolfe, R. Morris, M.E., 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(3): p. 360-9.
- Mecheri, H., Robert-Lachaine, X., Larue, C., Plamondon, A., 2016. Evaluation of Eight Methods for Aligning Orientation of Two Coordinate Systems. *J Biomech Eng* 138, 084501-1.
- Mientjes, M.I.V., Norman, R.W., Wells, R.P., McGill, S.M., 1999. Assessment of an EMG-based method for continuous estimates of low back compression during asymmetrical occupational tasks. *Ergonomics* 42, 868-879.
- Murans, G., Gutierrez-Farewik, E.M., Saraste, H., 2011. Kinematic and kinetic analysis of static sitting of patients with neuropathic spine deformity. *Gait & Posture* 34, 533-538.
- National Research Council (NRC), 2001. Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities. National Academy Press, Washington, D.C.
- Newsam, C.J., Rao, S.S. Mulroy, S.J., Gronley, J.K., Bontrager, E.L. Perry, J., 1999. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait & Posture* 10, 223-232.
- Nigg, B.M., Herzog, W., 1999. Biomechanics of the musculo-skeletal system. Second Edition. Toronto: John Wiley & Sons.
- Nelson, N.A., Hughes, R.E., 2009. Quantifying relationships between selected work-related risk factors and back pain: A systematic review of objective biomechanical measures and cost-related health outcomes. *International Journal of Industrial Ergonomics* 39, 202-210.
- Ohlendorf, D., Schwarzer, M., Rey, J., Hermanns, I., Nienhaus, A., Ellegast, R., Ditchen, D., Mache, S., Groneberg, D.A., 2015. Medical work assessment in German hospitals: a study protocol of a movement sequence analysis (MAGRO-MSA). *J Occup Med Toxicol* 10 :1.
- Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patane, F., Cappa, P., 2014a. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement*. 42, 145-155.
- Palermo, E., Rossi, S., Patane, F., Cappa, P., 2014b. Experimental evaluation of indoor magnetic distortion effects on gait analysis performed with wearable inertial sensors. *Physiol Meas* 35, 399-415.

- Parel, I., Cutti, A.G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., Accardo, A.P., 2012. Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35, 636-640.
- Picerno, P., Cereatti, A., Cappozzo, A., 2008. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & posture* 28, 588-595.
- Plamondon, A., Larivière, C., Delisle, A., Denis, D., Gagnon, D., 2012. Relative importance of expertise, lifting height and weight lifted on posture and lumbar external loading during a transfer task in manual material handling. *Ergonomics* 55, 87-102.
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Brouillette, D., McFadden, D., Desjardins, P., Larivière, C., 2007. Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics* 38, 697-712.
- Plamondon, A., Gagnon, M., Desjardins, P., 1996. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clinical Biomechanics* 11, 101-110.
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Desjardins, P., McFadden, D., Larivière, C., Gagnon, D., Imbeau, D., 2005. Développement d'un instrument de mesure pour quantifier les postures et les déplacements du tronc en milieu de travail. Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail du Québec (IRSST) Montréal, Canada. Rapport disponible sur : www.irsst.qc.ca, pp. 1-60.
- Prairie, J., Corbeil, P., 2014. Paramedics on the job: dynamic trunk motion assessment at the workplace. *Applied Ergonomics* 45, 895-903.
- Punnett, L., Wegman, D.H., 2004. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14, 13-23.
- Reed, M., Manary, M.A., Schneider, L.W., 1999. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. SAE Technical Paper.
- Rezaghali, M., Mathiassen, S.E., 2010. Cost-efficient design of occupational exposure assessment strategies- a review. *Ann Occup Hyg* 54, 858-868.
- Ricci, L., Formica, D., Sparaci, L., Lasorsa, F., Taffoni, F., Tamilia, E., Guglielmelli, E., 2014. A New Calibration Methodology for Thorax and Upper Limbs Motion Capture in Children Using Magneto and Inertial Sensors. *Sensors* 14, 1057-1072.
- Robert-Lachaine, X., Allard, P., Gobout, V., Begon, M., 2015. Shoulder Coordination During Full-Can and Empty-Can Rehabilitation. *Exercises. J Athl Train.* 50, 1117-1125.
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017a. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing* 55 (4), 609-619.
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017b. Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait & Posture* 54, 80-86.
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017c. Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement unit accuracy. *Applied Ergonomics* 63, 123-132.

- Robson, L.S., Stephenson, C.M., Schulte, P.A., Amick, B.C., Irvin, E.L., Eggerth, D.E., Chan, S., Bielecky, A.R., Wang, A.M., Heidotting, T.L., Peters, R.H., Clarke, J.A., Cullen, K., Rotunda, C.J., Grubb, P.L., 2012. A systematic review of the effectiveness of occupational health and safety training. *Scand.J.Work Environ.Health* 38, 193-208.
- Roetenberg, D., Luinge, H., Slycke, P., 2009. Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. Xsens Motion Technologies BV, Tech.Rep.
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010a. Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 89-99.
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010b. Causal assessment of workplace manual handling or assisting patients and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 639-651.
- Roislien, J., Skare, O., Opheim, A., Rennie, L., 2012. Evaluating the properties of the coefficient of multiple correlation (CMC) for kinematic gait data. *Journal of biomechanics* 45, 2014-2018.
- Schall, M.C., Jr., Fethke, N.B., Chen, H., Oyama, S., Douphrate, D.I., 2016. Accuracy and repeatability of an inertial measurement unit system for field-based occupational studies. *Ergonomics* 59, 591-602.
- Schepers, H.M., Roetenberg, D., Veltink, P.H., 2010. Ambulatory human motion tracking by fusion of inertial and magnetic sensing with adaptive actuation. *Medical & Biological Engineering & Computing* 48, 27-37.
- Schiefer, C., Ellegast, R.P., Hermanns, I., Kraus, T., Ochsmann, E., Larue, C., Plamondon, A., 2014. Optimization of inertial sensor-based motion capturing for magnetically distorted field applications. *J Biomech Eng* 136, 121008-1.
- Sinclair, J., Hebron, J., Taylor, P.J., 2014. The influence of tester experience on the reliability of 3D kinematic information during running. *Gait & Posture* 40, 707-711.
- Spielholz, P., Silverstein, B., Morgan, M., Checkoway, H., Kaufman, J., 2001. Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics* 44, 588-613.
- St-Vincent, M., Vezina, N., Bellemare, M., Denis, D., Ledoux, E., Imbeau, D., 2011. L'intervention en ergonomie. Les Éditions MultiMondes, Québec, Québec, Canada.
- Stock, S., Funes, A., Delisle, A., St-Vincent, M., Turcot, A., Messing, K., 2011. Chapitre 7: Troubles musculo-squelettiques. Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité du travail (EQCOTESST). Institut de recherche Robert-Sauvé en Santé et en sécurité du travail (IRSST)- Rapport R-691, Montréal, Québec, Canada, pp. 445-530.
- van den Noort, J.C., S.H. Wiertsema, K.M. Hekman, C.P.
- Straker, L., Campbell, A., Coleman, J., Ciccarelli, M., Dankaerts, W., 2010. In vivo laboratory validation of the physiometer: a measurement system for long-term recording of posture and movements in the workplace. *Ergonomics* 53, 672-684.

- Terrier, P., Ladetto, Q., Merminod, B., Schutz, Y., 2000. High-precision satellite positioning system as a new tool to study the biomechanics of human locomotion. *Journal of Biomechanics* 33, 1717-1722.
- Trask, C., Teschke, K., Morrison, J., Johnson, P., Village, J., Koehoorn, M., 2010. EMG estimated mean, peak, and cumulative spinal compression of workers in five heavy industries. *International Journal of Industrial Ergonomics* 40, 448-454.
- van der Beek, A.J., Fringsdresen, M.H.W., 1998. Assessment of mechanical exposure in ergonomic epidemiology. *Occupational and Environmental Medicine* 55(5), 291-299.
- van der Beek, A.J., Hoozemans, M.J.M., Frings-Dresen, M.H.W., Burdorf, A., 1999. Assessment of exposure to pushing and pulling in epidemiological field studies: an overview of methods, exposure measures, and measurement strategies. *International Journal of Industrial Ergonomics* 24, 417-429.
- van der Beek, A.J., Mathiassen, S.E., Burdorf, A., 2013. Efficient assessment of exposure to manual lifting using company data. *Applied Ergonomics* 44, 360-365.
- van den Noort, J.C., Wiertsema, S.H., Hekman, K.M., Schonhuth, C.P., Dekker, J. Harlaar, J., 2014. Reliability and precision of 3D wireless measurement of scapular kinematics. *Medical & Biological Engineering & Computing* 52(11): 921-931.
- Verbeek, J.H., Martimo, K.P., Karppinen, J., Kuijer, P.P., Viikari-Juntura, E., Takala, E.P., 2011. Manual material handling advice and assistive devices for preventing and treating back pain in workers. *Cochrane Database Syst Rev* CD005958.
- Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D., Marin, F., 2013. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied Ergonomics* 44, 566-574.
- Vingard, E., Nachemson, A., 2000. Work-Related influences on neck and low back pain. In: Nachemson, A., Jonsson, E. (Eds.), Neck and Back Pain: The Scientific Evidence of Causes, Diagnosis and Treatment. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 97-126.
- Wai, E.K., Roffey, D.M., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010a. Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 76-88.
- Wai, E.K., Roffey, D.M., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010b. Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review. *Spine Journal* 10, 554-566.
- Weinberg, H., 2011. Gyro mechanical performance: The most important parameter. Technical article MS-2158. *Analog Devices*, 1-5.
- Winkel, J., Mathiassen, S.E., 1994. Assessment of physical work load in epidemiologic studies: concepts, issues and operational considerations. *Ergonomics* 37, 979-988.
- Winter, D.A., 1990. Biomechanics and motor control of human movement (2ed). John Wiley & Sons Inc. Toronto.
- Wright, C.J., Arnold, B.L., Coffey, T.G. Pidcoe, P.E., 2011. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait & Posture* 33, 108-112.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics* 35, 543-548.

Wu, G., van der Helm, F.C., Veeger, H.E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics* 38, 981-992.

Zatsiorsky V.M., 1998. Kinematics of human motion. Human Kinetics, Champaign.

Zhang, J.-T., Novak, A.C., Brouwer, B., Li, Q., 2013. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement* 34, N63-N69.

Zhu, R., Sun, D., Zhou, Z., Wang, D., 2007. A linear fusion algorithm for attitude determination using low cost MEMS-based sensors. *Measurement* 40, 322-328.

ANNEXE A : FEUILLE DE ROUTE

La veille de la collecte

- Préparer et imprimer les feuilles de données du sujet.
- Charger les batteries.
- Préparer l'équipement à apporter sur le terrain :
 - Valise MVN;
 - Ordinateur;
 - Tablette + plexiglass;
 - Trépied roulant;
 - Rubans beige + blanc;
 - Crayons (encre + marqueur permanent);
 - Règle;
 - Balance;
 - Caméra vidéo;
 - Batteries;
 - Ruban adhésif transparent (*Scotch tape*);
 - Ruban à mesurer MVN;
 - Clé MVN;
 - Anthropomètre;
 - Short - combinaison (plusieurs grandeurs).
- Vérifier l'espace disque des ordinateurs portatifs.

Préparation

- Préparer les formulaires;
- Installer la caméra sur le transpalette;
- Mettre en ordre les senseurs X-Sens;
- Ouvrir les programmes des ordinateurs et tablettes;
- Mettre les batteries en fonction;
- Placer la caméra X-Sens sur le trépied roulant;
- Réchauffer les X-Sens pendant 15 min.

1) Voir à ce que le participant remplisse :

- formulaire de consentement;
- Q-AAP;
- Questionnaire sur le niveau d'expérience.

2) Pause

Mesures anthropométriques

Mesures anthropométriques : 2 mesures à l'intérieur de 0.5 cm sinon effectuer une 3^e mesure : →

1. Poids;
2. Hauteur du sujet sans souliers;
3. Hauteur du sujet avec souliers;
4. Étendue des bras : Bout des doigts de main droite jusqu'à ceux à gauche en pose-T;
5. Largeur des épaules : Bout distal de l'acromion gauche à droite (angle acromial);
6. Grandeur du pied : Bout du nez du soulier jusqu'au talon du soulier;
7. Hauteur de la cheville : Sol jusqu'à la malléole latérale distale;
8. Hauteur du genou : Sol jusqu'à épicondyle latérale du fémur;
9. Hauteur de la hanche : Sol jusqu'à la proéminence latérale du grand trochanter;
10. Largeur de la hanche : Épine iliaque antéro-supérieure droite à gauche.

Poses des centrales inertielles

Suivre les instructions comme indiqué dans le manuel d'instruction de Xsens.

Mesures supplémentaires nécessaires pour le KiC (Xsens).

Les mesures sont prises entre le repère anatomique et le bord supérieur du capteur :

1. Distance entre capteur cuisse et grand trochanter;
2. Distance entre capteur jambe et épicondyle fémoral latéral;
3. Distance entre capteur pied et malléole médiale.

Postures de calibrage

Dans X-Sens, choisir la synchronisation vidéo et modèle MVN sans mains.

Entrer les mesures anthropométriques et cliquer « apply ». Sauvegarder les dimensions dans le dossier du sujet. MVNA.

Pose-T

Critères à respecter :

- Plancher à niveau; symétrie gauche/droite;
- Sujet statique durant l'acquisition; dos droit;
- Tête : Vertex et centre cervical alignés sur l'axe gravitationnelle (AG); Sellon orienté dans le plan frontal du thorax;
- Jambes orientées sur AG;
- Pieds à 90° de la jambe dans le plan sagittal; largeur des pieds : 30 cm;
- Mains : Pronation neutre, pouces antérieurs dans la direction du mouvement de flexion du coude;
- Coudes complètement étendus à 0°;
- Genoux complètement étendus à 0°;
- Bras à 90° d'élévation et à 0° de plan d'élévation;
- Rotation du bras pour que l'axe de flexion du coude soit dans le plan transverse (épicondyles supérieurs-inférieurs).



Tests-terrains

Le participant va chercher sa commande et nous en donne une copie papier.
Puis il va chercher ses palettes. Il doit marcher pendant 60 s avant de faire le calibrage.

Faire une calibration dans un espace sans perturbations magnétiques (vérifier sur Xsens).

1) Consignes au participant :

- Il doit rester toujours à moins de 10 m de l'équipe de recherche (ralentir ou arrêter le déplacement en transpalette s'il s'éloigne);
- Quand il descend du transpalette, pose-N 2 sec;
- Attendre le signal pour commencer la prise des caisses;
- Travailler le plus normalement possible, mais en prenant soin de l'équipement; Informer l'équipe de recherche s'il :
 - perçoit qu'un capteur s'est déplacé ou détaché;
 - ne respecte pas l'ordre de la commande;
- Compléter si possible 2 commandes.

2) 1^{re} commande

Synchro des caméras

- Départ MVN + tablette + cam transpalette + mini cam;
 - Faire un flash avec cam photo pour synchroniser le tout;
- Postures enregistrées (2 sec chaque);
 - Pose-T + sol + genou + mains.

Départ de la commande

- Au milieu de la commande, refaire les postures enregistrées.

Fin de la commande

- refaire les postures enregistrées;
- Arrêts des caméras vidéo.

2^e commande

Prendre la feuille de commande;

Faire un calibrage;

Recommencer à la synchro des caméras;

Arrêt à la fin de la 2^e commande ou après 2 h de manutention.

Post-collecte

- 1) Mesures de déplacements des senseurs;
- 2) Enlever les centrales inertielles du participant;
- 3) Remplir le questionnaire post-séance.

Agent de recherche n^o 1

- Conduire la voiturette (entreprise n^o 2);
- Contrôler X-Sens + caméra (entreprise n^o 1);
- S'assurer de l'ordre de la commande.

Agent de recherche n^o 2

- Filmer les participants;
- Noter les prises et dépôts, et autres problèmes.

ANNEXE B : LISTE DU MATÉRIEL REQUIS

Valise MVN (2X)
Ancien système 3.5.3 (AS)
Nouveau système 4.2 (NS)

Attache (toute)
Attaches pour les pieds (AS)
Morceaux tissus pieds (NS)
Bandes élastiques bleues (AS)
Bandes élastiques noires (NS)
Bandeau (NS)
Ceinture élastique
Attache autobloquante (<i>tie wrap</i>) (NS)

Adhésifs
Pansement transparent Hypafix (NS)
Pansement Hypafix blanc (NS) 5 cm (couper sur)
Pansement Hypafix blanc (NS) 10 cm (couper sur)
Ruban double face. À commander si nécessaire
Ruban Coban 4x2"/sujet
Ruban Coban 2x1"/sujet
Ruban Coban 2x4"/sujet
Ruban Sophie
Ruban adhésif transparent
Colle médicale (au cas)

Autres
Antennes (AS)
Trépied (2X)
Trépied roulant (Proviso)
Monopode
Pincettes pour fixer caméra
Chronomètre
Petits collants jaunes pour batt. utilisées sur
Ruban à mesurer MVN
Balance
Règle
Rasoir
Ciseau
<i>Tie gun</i> (NS)
Alcool (pour nettoyer et assécher la peau)
Essuie-tout Wypall (coupé) (pour essuyer la peau)
Crayon encre + marqueur permanent (pour la
Coffre à outils

Ordinateur/caméra / batterie / Chargeurs /
Tablette
Tablette + plexiglass avec caméra int. (AS)
Alimentation tablette
Routeur
<i>Splitter USB</i>
Convertisseur USB à ...prise tél.
Clé MVN nouveau prog.
Clé MVN ancien prog.
Barre d'alimentation multiprise
Caméra X-SENS
Cam. HD 720P (en haut du transpalette)
Batterie cam NP 120 (2X)
Télécommande
Carte mémoire 16 Go
Cam. HGR BJ220
Batterie PJ8
Cam. HDR SR1
Batterie NPQM 91D (2X)
Chargeur gris à batteries NPQM91D
Cam. Photo Canon
Petite batt. Grise LPE8 (3X)
Flash (cam. Photo Canon)
Batt. 2A Non rechargeable (2 paquets de 4)
Petite cam. Photo rouge Nikon
Chargeur batterie pour cam photo rouge
Petite cam. blanche pour mettre sur sujet
Batterie plasma qui alimente ordi ou tablette
Chargeur batterie plasma (1X)

Documentation
Cartable avec formulaires + questionnaires
Guide (manuel) nouveau programme
Cahier notes

Anthropomètres
Anthropomètre (petit)
Anthropomètre (grand)

Vêtements
Combinaison (++) grandeurs) + shorts
Soulier sécurité
Gilet de sécurité (4X)

ANNEXE C : DÉPLIANT D'INFORMATION

La mission de l'IRSST

- Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes
- Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise
- Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail : Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST), ministère de la Santé et des Services sociaux et son réseau; Associations sectorielles paritaires (ASP)



Manutention en milieu de travail

L'effort physique



IRSST
505, boulevard De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec) H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
www.irsst.qc.ca

Produit par IRSST en collaboration avec



Les activités de manutention demeurent une source de blessures importantes au Québec et ailleurs. L'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) a mis en place une série de recherches visant l'amélioration de la formation en manutention.

Le projet de recherche

Afin de rendre les formations en manutention plus efficaces, il est important de mesurer d'abord l'effort physique des manutentionnaires. Des systèmes de mesure ont été développés à cet effet, mais il reste à évaluer leur efficacité en milieu de travail. Grâce à ces systèmes, les chercheurs auront alors une meilleure idée des efforts physiques nécessaires en manutention dans des situations réelles de travail. Ils pourront par la suite, évaluer le succès d'une formation visant à réduire les efforts physiques des travailleurs.

Dans un premier temps, l'équipe de chercheurs observera votre milieu de travail (entrepôt ou centre de distribution). Par la suite, quelques travailleurs seront sollicités pour porter un système de mesure afin de déterminer l'effort physique réel des tâches de manutention.

Votre participation

Lors de la première visite, nous devrions circuler dans vos allées pendant une ou deux heures avec un appareil équipé de capteurs conçus pour mesurer les mouvements des segments du corps. Ce premier test nous permettra de connaître les obstacles que nous aurons à surmonter pour faire fonctionner les capteurs correctement.

Pendant les visites suivantes, nous recruterons quelques travailleurs (volontaires) pour qu'ils portent des capteurs. Cela nous permettra d'estimer les mouvements des manutentionnaires pour améliorer nos approches de prévention des blessures. Le recrutement se fera de manière volontaire dans les prochains mois.

Nous prendrons des notes écrites, des photos ou des vidéos au besoin et selon votre accord. Toutes les données recueillies demeureront confidentielles et anonymes.

Les retombées à court terme

Les chercheurs et intervenants en santé et sécurité du travail disposeront d'un système de mesure capable d'évaluer les efforts physiques nécessaires en manutention dans des situations réelles de travail.

Les retombées à moyen terme

Les données recueillies par le système de mesure permettront d'orienter les programmes de prévention plus efficacement pour diminuer les efforts physiques des travailleurs en vue de réduire les risques de blessures en milieu de travail.



Pour en savoir plus sur la programmation de manutention à l'IRSST, consulter : <http://manutention.irsst.qc.ca/>

N'hésitez pas à nous contacter si vous avez des questions sur le projet :

André Plamondon
andré.plamondon@irsst.qc.ca
Sophie Bellefeuille
sophie.bellefeuille@irsst.qc.ca
Tel. 514 288-1551, poste 261



Merci de contribuer à l'avancement des connaissances dans la prévention des risques liés à la manutention.