

**Validation d'un nouveau système
de mesure inertiel pour estimer
la cinématique du corps humain
Le cas des manutentionnaires**

Hakim Mecheri
Xavier Robert-Lachaine
Antoine Muller
Christian Larue
André Plamondon

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1100



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
2020
ISBN : 978-2-89797-123-6
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
Juin 2020

Validation d'un nouveau système de mesure inertiel pour estimer la cinématique du corps humain

Le cas des manutentionnaires

Hakim Mecheri, Xavier Robert-Lachaine, Antoine Muller, Christian Larue, André Plamondon

IRSST

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1100



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

Merci à l'IRSST pour son soutien à nos activités de recherche. Un merci particulier à notre directrice Mme Martine Poulin qui nous appuie dans toutes nos activités de recherche. Merci aussi à tous les participants à nos séances de tests en laboratoire.

SOMMAIRE

Les études terrain avec des systèmes ambulatoires capables de mesurer la cinématique du corps humain sont maintenant possibles. Toutefois, ces systèmes de mesure sont souvent très onéreux, ce qui pourrait empêcher les entreprises ou encore les intervenants de se les procurer. L'objectif de cette recherche était de valider un nouveau système ambulateur abordable (*Perception Neuron Noitom* de moins de 2 000 \$ CA) pour mesurer la cinématique complète du corps humain et fournir une rétroaction fidèle de la tâche réalisée en utilisant ici l'exemple du travail de manutentionnaires.

Pour ce faire, cinq sujets ont été recrutés et des mesures en laboratoire ont été effectuées. Le système se compose de 17 senseurs magnéto-inertiels (centrales inertielles) disposés sur les différents segments du corps humain : pieds, jambes, cuisses, pelvis, sternum, tête, scapulas, bras, avant-bras et mains. Ces centrales inertielles sont composées de trois capteurs triaxiaux : accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres. Les mesures de ces trois capteurs sont fusionnées pour estimer l'orientation de la centrale inertielle dans l'espace 3D. Le système a été comparé en laboratoire à un système de référence reconnu comme valide, soit le système optoélectronique « Optotrak » de NDI.

Les résultats obtenus en laboratoire ont démontré que le système Neuron réussissait à mesurer la cinématique de la majorité des segments corporels avec des erreurs quadratiques moyennes (RMSE) oscillant autour d'un seuil acceptable de 5° dans le plan sagittal.

Les perspectives d'utilisation de ce type de système sont prometteuses. En plus de pouvoir fournir une rétroaction aux travailleurs en formation sur les façons de réaliser leurs tâches, le système pourrait aussi être utilisé pour une mesure partielle de l'exposition physique d'un travailleur, pour autant que son environnement de travail ne présente pas de fortes perturbations magnétiques.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	i
SOMMAIRE	iii
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES FIGURES	ix
LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xi
1. INTRODUCTION	1
1.1 Origine du projet	1
2. ÉTAT DES CONNAISSANCES	3
2.1 Les centrales inertiellees	3
2.2 Le système inertielle Neuron	3
3. OBJECTIFS DE RECHERCHE	7
3.1 Objectifs spécifiques	7
4. MÉTHODE	9
4.1 Sujets.....	9
4.2 Instrumentation	9
4.3 Protocole expérimental	10
4.4 Comparaison des systèmes.....	15
5. RÉSULTATS	19
5.1 Tâche de manutention sans perturbations magnétiques	19
5.2 Tâche de manutention avec perturbations magnétiques	19
6. DISCUSSION	23
6.1 Tâches de manutention sans perturbations magnétiques	23
6.1.1 Erreur technologique	23
6.1.2 Différences dues au modèle	24
6.1.3 Effet de la durée de collecte	25
6.2 Tâches de manutention avec perturbations magnétiques	26
6.3 Discussion générale.....	26
6.3.1 Inconvénients du système Neuron.....	26
7. CONCLUSION	29

BIBLIOGRAPHIE	31
ANNEXE A : FOURNISSEURS DE MIMUS.....	35
ANNEXE B : MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES.....	37
ANNEXE C : MODÈLE ISB	39
ANNEXE D : COMPARAISON # 1 (ERREUR TECHNOLOGIQUE)	41
D.I Segment dans Optotrak :	41
D.II Segment dans Neuron.....	41
ANNEXE E : COMPARAISON # 2 (ÉCART MODÈLE).....	43
E.I Segment ISB.....	43
E.II Segment Neuron.....	43
ANNEXE F : COMPARAISON # 3 (ERREUR COMBINÉE).....	45

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1.	Caractéristiques du système Neuron	5
Tableau 5-1.	Statistiques descriptives des trois comparaisons d'angles articulaires (degrés).	20
Tableau 5-2.	RMSE (en degrés) moyenne sur les trois axes et toutes les articulations par intervalle.	20
Tableau 5-3.	RMSE (en degrés) sur les trois axes en absence de perturbations magnétiques ($P = 0$) et en présence de celles-ci ($P = 1$).	21
Tableau 6-1.	Comparaison des valeurs RMSE (en degrés) sur les trois axes entre les systèmes Neuron et Xsens.	24

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1.	Illustration du système Neuron (Noitom, 2018).....	4
Figure 4-1.	Équipement porté par le sujet pendant une séance de collecte.....	10
Figure 4-2.	Numérisations des points anatomiques avec le pointeur.....	11
Figure 4-3.	Postures de calibrage pour le système Neuron (Noitom, 2018).....	12
Figure 4-4.	Illustration des 4 stations durant l'essai de manutention.....	13
Figure 4-5.	Mise en garde de la compagnie contre l'utilisation du système dans un environnement perturbé magnétiquement (Noitom, 2018).	14
Figure 4-6.	Illustration du test en présence de perturbations magnétiques avec le dernier sujet.	15
Figure 4-7.	Exemple d'alignement des deux systèmes avec la méthode des vitesses angulaires.	17
Figure 5-1.	Illustration de l'avatar Neuron pendant l'essai de manutention.....	21

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

CAST :	<i>Calibrated anatomical system technique</i>
CNESST :	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
CMC :	Coefficient de corrélation multiple
3D :	Espace tridimensionnel
DTW :	<i>Dynamic time warping</i>
ISB :	<i>International Society of Biomechanics</i>
MIMU :	<i>Magnetic and inertial measurement unit</i>
LoA :	Limites d'accord <i>Bland-Altman</i>
Repère technique :	repère physique utilisé pour suivre le mouvement (centrale inertielle ou corps rigide d'Optotrak)
Repère anatomique :	repère virtuel associé à un segment
RMSE :	Erreur quadratique moyenne
SIPM :	Stratégie intégrée de prévention en manutention
TMS :	Troubles musculosquelettiques

1. INTRODUCTION

Le travail de manutention principalement associé à la tâche de lever de charge est reconnu comme une activité de travail à haut risque de blessures musculosquelettiques (Bernard, 1997; Coenen *et al.*, 2014; Coenen *et al.*, 2013; da Costa et Vieira, 2010; Griffith *et al.*, 2012; Hoogendoorn *et al.*, 2000; Kuiper *et al.*, 1999). Pour l'ensemble des lésions recensées par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) entre 2011 et 2015, 16,9 % des lésions (76 803 cas) concernaient les troubles musculosquelettiques (TMS) reliés à la manutention (Boucher et Duguay, 2017). Pour l'année 2015, les débours reliés à la manutention s'élevaient à 127 millions de dollars, soit 15,5 % des débours totaux versés par la CNESST à la suite de lésions professionnelles. 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, 2010), tous des facteurs qui se retrouvent dans la manutention manuelle de charge. Il y a donc lieu de poursuivre les efforts visant à réduire les coûts humains et financiers reliés à la manutention manuelle.

1.1 Origine du projet

Beaucoup d'argent a été investi dans la recherche en prévention pour réduire l'incidence des TMS en manutention. Un mode d'intervention courant consiste à améliorer les compétences des travailleurs par une formation à la manutention. L'IRSST a subventionné sur plus de dix ans une programmation de recherche portant sur la manutention. Des études ergonomiques et biomécaniques se sont notamment penchées sur les méthodes de travail des manutentionnaires experts (Denis *et al.*, 2011; Plamondon *et al.*, 2010; Plamondon *et al.*, 2012) et ont permis de développer une **stratégie intégrée de prévention en manutention (SIPM)** (Denis *et al.*, 2011). La SIPM combine deux approches d'intervention, soit une réduction des déterminants à la source des risques et une amélioration des compétences des travailleurs. Un des moyens privilégiés pour caractériser les compétences des manutentionnaires a été de développer huit principes de manutention dont : 1) l'alignement postural; 2) le bras de levier; 3) la mise sous charge; 4) l'utilisation de la charge; 5) l'équilibre corporel; 6) l'utilisation du corps; 7) la transition entre la prise et le dépôt; 8) le rythme du mouvement. Dans une recherche antérieure (Denis, Gonella, Comeau et Lauzier, 2018), ces huit principes ont été enseignés à des formateurs au moyen de cours théoriques et de cours pratiques, mais les données préliminaires indiquent que la démarche n'a pas atteint les objectifs souhaités. Ainsi, la SIPM est très appréciée, mais la compréhension des principes n'est pas suffisante. Par conséquent, l'amélioration de la compétence doit aussi s'appuyer sur une approche qui laisse suffisamment de temps pour des exercices pratiques (et leurs répétitions), afin de favoriser un apprentissage contextualisé et orienté vers la résolution de problèmes concrets, qui offre un retour d'informations (rétroactions) et une interaction entre les apprenants et l'enseignant. Cette approche pédagogique améliorée fait l'objet d'une nouvelle étude intitulée « Développement d'une approche pédagogique basée sur des exercices pratiques et une rétroaction augmentée visant à améliorer la compétence d'action de manutentionnaires novices » qui est en cours. Une partie originale de cette étude consiste à fournir aux manutentionnaires **une rétroaction augmentée en temps réel au moyen d'un avatar virtuel** en se servant du système de mesure inertiel MVN de Xsens (*Xsens Technologies B.V., The Netherlands*). La validation de ce système a mis en évidence que la mesure Xsens, par rapport à la mesure étalon (prise avec le 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'erreur (Plamondon *et al.*, 2016) .

Comme ce type de rétroaction est considéré comme une valeur ajoutée à l'approche pédagogique dans son ensemble, il serait très avantageux qu'une majorité d'intervenants en SST puisse avoir accès à un système valide capable de fournir ce type de rétroaction. Un obstacle majeur à l'utilisation du système Xsens est son coût, autour de 36 000 \$ US. Il est donc peu probable que des intervenants en santé et en sécurité du travail (SST) disposent de moyens financiers pour se procurer un tel système afin de former des manutentionnaires. D'un autre côté, il est clair que d'ici quelques années, ce type de système sera disponible à faible coût et avec une exactitude fort acceptable. Il existe déjà sur le marché, depuis peu, un système de mesure inertiel moins dispendieux : le système inertiel de Neuron (voir l'Annexe A pour les différents fournisseurs de systèmes inertiels). Ce système a été utilisé dans quelques études (Carver, Bojovic et Kelty-Stephen, 2017; Chen, Qiu et Ahn, 2017; Kim, H. S. *et al.*, 2019; Kong, He et Wei, 2017; Mousas, 2017; Nam *et al.*, 2019; Ohashi *et al.*, 2018; Sakakura *et al.*, 2018; Sang, Yano et Kondo, 2018; Zhang, Diraneyya, Ryu, Haas et Abdel-Rahman, 2019), mais à notre connaissance, aucune étude ne l'a validé en termes d'exactitude. La question ici est de savoir si ce système est suffisamment valide pour être utilisé par des intervenants en SST dans un contexte de formation de manutentionnaires novices.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

2.1 Les centrales inertielles

En général, on appelle centrale inertielle un boîtier composé de trois capteurs triaxiaux : accéléromètre, gyroscope et magnétomètre. Depuis une dizaine d'années, les centrales inertielles se positionnent comme une alternative aux systèmes optoélectroniques plus onéreux et confinés à une utilisation en laboratoire.

L'avancement des travaux dans les dernières années a permis de traiter les trois plus importants aspects liés à l'utilisation de ces centrales, soit : comment fusionner les différentes mesures des trois senseurs (accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres) en minimisant la **dérive du gyroscope** et l'effet des **perturbations magnétiques** et trouver la meilleure **relation** entre les centrales inertielles et les segments du corps humain (calibrage anatomique).

Plusieurs systèmes inertiels existent sur le marché (Annexe A). Des études de validation de certains de ces systèmes ont été menées, mais la plupart d'entre elles présentent des limites : une durée de collecte trop courte (quelques minutes), l'étude de l'orientation d'un seul senseur, la validation d'une partie spécifique du système (haut du corps, bas du corps). L'étude la plus complète à notre connaissance est celle de Robert-Lachaine et collaborateurs qui porte sur le système inertiel de Xsens (Robert-Lachaine, Mecheri, Larue et Plamondon, 2017a, 2017b, 2017c).

2.2 Le système inertiel Neuron

Le système inertiel Neuron est composé de plusieurs centrales inertielles (32) et permet de mesurer la cinématique du bas du corps, du haut du corps, ou du corps au complet avec une option pour la mesure de la cinématique des doigts des mains, tel qu'illustré par la Figure 2-1



Figure 2-1. Illustration du système Neuron (Noitom, 2018).

Comme expliqué en introduction, ce qui a motivé le choix du système Neuron est son coût bas par rapport à d'autres systèmes du même type (Annexe A).

Bien que la compagnie ne divulgue pas toutes les informations sur son système, le Tableau 2-1 regroupe certaines caractéristiques des senseurs composants ce dernier.

Tableau 2-1. Caractéristiques du système Neuron

	Accéléromètre	Gyroscope	Magnétomètre
Étendue	± 16 g	± 2 000 deg/sec	inconnue
Dimension	12.5 x 13.1 x 4.3 mm		
Précision en statique	< 2 deg		
Algorithme de fusion	inconnu		

Le système Neuron a été récemment utilisé pour la reconnaissance de posture (Chen *et al.*, 2017; Ohashi *et al.*, 2018), la formation de stagiaires en chirurgie (Kim, H. S. *et al.*, 2019; Sakakura *et al.*, 2018), la caractérisation du mouvement (Nam *et al.*, 2019), l'animation (Mousas, 2017), la coordination entre mouvement et action visuelle (Carver *et al.*, 2017; Kong *et al.*, 2017), l'estimation de la position du senseur sur un segment humain (Sang *et al.*, 2018) et de la fatigue due à des tâches répétitives (Zhang *et al.*, 2019). Cependant, ce système n'a pas été validé par rapport à une mesure étalon établie telle qu'un système de caméras optoélectroniques.

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

L'objectif principal consistait à valider le système inertiel Neuron par rapport à un système étalon dont l'exactitude est établie.

3.1 Objectifs spécifiques

Dans un contexte de manutention de boîtes :

- 1- Procéder à une analyse qualitative du comportement de l'avatar du système Neuron. En général, lorsqu'il y a un problème avec ce genre de système, l'avatar présente des aberrances telles qu'un segment qui se retrouve dans une position anatomiquement impossible à atteindre.
- 2- Comparer la cinématique du corps humain mesurée par un système dont l'exactitude est établie (Optotrak) avec celle estimée par le nouveau système Neuron. La comparaison se fait en utilisant différentes méthodes de mesure de degrés de similitude entre deux courbes d'angles articulaires (séries temporelles).
- 3- Observer le comportement du système dans un environnement perturbé magnétiquement. La comparaison se fait par rapport à un système étalon (Optotrak) en comparant les courbes d'angles articulaires.

L'hypothèse était que l'exactitude serait inférieure aux systèmes inertiels de capture du mouvement plus onéreux tel que Xsens qui a fait l'objet d'une validation assez complète par rapport à Optotrak dans notre laboratoire de biomécanique, mais que la plupart des angles articulaires se maintiendraient sous un niveau d'erreur acceptable de 5°.

4. MÉTHODE

L'étude du système Neuron a été effectuée au laboratoire de biomécanique de l'IRSST. Pendant que les sujets effectuaient leurs tâches de manutention, leurs mouvements ont été mesurés par deux systèmes. Le système Neuron qui est l'objet de cette étude et un système optoélectronique de référence qui est Optotrak. La comparaison portait sur la similitude entre les courbes d'angles articulaires mesurés par les deux systèmes. Aussi, pendant la collecte, une observation continue de l'avatar Neuron était effectuée et toute distorsion de ce dernier était notée.

4.1 Sujets

Cinq sujets adultes et volontaires (4 hommes et 1 femme) ont participé à cette étude de validation en laboratoire. Les caractéristiques en termes de taille et de masse corporelle étaient respectivement de 172.2 ± 9.4 cm et de 66.0 ± 6.3 kg. Le recrutement des sujets s'est effectué de bouche à oreille. Les participants ont signé des formulaires de consentement pour l'utilisation de leurs données et des vidéos, avant de commencer la collecte. Ces formulaires avaient été approuvés par le comité d'éthique de l'IRSST. Comme l'étude visait à vérifier l'aptitude du système Neuron à produire des données de qualité à des fins de formation, le recrutement de cinq sujets est apparu suffisant pour conclure à la fiabilité ou non du système.

4.2 Instrumentation

Pour mesurer la cinématique du corps complet avec les deux systèmes, on doit simultanément disposer sur chaque segment corporel un corps rigide (repère technique) composé de 4 diodes électroluminescentes et d'une centrale inertielle, comme illustré sur la Figure 4-1. Les participants étaient munis de 17 centrales inertielles Neuron et 17 corps rigides Optotrak sur les pieds, jambes, cuisses, pelvis, sternum, tête, scapulas, bras, avant-bras et mains. Pour éviter d'introduire un artefact des tissus mous entre les deux systèmes, les corps rigides étaient directement fixés sur les centrales inertielles, puis installés sur les surfaces osseuses des segments corporels.

Le système Optotrak était composé de huit caméras Certus et pouvait mesurer les positions des marqueurs avec une erreur inférieure à 1 mm suivant les tests effectués en laboratoire. Le système Neuron comptait un logiciel de collecte qui permettait de faire le calibrage et l'enregistrement des données. La fréquence d'acquisition était de 30 Hz pour Optotrak et automatiquement de 120 Hz pour Neuron (imposée par le fabricant). Puisque le système Neuron ne dispose pas de déclencheur d'entrée ou de sortie pour la synchronisation de deux systèmes, on demandait aux sujets de faire des mouvements rapides des deux mains à différents moments de la collecte. Ces mouvements mesurés par les deux systèmes permettaient de les synchroniser en appliquant la technique de corrélation croisée sur la norme des vitesses angulaires. Même après cette synchronisation, le signal enregistré par le système Neuron présentait un déphasage avec le signal d'Optotrak. Cela est dû soit à une horloge du système Neuron qui n'est pas stable (fréquence d'échantillonnage variant autour de 120 Hz) ou à un manque de données lors de la transmission entre les centrales et l'ordinateur de collecte. Ce doute existe, car la compagnie ne fournit pas de base de temps avec les enregistrements. Pour remédier à la situation, la technique de la déformation temporelle dynamique ou *Dynamic*

Time Warping (DTW) (Sakoe et Chiba, 1978), qui consiste à juxtaposer deux séries temporelles même si elles ont des fréquences d'échantillonnages différentes, a été appliquée.

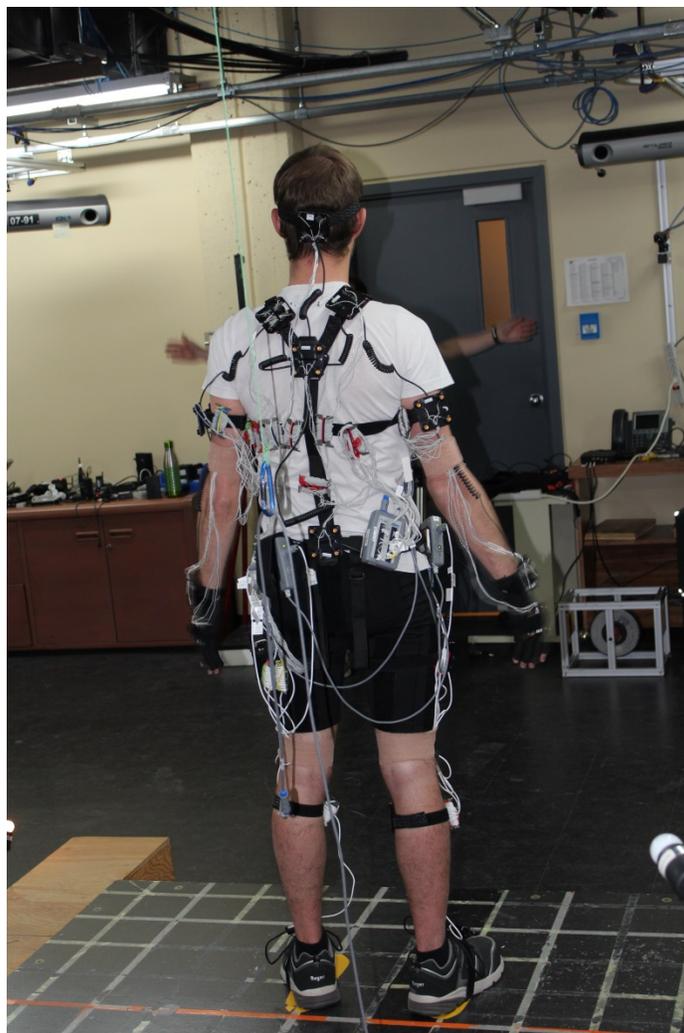


Figure 4-1. Équipement porté par le sujet pendant une séance de collecte.

4.3 Protocole expérimental

Les participants à cette étude portaient le système de référence (Optotrak) et le système inertiel à valider (Neuron). Pour chacun des deux systèmes, des phases de calibration sont nécessaires afin de faire correspondre les repères techniques (Rigide Optotrak et centrale inertielle) aux repères anatomiques (segments humains). Pour Optotrak, la phase de calibration consistait à numériser des points anatomiques des segments suivant la méthode *Calibrated anatomical system technique* (CAST), ce qui représente le modèle anatomique (Cappozzo, Catani, Della Croce et Leardini, 1995). La Figure 4-2 illustre la démarche où les repères anatomiques du sujet, qui maintenait une posture neutre debout, étaient identifiés avec un pointeur muni de marqueurs (diodes électroluminescentes) et qui permettait de mesurer les coordonnées 3D de ces repères. Pour le système inertiel, le calibration consistait à reproduire les mêmes postures

que celles de l'avatar Neuron (N-pose, T-pose, S-pose et Steady-pose), tel qu'illustré par la Figure 4-3, ce qui représente le modèle Neuron. Un expérimentateur s'assurait que le sujet exécutait correctement ces postures pendant la phase de calibrage.

Les mesures anthropométriques (Annexe B) étaient répétées à trois reprises et la moyenne des deux plus près était conservée pour éviter toutes erreurs de lecture. Ces mesures servent à faire correspondre les dimensions du sujet à celles de l'avatar Neuron.

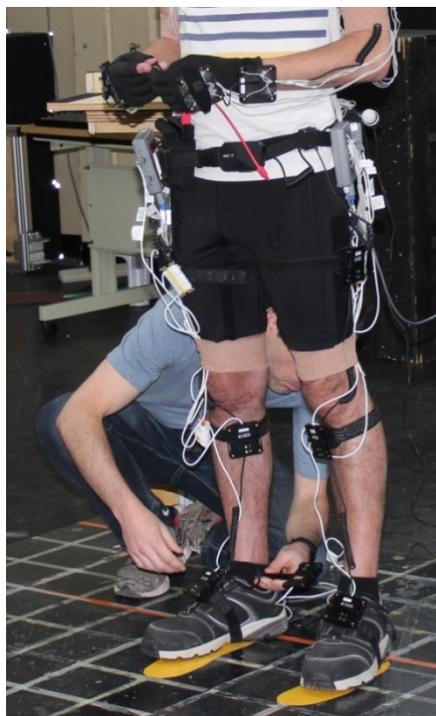


Figure 4-2. Numérisations des points anatomiques avec le pointeur.

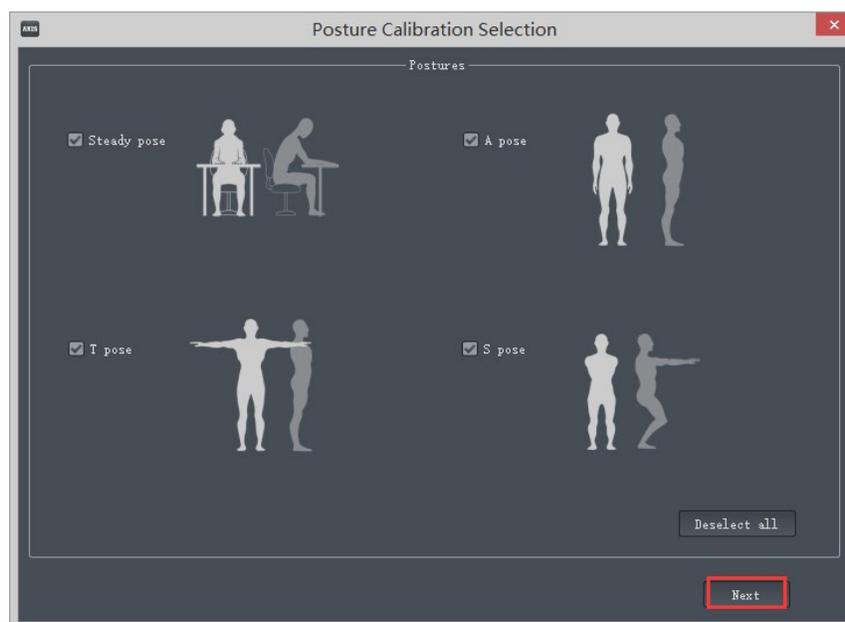


Figure 4-3. Postures de calibrage pour le système Neuron (Noitom, 2018).

Une fois les phases de calibrage des deux systèmes terminées, le sujet était invité à faire des mouvements simples (rotation sur les 3 axes) pour chacun des segments portant les deux systèmes. Le but principal de ces mouvements était de retrouver la relation rigide entre les deux repères techniques : rigide Optotrak et centrale inertielle Neuron. Plus de détails sur cette relation seront donnés dans la sous-section 4.4. Pour le modèle anatomique recommandé par *L'International Society of Biomechanics* (ISB) (Annexe C), ces mouvements servaient également à déterminer le centre articulaire gléno-huméral avec une approche fonctionnelle (Gamage et Lasenby, 2002). Une approche prédictive était utilisée pour estimer les centres articulaires de la hanche (Harrington, Zavatsky, Lawson, Yuan et Theologis, 2007) et du cou (Reed, Manary et Schneider, 1999).

Suite à cette étape, le sujet manipulait des boîtes vides (grandeur $26 \times 33 \times 34$ cm, masse 500 g) pendant environ 35 minutes en suivant un métronome. La manipulation se faisait entre quatre stations se situant aux quatre coins de la plateforme de force de 130×190 cm comme illustrés par la Figure 4-4. Un signal sonore indiquait la prise et le dépôt de chaque boîte. Le temps alloué était de 3 s pour le côté court, 4 s pour le côté long et 5 s pour la diagonale. La vitesse d'exécution augmentait à 125 % pour le reste de l'essai lorsque la moitié des 360 boîtes avait été déplacée. Le sujet devait suivre la cadence imposée, mais aucune instruction n'était fournie quant à la technique de manutention des boîtes. L'ordre de prise et de dépôt des boîtes était randomisé entre les stations, il était indiqué par des lumières associées à chaque station. Après chaque manipulation de 25 boîtes, le sujet restait au centre de la plateforme pour une durée de 10 s en faisant des mouvements rapides des deux bras. Ces mouvements permettaient de synchroniser les deux systèmes en utilisant une corrélation croisée.

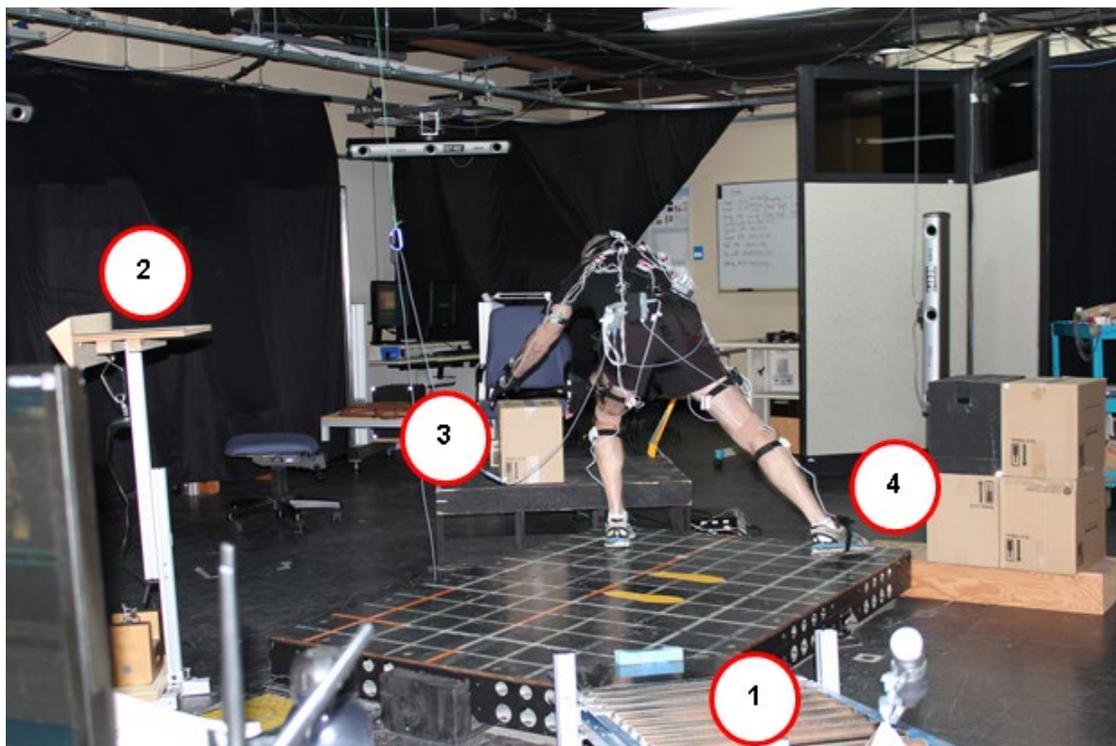


Figure 4-4. Illustration des 4 stations durant l'essai de manutention.

La compagnie du système Neuron mettait en garde contre l'utilisation du système dans un environnement où le champ magnétique terrestre serait perturbé par la présence de moteurs, de transformateurs électriques, de matériaux ferromagnétiques, d'enceintes acoustiques, d'écrans, tels qu'illustré par la Figure 4-5. Les conséquences anticipées n'étaient pas seulement une lecture erronée du magnétomètre qui viendrait affecter l'estimation des orientations des centrales inertielles, mais aussi un risque de magnétisation des centrales, ce qui nécessiterait un calibrage industriel de celles-ci. Par conséquent, Il fut décidé de tester le système dans un environnement perturbé magnétiquement seulement à la fin des collectes de données pour le dernier sujet.



Figure 4-5. Mise en garde de la compagnie contre l'utilisation du système dans un environnement perturbé magnétiquement (Noitom, 2018).

La Figure 4-6 illustre l'essai avec perturbations magnétiques réalisé similairement à une étude précédente (Robert-Lachaine *et al.*, 2017b). Le sujet devait transporter une boîte en carton vide en faisant huit allers-retours entre les stations 1 et 2 en passant au-dessus d'une barre en aluminium. Cette première condition représentait un environnement sans perturbations magnétiques supplémentaires. De l'autre côté de la plateforme, le sujet transportait un objet métallique en faisant le même nombre d'allers-retours entre les stations 3 et 4 et en passant au-dessus d'une armoire métallique remplie d'objets ferromagnétiques. Cette deuxième condition représentait un environnement avec perturbations magnétiques imposées. Cette séquence entre les deux côtés de la plateforme a été répétée à 3 reprises en faisant des mouvements rapides des deux mains entre chacune afin de synchroniser les deux systèmes (Optotrak et Neuron). Le but de la manœuvre était de comparer les performances du système en faisant quasiment les mêmes mouvements dans deux environnements différents (sans et avec perturbations magnétiques).

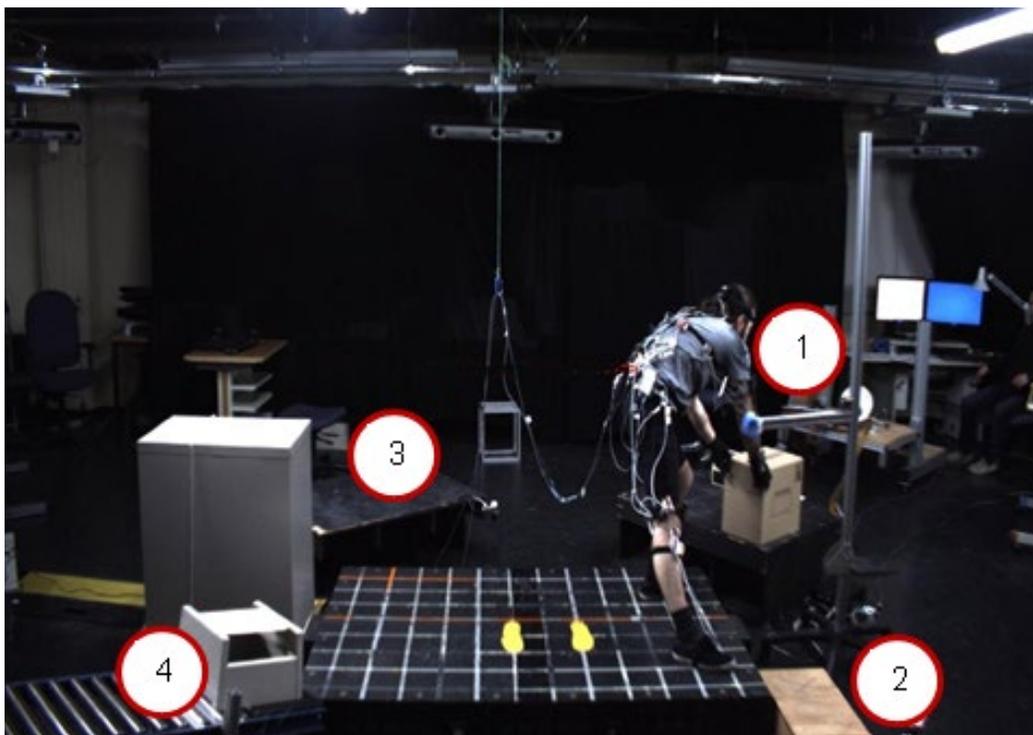


Figure 4-6. Illustration du test en présence de perturbations magnétiques avec le dernier sujet.

4.4 Comparaison des systèmes

Il faut comparer deux systèmes (Optotrak et Neuron) qui ont des repères de mesures différents. Optotrak estime les orientations des corps rigides dans un repère global défini dans le laboratoire. Neuron estime les orientations des centrales inertielles dans le repère terrestre. Donc les deux systèmes mesurent deux choses différentes (rigide vs centrales) dans deux repères différents. La première étape consistait à trouver la relation entre les corps rigides et les centrales inertielles en utilisant une méthode validée en laboratoire (Mecheri, Robert-Lachaine, Larue et Plamondon, 2016). La méthode consiste à comparer les vitesses angulaires des deux repères techniques (estimée par Optotrak en dérivant l'orientation du corps rigide et mesurée par le gyroscope de la centrale inertielle) et à trouver la matrice de rotation « R » qui permet de passer d'un système à l'autre comme illustré par la Figure 4-7. Une fois que les systèmes locaux de coordonnées sont alignés, on peut appliquer le calibrage anatomique aux deux systèmes de mesure pour interpréter les angles articulaires. Cette comparaison #1 représente l'erreur technologique des centrales inertielles qui provient de l'estimation de l'orientation (Annexe D).

La comparaison #2 (Annexe E) isole la composante modèle cinématique en utilisant uniquement les centrales inertielles. Les angles articulaires sont calculés en utilisant le modèle fourni par Neuron basé sur des poses de calibrage d'une part et en utilisant le modèle anatomique et calibrage anatomique suite à l'alignement des systèmes de coordonnées local (comme pour la comparaison #1). La comparaison #3 (Annexe F) représente la différence totale

entre les deux systèmes utilisés indépendamment l'un de l'autre. Les angles articulaires sont comparés entre le système Optotrak et le modèle anatomique à ceux du système Neuron et de son modèle basé sur des poses de calibrage.

Pour évaluer l'effet de la durée de la collecte sur les performances du système, l'essai de 35 minutes a été divisé en intervalles de 5 minutes successifs. Une analyse de variance à une voie (ANOVA) avec le facteur intervalles ainsi qu'un test de comparaison multiple de Tukey-Kramer ont été effectués.

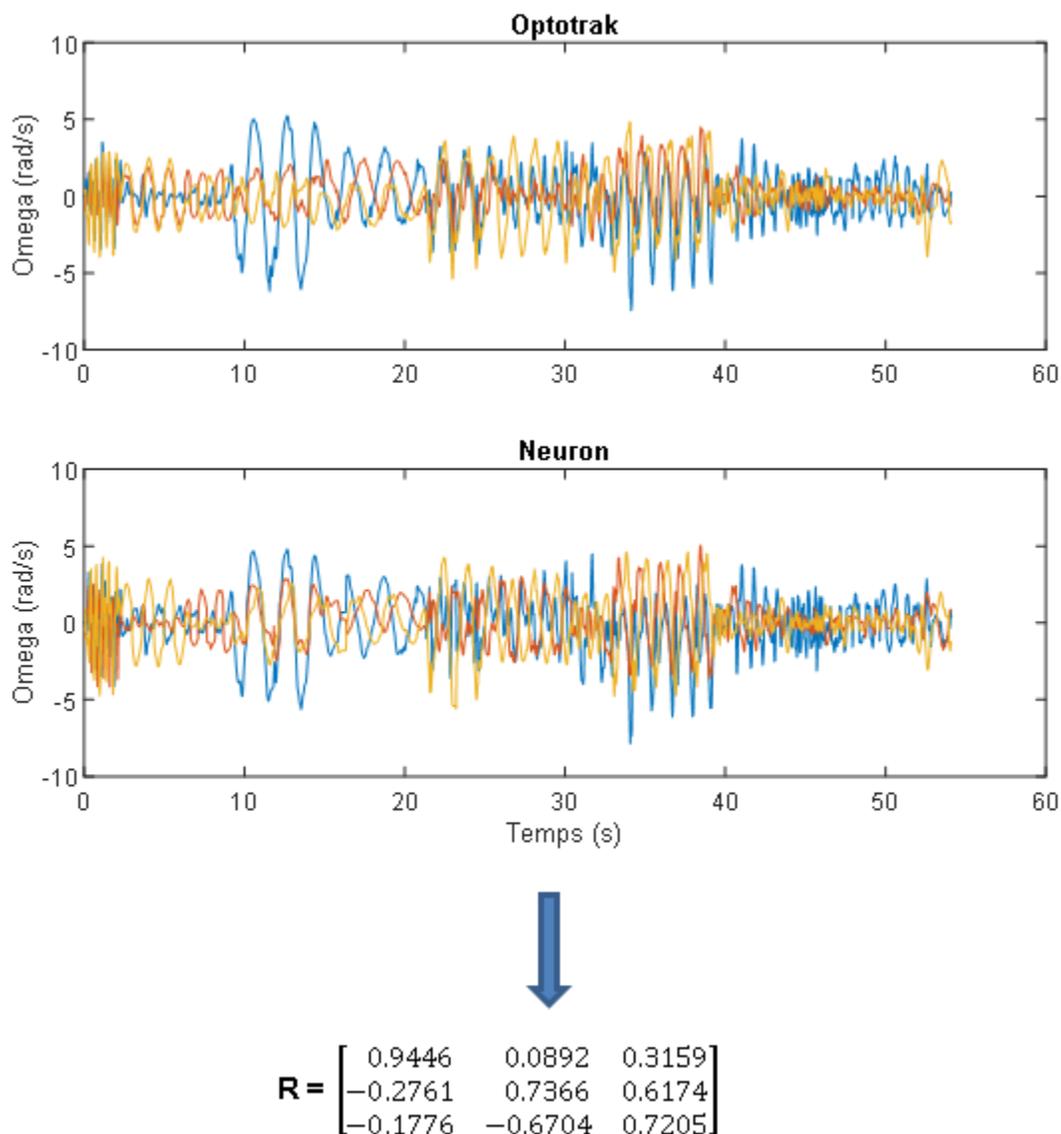


Figure 4-7. Exemple d’alignement des deux systèmes avec la méthode des vitesses angulaires.

Note : Sur le graphique du haut, la vitesse angulaire du rigide Optotrak. Sur le graphique du bas la vitesse angulaire de la centrale inertielle associée au rigide. R étant la matrice de rotation qui permet de passer d’un repère à l’autre (Mecheri *et al.*, 2016).

5. RÉSULTATS

Les différences d'angles articulaires entre les deux systèmes étaient évaluées avec des statistiques descriptives comprenant l'erreur quadratique moyenne (RMSE), le coefficient de corrélation multiple (CMC) et des limites d'accord *Bland-Altman* (LoA) incluant le biais $\pm 95\%$ de coefficient de répétabilité. La moyenne des cinq sujets est rapportée et les résultats sont présentés par articulation et par axe pour chacune des trois comparaisons et moyennés pour les articulations gauches et droites.

5.1 Tâche de manutention sans perturbations magnétiques

Le niveau d'erreur des centrales inertielles durant la tâche de manutention de longue durée sous des conditions normales de laboratoire est rapporté au Tableau 5-1. La variation des valeurs d'erreur pour les trois comparaisons s'étendait de 1,5 à 21,9° pour la RMSE, de 0,49 à 1,00 pour le CMC et de 0 à 16,8° pour le biais et enfin de 2,7 à 32,6° pour le coefficient de répétabilité.

Pour la comparaison #1, les trois axes obtenaient des niveaux d'erreur différents où l'axe longitudinal Y contrastait l'axe frontal X et transverse Z. En moyenne pour toutes les articulations, l'axe Y obtenait 10,5° en RMSE, 0,78 en CMC et $3,3 \pm 13,1^\circ$ en LoA, alors que les axes X et Z obtenaient respectivement 5,7° et 5,0° en RMSE, 0,87 et 0,96 en CMC et $0,7 \pm 8,4^\circ$ et $-0,6 \pm 6,1^\circ$ en LoA.

Les erreurs entre la comparaison #1 et #2 sont généralement comparables et celles de la comparaison #3 se rapprochent du maximum entre les deux premières comparaisons. En moyenne sur toutes les articulations et axes, les comparaisons #1-2-3 obtiennent respectivement 7,1°, 6,4° et 9,2° en RMSE, 0,87, 0,92 et 0,85 en CMC et $1,1 \pm 9,2^\circ$, $0,3 \pm 9,4^\circ$ et $1,3 \pm 12,6^\circ$ en LoA.

La moyenne des axes et des trois comparaisons par articulation montre que le genou, la cheville et le cou obtenaient des RMSE inférieurs à 4°, des CMC supérieurs à 0,89 et des coefficients de répétabilité inférieurs à 6° pour les trois comparaisons. En contraste, les valeurs du coude, de l'épaule et du dos obtenaient des RMSE souvent supérieurs à 10°, des CMC inférieurs à 0,86 et des coefficients de répétabilité supérieurs à 10°.

L'ANOVA à une voie sur le facteur intervalles ainsi qu'un test de comparaison multiple de Tukey-Kramer ont révélé des différences significatives ($p < 0.001$) entre le premier intervalle (début de l'essai) et les intervalles 4, 5, 6 et 7 (Tableau 5-2).

5.2 Tâche de manutention avec perturbations magnétiques

Pour cette partie, l'analyse portait sur la comparaison #1 seulement, car il fallait isoler l'effet des perturbations magnétiques sur l'algorithme de fusion implanté dans les centrales inertielles. Comme cette analyse n'a été réalisée que sur un seul sujet et un seul essai, il n'est possible que de présenter des statistiques descriptives en comparant les erreurs quadratiques moyennes. Le Tableau 5-3 présente les erreurs RMSE sur les trois axes pour les intervalles sans et avec perturbations magnétiques. En règle générale, on ne constate pas une

dégradation dramatique de la performance du système en présence de perturbations magnétiques. La RMSE moyenne sur toutes les articulations passe de 9,1° sans perturbations à 10,2° avec perturbation. L'avatar aussi ne présentait pas d'anomalies lors de la collecte, car une observation systématique de ce dernier était effectuée pendant toute la durée de la collecte (Figure 5-1).

Tableau 5-1. Statistiques descriptives des trois comparaisons d'angles articulaires (degrés).

Articulation	Ax	Comparaison #1				Comparaison #2				Comparaison #3			
		RMSE	CMC	LoA		RMSE	CMC	LoA		RMSE	CMC	LoA	
Poignet	Z	8.9	0.81	5.6 ± 9.6		4.5	0.97	-0.8 ± 7.2		9.0	0.86	4.9 ± 10.3	
	X	6.6	0.78	3.9 ± 8.8		3.8	0.93	0.0 ± 6.7		8.3	0.69	1.3 ± 10.8	
	Y	9.6	0.76	-0.9 ± 11.8		5.4	0.93	-1.2 ± 7.0		9.5	0.73	-1.6 ± 12.3	
Coude	Z	13.4	0.91	-11.7 ± 9.5		8.8	0.97	1.4 ± 19.4		14.9	0.88	-11.1 ± 16.2	
	X	9.7	0.85	0.1 ± 14.1		12.8	0.88	-0.3 ± 13.2		17.1	0.63	2.4 ± 24.7	
	Y	12.3	0.87	8.4 ± 15.2		8.6	0.91	0.8 ± 14.2		14.3	0.87	8.1 ± 18.5	
Épaule	X	6.0	0.98	-0.6 ± 9.9		21.9	0.82	-3.3 ± 32.6		17.5	0.83	-1.2 ± 26.3	
	Z	4.9	0.98	1.8 ± 8.3		13.4	0.85	5.4 ± 22.7		10.9	0.91	1.3 ± 18.6	
	Y	10.3	0.85	-4.3 ± 14.0		13.0	0.86	-3.0 ± 21.6		16.0	0.81	-4.3 ± 23.6	
Cou	Z	2.6	0.99	0.7 ± 4.4		1.9	1.00	0.2 ± 2.9		3.2	0.99	1.8 ± 5.1	
	X	3.2	0.96	-0.8 ± 5.8		2.7	0.97	-0.1 ± 5.0		3.9	0.94	-1.0 ± 6.8	
	Y	5.4	0.99	-0.7 ± 7.3		2.0	1.00	-0.7 ± 3.1		5.8	0.97	0.4 ± 8.5	
Dos	Z	2.8	0.98	1.1 ± 4.6		2.6	0.99	-0.7 ± 3.8		3.8	0.94	-0.8 ± 6.6	
	X	8.7	0.74	2.5 ± 13.4		6.0	0.88	4.3 ± 6.7		11.3	0.76	8.0 ± 12.7	
	Y	20.1	0.54	16.5 ± 21.0		7.4	0.99	5.0 ± 6.8		19.8	0.63	16.8 ± 20.6	
Cheville	Z	1.5	0.99	0.2 ± 2.7		2.7	0.96	0.0 ± 4.1		2.7	0.95	0.5 ± 4.8	
	X	1.5	0.99	0.1 ± 2.8		2.7	0.95	0.4 ± 4.7		5.4	0.90	-2.2 ± 7.9	
	Y	7.2	0.83	-4.0 ± 10.1		3.5	0.95	-2.4 ± 4.4		7.7	0.82	-4.3 ± 10.9	
Genou	Z	2.0	0.99	-0.6 ± 3.4		2.4	0.98	-0.6 ± 4.3		2.4	0.91	-0.5 ± 4.4	
	X	3.8	0.86	-1.5 ± 5.3		7.1	0.65	-4.9 ± 9.1		5.7	0.83	-2.6 ± 8.6	
	Y	3.1	0.94	-0.7 ± 5.5		3.9	0.93	-1.2 ± 6.0		3.8	0.94	-0.2 ± 6.8	
Hanche	Z	2.9	0.99	0.5 ± 5.2		2.1	1.00	0.0 ± 3.6		3.8	0.95	-1.1 ± 5.7	
	X	7.0	0.82	-0.5 ± 8.9		7.3	0.83	5.3 ± 8.8		7.9	0.81	4.7 ± 10.9	
	Y	16.1	0.49	11.7 ± 20.1		6.3	0.94	2.3 ± 7.9		15.9	0.77	11.8 ± 20.4	
Moyenne	Z	5.0	0.96	-0.6 ± 6.1		5.9	1.0	-0.5 ± 9.7		7.2	0.90	-0.9 ± 9.9	
	X	5.7	0.87	0.7 ± 8.4		7.0	0.90	1.3 ± 9.6		8.8	0.80	1.5 ± 12.6	
	Y	10.5	0.78	3.3 ± 13.1		6.3	0.90	-0.1 ± 8.9		11.6	0.80	3.3 ± 15.2	
	All	7.1	0.87	1.1 ± 9.2		6.4	0.92	0.3 ± 9.4		9.2	0.85	1.3 ± 12.6	

Note : Comparaison #1 système optoélectronique calibré anatomiquement (modèle anatomique) vs MIMUs calibré anatomiquement (modèle ISB); comparaison #2 MIMUs calibré anatomiquement (modèle anatomique) vs MIMUs calibré avec des poses (modèle Neuron); comparaison #3 système optoélectronique calibré anatomiquement (modèle ISB) vs MIMUs calibré avec des poses (modèle Neuron) comprenant les moyennes de l'erreur quadratique moyenne (RMSE), du coefficient de corrélation multiple (CMC) et des limites d'accord « Bland-Altman » (LoA) incluant le biais ± 95 % de coefficient de répétabilité. Z : transverse, X : frontal, Y : longitudinal et MIMU : centrale inertielle.

Tableau 5-2. RMSE (en degrés) moyenne sur les trois axes et toutes les articulations par intervalle.

Intervalle	1	2	3	4	5	6	7
RMSE	7.9	8.4	8.2	9.0	9.0	9.1	9.4

Tableau 5-3. RMSE (en degrés) sur les trois axes en absence de perturbations magnétiques (P = 0) et en présence de celles-ci (P = 1).

RMSE	Axes	Poignet	Coude	Épaule	Cou	Dos	Cheville	Genou	Hanche
P = 0	Z	11.4	7.5	9.7	3.6	7.7	7.5	4.2	7.7
	X	4.6	10.1	5.7	1.8	7.3	3.2	2.9	7.2
	Y	15.1	20.3	6.4	2.6	30.6	18.5	9.7	11.7
P = 1	Z	12.7	9.7	13.2	2.5	4.3	5.5	2.1	4.2
	X	7.4	11.7	9.3	3.1	7.8	5.7	1.8	6.2
	Y	12.2	22.9	12.3	7.9	37.9	17.6	4.8	23.2

Note : Une réduction du RMSE suite aux perturbations magnétiques est indiquée en gras.

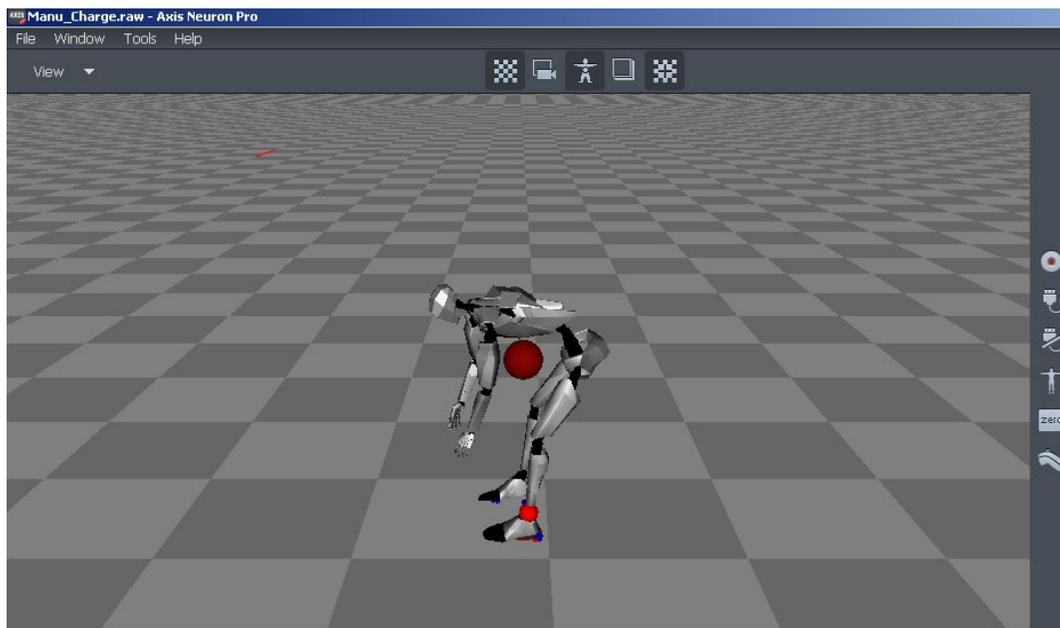


Figure 5-1. Illustration de l'avatar Neuron pendant l'essai de manutention.

6. DISCUSSION

La capacité de centrales inertielles Neuron à mesurer les angles articulaires du corps complet était évaluée par rapport à un système optoélectronique. Les sujets effectuaient une tâche de manutention de longue durée d'environ 35 minutes sous des conditions normales de laboratoire. Par la suite, le dernier sujet a effectué des manutentions où il alternait entre un côté de la plateforme avec des perturbations magnétiques imposées par la proximité à des objets ferromagnétiques et l'autre côté qui représentait une condition normale de laboratoire. Cet aspect permettait de vérifier l'impact des perturbations magnétiques sur l'exactitude de mesure des centrales inertielles.

6.1 Tâches de manutention sans perturbations magnétiques

6.1.1 Erreur technologique

En premier lieu, l'erreur technologique des centrales inertielles Neuron suite au recalage des systèmes locaux de coordonnées à l'aide des vitesses angulaires a été explorée. En comparaison avec une étude effectuant les mêmes tâches de manutention avec les centrales inertielles Xsens (Robert-Lachaine *et al.*, 2017c), l'erreur est beaucoup plus élevée pour les centrales inertielles Neuron. Les centrales inertielles Xsens obtenaient une erreur technologique sur les angles articulaires d'environ 2,8° de RMSE, alors que les centrales inertielles Neuron obtenaient environ 7,1° de RMSE (Tableau 6-1). L'erreur technologique est directement liée à l'estimation d'orientation des centrales inertielles qui combinent les données des accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres à l'aide d'algorithmes de fusion. Les résultats indiquent que l'algorithme de fusion de Neuron est moins performant que celui de Xsens. Le calibrage des composantes internes des centrales inertielles peut également avoir un impact sur le niveau d'exactitude.

L'erreur technologique est plus élevée sur l'axe Y que les deux autres axes. Un tel constat avait été remarqué lors d'études précédentes (Faber, Chang, Rizun et Dennerlein, 2013; Plamondon *et al.*, 2007; Robert-Lachaine *et al.*, 2017c). En position debout, la plupart des axes longitudinaux Y des articulations se rapprochent du vecteur d'accélération gravitationnelle. Puisque les accéléromètres sont incapables de détecter les rotations autour du vecteur d'accélération gravitationnelle, l'algorithme de fusion de données qui estime l'orientation accorde plus d'importance aux gyroscopes et magnétomètres. Les gyroscopes dérivent rapidement dans le temps et les magnétomètres sont sensibles aux perturbations du champ magnétique local, donc l'erreur de mesure augmente.

Plusieurs autres études sur différentes centrales inertielles ont également rapporté des valeurs d'erreur technologique sur les angles articulaires ou les orientations segmentaires sur divers mouvements. Pour les senseurs Xsens, le dosimètre de posture obtenait de 2,5 à 5,1° de RMSE et des CMC de 0,66 à 0,97 pour le dos pendant des tâches de manutention de longue durée (Plamondon *et al.*, 2007). Pour des tâches de leviers asymétriques, les erreurs segmentaires variaient entre 4,9 et 23,9° pour le dos, thorax, tête, bras et avant-bras (Godwin, Agnew et Stevenson, 2009). D'excellents CMC de plus de 0.95 sont rapportés pour la marche de courte durée (Ferrari *et al.*, 2010). Pour le système APDM, des RMSE de 4.4 à 6.5° sont obtenus sur le coude et l'épaule pendant des mouvements fonctionnels de courte durée

(El-Gohary et McNames, 2012). La variabilité moyenne absolue variait de 0,9 à 6,0° sur le dos, épaule, hanche et genou durant des tâches de manutention de courte durée (Kim, S. et Nussbaum, 2013) avec le système corps complet de Xsens. Une simulation d'attachement de dispositifs dans une laiterie de très longue durée obtenait des RMSE entre 4,1 et 12,1° sur le dos et l'épaule avec le système corps complet de Xsens. Des gestes de natation obtenaient des RMSE de 3 à 15° et CMC supérieurs à 0.9 sur le membre supérieur (Fantozzi *et al.*, 2015) avec le système complet de Xsens.

Tableau 6-1. Comparaison des valeurs RMSE (en degrés) sur les trois axes entre les systèmes Neuron et Xsens.

RMSE	Axes	Poignet	Coude	Épaule	Cou	Dos	Cheville	Genou	Hanche	Moyenne
Neuron	Z	8.9	13.4	6.0	2.6	2.8	1.5	2.0	2.9	7.1
	X	6.6	9.7	4.9	3.2	8.7	1.5	3.8	7.0	
	Y	9.6	12.3	10.3	5.4	20.1	7.2	3.1	16.1	
Xsens	Z	3.8	2.9	2.9	1.4	1.3	3.8	2.3	2.2	2.8
	X	2.8	2.0	3.0	1.5	1.5	4.3	1.9	2.3	
	Y	3.6	2.6	2.5	3.0	3.6	7.3	3.3	3.5	

Note : Les valeurs de Xsens sont extraites de Plamondon *et al.*, 2016.

Il n'est pas surprenant que les centrales inertielles Neuron performant moins bien que celles de Xsens, puisque Xsens est en quelque sorte la référence pour les centrales inertielles (Lebel, Boissy, Hamel et Duval, 2015). En observant les résultats d'études utilisant Xsens (Ferrari *et al.*, 2010; Kim, S. et Nussbaum, 2013; Robert-Lachaine *et al.*, 2017a), on remarque qu'ils semblent plus exacts que leur compétiteur APDM ou I2M qui demeurent des systèmes onéreux (El-Gohary et McNames, 2012; Fantozzi *et al.*, 2015; Schall, Fethke, Chen, Oyama et Douphrate, 2015). Ainsi, l'erreur technologique obtenue par les centrales inertielles Neuron se compare défavorablement à Xsens, mais se rapproche de celle d'APDM ou I2M, bien que les contextes d'utilisation diffèrent.

6.1.2 Différences dues au modèle

Peu d'études ont dissocié les différences dues à la technologie de celles dues aux modèles cinématiques. Lorsqu'on observe les résultats entre les trois comparaisons, on remarque que tant l'aspect lié à la technologie (comparaison #1) qu'au modèle (comparaison #2) peut contribuer à la différence totale (comparaison #3). Les résultats sur les trois comparaisons avec les centrales inertielles Xsens indiquent que la composante modèle était beaucoup plus influente sur la différence totale, puisque l'erreur technologique était assez faible (Robert-Lachaine *et al.*, 2017c). Pendant la marche, les différences dues au modèle contribuaient majoritairement à la différence totale (Ferrari *et al.*, 2010). Au contraire, pendant des tâches de

manutention de courte durée, l'erreur technologique contribuait majoritairement à la différence totale (Kim, S. et Nussbaum, 2013). Pour les centrales inertielles Neuron, l'erreur technologique est plus grande d'où son influence similaire au modèle sur la différence totale. Néanmoins, la répartition des différences entre les articulations est similaire à celle identifiée par l'étude de Robert-Lachaine *et al.* (2017c) où l'épaule et le coude obtiennent les différences les plus notables.

Les différences dues au modèle cinématique proviennent principalement de l'approche de calibrage. Les systèmes traditionnels d'analyse du mouvement en laboratoire effectuent un calibrage anatomique en identifiant la position des repères anatomiques du squelette. Puisque les centrales inertielles ne donnent pas directement les positions, les approches de calibrage diffèrent. Les calibrages les plus communs se basent sur une pose unique (Robert-Lachaine *et al.*, 2017a), une double pose (Palermo, Rossi, Marini, Patané et Cappa, 2014), un calibrage fonctionnel (Favre, Aissaoui, Jolles, De Guise et Aminian, 2009), un positionnement technique (Bouvier, Duprey, Claudon, Dumas et Savescu, 2015) ou une combinaison d'approches (de Vries, Veeger, Cutti, Baten et van der Helm, 2010). Le système Neuron utilisait plusieurs poses uniques pour calibrer. Les différences rapportées à la comparaison #2 indiquent la quantité de désalignement entre les systèmes de coordonnées articulaires. En effet, les axes articulaires X, Y et Z sont orientés selon les plans anatomiques du corps entier lors de pose unique, alors qu'ils sont orientés par rapport à la géométrie osseuse de chaque articulation lors du calibrage anatomique. Ainsi, une articulation comme l'épaule où les repères suivent l'épine de la scapula obtient plus de différence à la comparaison #2. Peu d'études ont comparé les différentes approches de calibrage des centrales inertielles, mais une étude a montré des résultats similaires entre les approches pour le membre supérieur (Bouvier *et al.*, 2015). L'identification d'une approche plus étroitement liée au calibrage anatomique permettrait de réduire la différence due au modèle. D'autres aspects du modèle cinématique tels que la détermination des longueurs segmentaires à l'aide des mesures anthropométriques pourraient être améliorés. Les informations fournies pour mesurer les distances anthropométriques devraient se baser sur des repères anatomiques, afin d'assurer une meilleure fiabilité et exactitude de mesure. Cependant, le modèle Neuron est assez rigide et comporte peu de détails, ce qui ne permet pas à l'utilisateur d'effectuer ce type d'amélioration.

6.1.3 Effet de la durée de collecte

Il était attendu que l'erreur du système augmenterait dans le temps à cause de la dérive du gyroscope. Nos résultats confirment ceux de Kim, S. et Nussbaum (2013) qui ont divisé un essai de 60 minutes en 3 blocs de 20 minutes chacun. Les RMSE des deux derniers blocs étaient plus élevées que celles du premier bloc. Dans nos études précédentes (Plamondon *et al.*, 2007; Plamondon *et al.*, 2016), une comparaison de RMSE d'essais courts (5 min) par rapport à des essais de longue durée (35 min) a été effectuée. Les RMSE étaient plus élevées pour les essais de longue durée. De plus, un montage expérimental de centrales inertielles Xsens, APDM et Inertial Labs sur des mécanismes de rotation obtenait une diminution significative de l'exactitude après seulement une minute pour les trois systèmes (Lebel *et al.*, 2015). La durée d'acquisition affectant l'exactitude de mesure des centrales inertielles est un phénomène bien connu qui est principalement lié à la dérive des gyroscopes avec le temps.

6.2 Tâches de manutention avec perturbations magnétiques

Comme le but de cette tâche était d'isoler l'effet des perturbations magnétiques sur la performance du système Neuron, seule l'erreur technologique a été analysée. En général, l'erreur RMSE augmentait en présence de perturbations magnétiques, ce qui était attendu et en concordance avec la littérature (Robert-Lachaine *et al.*, 2017b). Le fait que la RMSE diminuait pour l'articulation du genou ne peut être que le fruit du hasard. On constate sur le plan numérique (RMSE) et visuel (comportement de l'avatar) que des perturbations magnétiques dues à la présence de matériaux ferromagnétiques, de faibles intensités, n'entraînent pas une dégradation dramatique du système. Habituellement, lorsque les centrales inertielles sont exposées aux perturbations magnétiques, on constate des déformations assez prononcées de l'orientation des segments de l'avatar. Comme une perturbation entraîne une déviation de la lecture du champ magnétique terrestre dans un sens aléatoire, il se peut que l'erreur du système diminue. En effet, cette information déviée est utilisée dans l'algorithme de fusion pour estimer l'orientation du segment. De façon aléatoire la nouvelle orientation peut être améliorée en agissant dans le sens contraire de l'erreur, ce qui expliquerait le résultat obtenu pour le genou dans le Tableau 5-3. Il est logique d'assumer que ce même type de collecte de données sur plusieurs sujets aurait mené à un portrait différent du phénomène où l'ensemble des articulations auraient montré plus d'erreurs lors des perturbations magnétiques. Car en règle générale, la présence de perturbations magnétiques entraîne des erreurs plus ou moins importantes dépendamment de la quantité de déviation provoquée et de la durée des perturbations et de l'algorithme de fusion utilisé.

6.3 Discussion générale

Cette étude avait pour but essentiel de répondre à une question qui concernait le degré d'exactitude du système inertiel Neuron. Les résultats obtenus sont encourageants, car ce système moins onéreux présentait un potentiel pour être utilisé dans différentes activités. Les erreurs sur les angles articulaires suggèrent que ce système pourrait être utilisé pour mesurer quelques variables sur l'exposition physique d'un travailleur, comme la posture. Le fait d'avoir des erreurs importantes sur l'axe de rotation axiale, qui varient selon les articulations, limite l'utilisation de ce système dans une chaîne de dynamique inverse pour estimer des moments articulaires, comme le moment à L5/S1 par exemple. Visuellement, l'avatar ne présentait pas d'aberrances lors des collectes de données avec les cinq sujets, ce qui permet d'utiliser le système dans un contexte d'animation ou de formation de manutentionnaire en leur fournissant un retour en temps réel pendant l'exécution d'une tâche.

6.3.1 Inconvénients du système Neuron

Le fabricant du système Neuron est une petite compagnie (Noitom Ltd) qui cible principalement le domaine de l'animation, son assistance technique pour répondre à des questions plus pointues reste donc à améliorer. En effet, de nombreux tests ont dû être réalisés afin de comprendre comment les données exportées étaient organisées, ce qui a entraîné une perte de temps. Ces détails techniques devraient pourtant être disponibles sans aucun problème dans un manuel d'utilisation. De plus, le système ne présente aucune entrée ou sortie physique qui permettrait de synchroniser plusieurs systèmes utilisés en même temps, comme des semelles de pression. L'absence de base de temps a créé également de la confusion, car il est

impossible de savoir si la fréquence d'échantillonnage est stable et s'il y a ou non une perte de données lors de la transmission de celles-ci.

7. CONCLUSION

Le système Neuron a obtenu des résultats qui sont satisfaisants pour son utilisation dans un contexte d'animation, de formation ou de mesure partielle de l'exposition physique d'un travailleur dans un milieu de travail, pour autant que ce milieu ne présente pas de fortes perturbations magnétiques. Le système Neuron a obtenu une exactitude de mesure inférieure au système Xsens et similaire au système APDM mais ces derniers demeurent des systèmes onéreux. Les niveaux d'erreur souvent inférieurs à 5° principalement pour le membre inférieur et le plan sagittal confirmaient l'hypothèse de recherche. Le coût abordable du système pourrait favoriser l'émergence de projets où des centrales inertielles pourraient être utilisées par plusieurs partenaires et intervenants en santé et sécurité du travail.

BIBLIOGRAPHIE

- Bernard, B. P. (1997). A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. *NIOSH* 1(1), 7-16.
- Boucher, A. et Duguay, P. (2017). *Lésions professionnelles acceptées qui sont des TMS reliés à la manutention, Québec, 2011 à 2015*. Montréal, QC: IRSST.
- Bouvier, B., Duprey, S., Claudon, L., Dumas, R. et Savescu, A. (2015). Upper limb kinematics using inertial and magnetic sensors: Comparison of sensor-to-segment calibrations. *Sensors*, 15(8), 18813-18833. doi: 10.3390/s150818813
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U. et Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination *Clinical Biomechanics*, 10(4), 171-178.
- Carver, N. S., Bojovic, D. et Kelty-Stephen, D. G. (2017). Multifractal foundations of visually-guided aiming and adaptation to prismatic perturbation. *Human Movement Science*, 55, 61-72. doi: 10.1016/j.humov.2017.07.005
- Chen, J., Qiu, J. et Ahn, C. (2017). Construction worker's awkward posture recognition through supervised motion tensor decomposition. *Automation in Construction*, 77, 67-81. doi: 10.1016/j.autcon.2017.01.020
- Coenen, P., Gouttebauge, V., van der Burght, A. S., van Dieen, J. H., Frings-Dresen, M. H., van der Beek, A. J. et Burdorf, A. (2014). The effect of lifting during work on low back pain: A health impact assessment based on a meta-analysis. *Occupational & Environmental Medicine*, 71(12), 871-877. doi: 10.1136/oemed-2014-102346
- Coenen, P., Kingma, I., Boot, C. R., Twisk, J. W., Bongers, P. M. et van Dieen, J. H. (2013). Cumulative low back load at work as a risk factor of low back pain: A prospective cohort study. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 23(1), 11-18. doi: 10.1007/s10926-012-9375-z
- da Costa, B. R. et Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53(3), 285-323. doi: 10.1002/ajim.20750
- de Vries, W. H. K., Veeger, H. E. J., Cutti, A. G., Baten, C. et 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(10), 1983-1988. Tiré de <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192901000151X>
- Denis, D., Gonella, M., Comeau, M. et Lauzier, M. (2018). *Appropriation et transfert par des formateurs d'une nouvelle approche de prévention en manutention axée sur l'utilisation de principes d'action* (Rapport n° R-1020). Montréal, QC: IRSST. Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-1020.pdf?v=2018-06-22>
- Denis, D., Lortie, M., St-Vincent, M., Gonella, M., Plamondon, A., Delisle, A. et Tardif, J. (2011). *Programme de formation participative en manutention manuelle : fondements théoriques et approche proposée* (Rapport n° R-690). Montréal, QC: IRSST. Tiré de <https://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-690.pdf>
- El-Gohary, M. et McNames, J. (2012). Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9), 2635-2641. doi: 10.1109/TBME.2012.2208750
- Faber, G. S., Chang, C. C., Rizun, P. et Dennerlein, J. T. (2013). A novel method for assessing the 3-D orientation accuracy of inertial/magnetic sensors. *Journal of Biomechanics*,

- 46(15), 2745-2751. Tiré de
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929013003540>
- Fantozzi, S., Giovanardi, A., Magalhaes, F. A., Di Michele, R., Cortesi, M. et 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(11), 1-8. doi: 10.1080/02640414.2015.1088659
- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., De Guise, J. A. et Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2330-2335. Tiré de
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009003649>
- Ferrari, A., Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A. et 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), 1-15. doi: 10.1007/s11517-009-0544-y
- Gamage, S. S. et Lasenby, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87-93. Tiré de
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11747887>
- Godwin, A., Agnew, M. et Stevenson, J. (2009). Accuracy of inertial motion sensors in static, quasistatic, and complex dynamic motion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(11), 114501. doi: 10.1115/1.4000109
- Griffith, L. E., Shannon, H. S., Wells, R. P., Walter, S. D., Cole, D. C., Cote, P., Langlois, L. E. (2012). Individual participant data meta-analysis of mechanical workplace risk factors and low back pain. *American Journal of Public Health*, 102(2), 309-318. doi: 10.2105/AJPH.2011.300343
- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E., Yuan, Z. et 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(3), 595-602. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.02.003
- Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C. W., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., . . . Bouter, L. M. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain. *Spine*, 25(23), 3087-3092.
- Kim, H. S., Hong, N., Kim, M., Yoon, S. G., Yu, H. W., Kong, H. J., . . . Kim, H. C. (2019). Application of a perception neuron((R)) system in simulation-based surgical training. *Journal of Clinical Medicine*, 8(1). doi: 10.3390/jcm8010124
- Kim, S. et Nussbaum, M. A. (2013). Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*, 56(2), 314-326. doi: 10.1080/00140139.2012.742932
- Kong, G., He, K. et Wei, K. (2017). Sensorimotor experience in virtual reality enhances sense of agency associated with an avatar. *Consciousness and Cognition*, 52, 115-124. doi: 10.1016/j.concog.2017.04.018
- Kuiper, J. I., Burdorf, A., Verbeek, J. H. A. M., Frings-Dresen, M. H. W., van der Beek, A. J. et 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(4), 389-404.
- Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M. et 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(3), e0118361. doi: 10.1371/journal.pone.0118361

- Mecheri, H., Robert-Lachaine, X., Larue, C. et Plamondon, A. (2016). Evaluation of Eight methods for aligning orientation of two coordinate systems. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(8), 84501-84504. doi: 10.1115/1.4033719
- Mousas, C. (2017). Full-body locomotion reconstruction of virtual characters using a single inertial measurement unit. *Sensors (Basel)*, 17(11), 2589. doi: 10.3390/s17112589
- Nam, H. S., Lee, W. H., Seo, H. G., Kim, Y. J., Bang, M. S. et Kim, S. (2019). Inertial measurement unit based upper extremity motion characterization for action research arm test and activities of daily living. *Sensors (Basel)*, 19(8). doi: 10.3390/s19081782
- Noitom, N. (2018). *Axis neuron user manual_3.8.7*. Miami, FL: Noitom.
- Ohashi, H., Al-Naser, M., Ahmed, S., Nakamura, K., Sato, T. et Dengel, A. (2018). Attributes' importance for zero-shot pose-classification based on wearable sensors. *Sensors (Basel)*, 18(8), 2485. doi: 10.3390/s18082485
- Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patanè, F. et Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement*, 52, 145-155. Tiré de <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224114000980>
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Brouillette, D., McFadden, D., Desjardins, P. et Lariviere, C. (2007). Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*, 38(6), 697-712. Tiré de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17382283>
- Plamondon, A., Denis, D., Bellefeuille, S., Delisle, A., Gonella, M., Salazar, E., Nastasia, I. (2010). *Manutention : comparaison des façons de faire entre les experts et les novices* (Rapport n° R-663). Montréal, QC: IRSST. Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/pubirsst/r-663.pdf>
- Plamondon, A., Denis, D., Lariviere, C., Delisle, A., Gagnon, D., St-Vincent, M. et Nastasia, I. (2012). *Les femmes manutentionnaires : un point de vue biomécanique et ergonomique* (Rapport n° R-757). Montréal, QC: IRSST. Tiré de <https://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-757.pdf>
- Plamondon, A., Robert-Lachaine, X., Larue, C., Mecheri, H., Denis, D., Delisle, A. et Corbeil, P. (2016). *Développement d'un système de mesures et d'un protocole de mesures permettant de quantifier l'exposition physique des manutentionnaires* (Rapport n° R-1005). Montréal, QC: IRSST. Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-1005.pdf>
- Reed, M., Manary, M. A. et Schneider, L. W. (1999). *Methods for measuring and representing automobile occupant posture* (Document technique n° 1999-01-0959). Warrendale, PA: SAE. Tiré de <https://pdfs.semanticscholar.org/3a30/bbf560b648d0472f38999f8164b3b2ea15d6.pdf>
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. et Plamondon, A. (2017a). Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait & Posture*, 54, 80-86. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.029
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. et Plamondon, A. (2017b). Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy. *Applied Ergonomics*, 63, 123-132. doi: 10.1016/j.apergo.2017.04.011
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. et Plamondon, A. (2017c). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 55(4), 609-619. doi: 10.1007/s11517-016-1537-2

- Sakakura, Y., Kamei, M., Sakamoto, R., Morii, H., Itoh-Masui, A., Kawamoto, E., Shimaoka, M. (2018). Biomechanical profiles of tracheal intubation: a mannequin-based study to make an objective assessment of clinical skills by expert anesthesiologists and novice residents. *BMC Medical Education*, 18(1), 293. doi: 10.1186/s12909-018-1410-0
- Sakoe, H. et Chiba, S. (1978). Dynamic programming optimization for spoken word recognition. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 26(1), 43-49. doi: 10.1109/TASSP.1978.1163055
- Sang, V. N. T., Yano, S. et Kondo, T. (2018). On-body sensor positions hierarchical classification. *Sensors (Basel)*, 18(11). doi: 10.3390/s18113612
- Schall, M. C., Jr., Fethke, N. B., Chen, H., Oyama, S. et Douphrate, D. I. (2015). Accuracy and repeatability of an inertial measurement unit system for field-based occupational studies. *Ergonomics*, 59(4), 1-23. doi: 10.1080/00140139.2015.1079335
- Zhang, L., Diraneyya, M. M., Ryu, J., Haas, C. T. et Abdel-Rahman, E. M. (2019). Jerk as an indicator of physical exertion and fatigue. *Automation in Construction*, 104, 120-128. doi: 10.1016/j.autcon.2019.04.016

ANNEXE A : FOURNISSEURS DE MIMUS

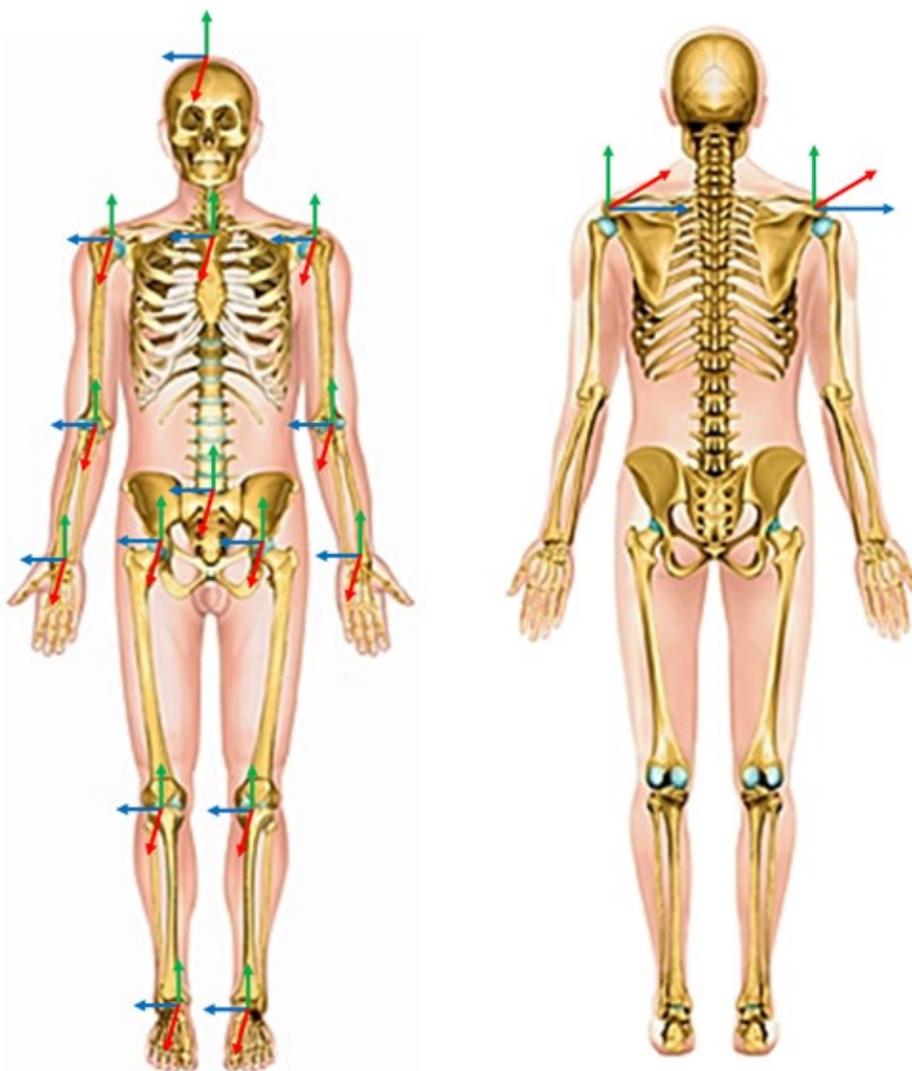
Compagnie	Description	Prix
Xsens	17 senseurs	36,000 à 40,000 USD
APDM	15 senseurs	40,000 USD
Perception Neuron	32 senseurs	2,000 USD
Notch	18 senseurs (3 kits de 6)	1,137 USD
STT	16 senseurs	15,500 Euros
TRIVISIO	15 senseurs	4,500 Euros
Rokoko	17 senseurs	3,000 USD
Shadow	17 senseurs	8,000 USD
Technaid	16 senseurs	18,200 Euros
YOST LABS	17 senseurs	3,500 USD

Pour Xsens et APDM, les prix sont beaucoup plus importants, car ces systèmes ont des logiciels plus complets pour analyser différents mouvements humains.

ANNEXE B : MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES

Mesures	#1	#2	#3	Retenue
Poids				
Hauteur du sujet avec souliers				
Tête				
Cou				
Haut du corps				
Largeur des Épaules				
Longueur bras				
Longueur Avant-bras				
Main				
Largeur du Bassin				
Cuisse				
Jambe				
Cheville				
Pointure				

ANNEXE C : MODÈLE ISB



-  X
-  Y
-  Z

ANNEXE D : COMPARAISON # 1 (ERREUR TECHNOLOGIQUE)

Les erreurs dues aux senseurs inertiels Neuron sont calculées en estimant les orientations des segments puis en calculant les angles articulaires à partir des orientations relatives entre segments adjacents.

D.I Segment dans Optotrak :

L'orientation du segment dans le système Optotrak est donnée par le quaternion q_{seg}^O tel que :

$$q_{seg}^O = q_{clus}^O \otimes q_{seg}^{clus}$$

q_{clus}^O : est le quaternion donnant l'orientation du cluster (rigide Optotrak) dans le repère global d'Optotrak. Ce quaternion est directement donné par le système Optotrak.

q_{seg}^{clus} : est le quaternion donnant l'orientation du segment dans le repère local d'Optotrak (rigide ou cluster). Ce quaternion est construit à partir des points anatomiques numérisés lors de la phase de calibrage anatomique au début de chaque séance, en suivant le protocole CAST et les recommandations de l'ISB.

\otimes : le produit de quaternion.

D.II Segment dans Neuron

L'orientation du segment dans le système Neuron est donnée par le quaternion q_{seg}^N tel que :

$$q_{seg}^N = q_{sens}^N \otimes q_{seg}^{sens} = q_{sens}^N \otimes q_{clus}^{sens} \otimes q_{seg}^{clus}$$

q_{sens}^N : est le quaternion donnant l'orientation du senseur dans le repère global de Neuron.

q_{clus}^{sens} : est le quaternion donnant l'orientation du cluster par rapport au senseur. Ce quaternion est déterminé par la procédure d'alignement se basant sur les vitesses angulaires.

q_{seg}^{clus} : est le quaternion construit à partir des points anatomiques.

L'erreur technologique est calculée en éliminant les repères globaux d'Optotrak et de Neuron, en estimant l'orientation relative d'un segment distal par rapport à un segment proximal q_{dist}^{prox} .

$$q_{dist}^{prox} = q_0^{prox} \otimes q_{dist}^O = \overline{q_{prox}^O} \otimes q_{dist}^O = \overline{q_{prox}^N} \otimes q_{dist}^N$$

Tel que \bar{q} est le quaternion conjugué de q .

ANNEXE E : COMPARAISON # 2 (ÉCART MODÈLE)

Dans cette comparaison, on prend le même système Neuron et on calcule les orientations relatives entre segments en prenant le modèle ISB et le modèle Neuron.

E.I Segment ISB

Le segment aura ses axes orientés suivant les recommandations de l'ISB. On a q_{sens}^N , l'orientation du senseur dans le système Neuron. Cette orientation est estimée par :

$$q_{seg}^N = q_{sens}^N \otimes q_{seg}^{sens} = q_{sens}^N \otimes q_{clus}^{sens} \otimes q_{seg}^{clus}$$

E.II Segment Neuron

On a q_{seg}^{Neuron} , l'orientation du segment dans le système Neuron. Cette orientation est estimée après les phases de calibrages du système Neuron avec les quatre poses (stationnaire, N, T et S) et est directement donnée par le système.

L'écart entre les deux modèle ISB et Neuron est trouvé en comparant les angles articulaires extraits à partir des orientations relatives entre segments adjacents :

$$q_{dist}^{prox} = q_{Neuron}^{prox} \otimes q_{dist}^{Neuron} = \overline{q_{prox}^{Neuron}} \otimes q_{dist}^{Neuron} = \overline{q_{prox}^N} \otimes q_{dist}^N$$

Comme les deux quaternions q_{seg}^N et q_{seg}^{Neuron} sont issus du même quaternion de base q_{sens}^N qui donne l'estimée de l'orientation du senseur inertiel, l'écart entre ces deux quaternions ne sera dû qu'à la différence entre les deux modèles ISB et Neuron.

ANNEXE F : COMPARAISON # 3 (ERREUR COMBINÉE)

Dans cette comparaison, la totalité des erreurs ou des différences est prise en compte.

On a le quaternion donnant l'orientation du segment dans Optotrak q_{seg}^0 , et le quaternion donnant l'orientation du segment dans Neuron q_{seg}^{Neuron} . L'orientation relative d'un segment distal par rapport à un segment proximal est donnée par :

$$q_{dist}^{prox} = q_{Neuron}^{prox} \otimes q_{dist}^{Neuron} = \overline{q_{prox}^{Neuron}} \otimes q_{dist}^{Neuron} = \overline{q_{prox}^0} \otimes q_{dist}^0$$