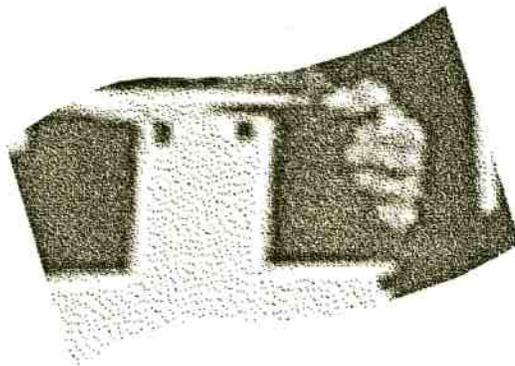


**Intégration des approches  
biomécaniques et  
ergonomiques pour  
l'évaluation des effets  
d'une pratique libre de tâches  
de manutention**



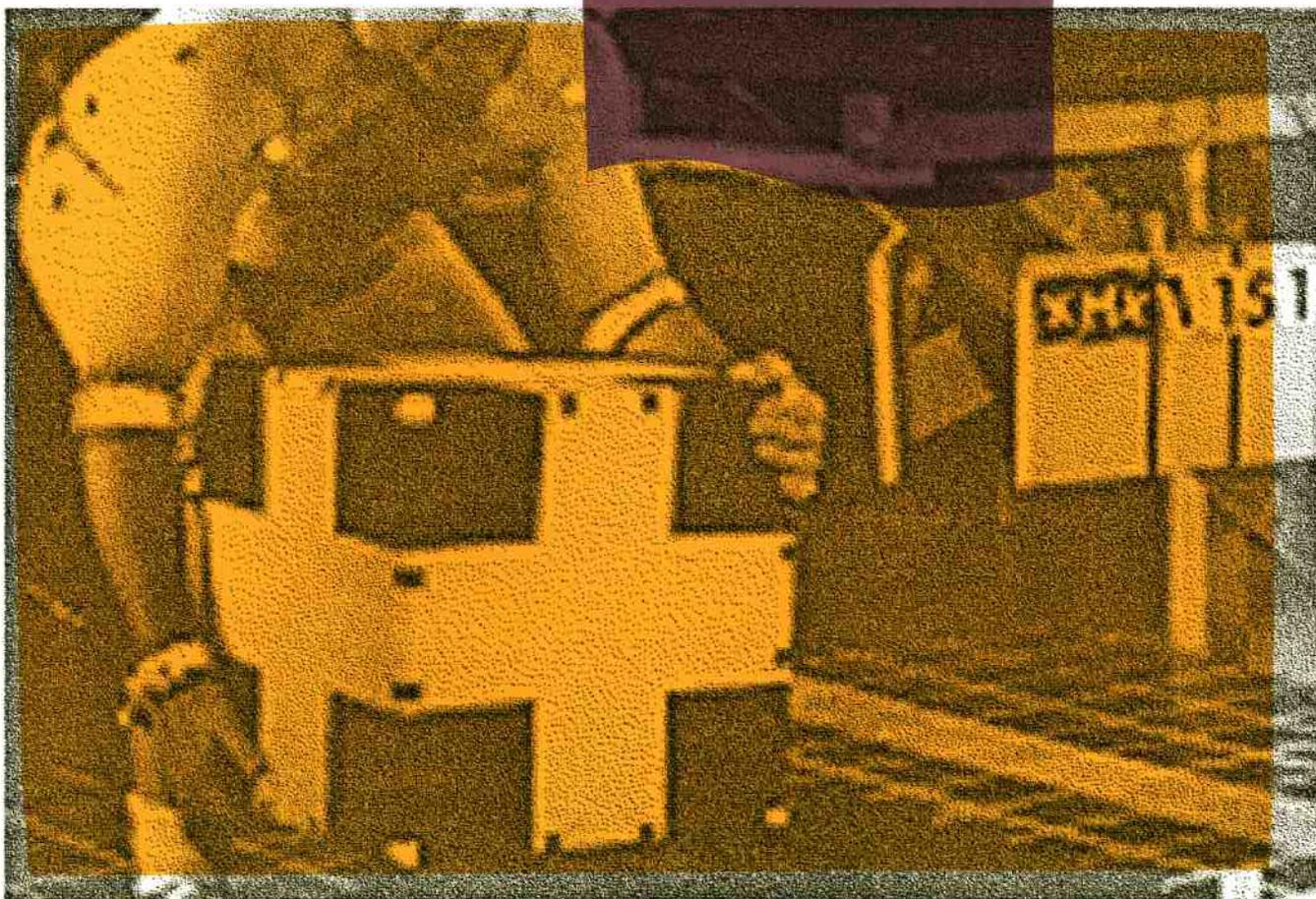
**ÉTUDES ET  
RECHERCHES**

Micheline Gagnon  
Monique Lortie

Février 2002

R-293

**RAPPORT**



## La recherche, pour mieux comprendre

L'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique voué à l'identification et à l'élimination à la source des dangers professionnels, et à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes. Financé par la CSST, l'Institut réalise et subventionne des recherches qui visent à réduire les coûts humains et financiers occasionnés par les accidents de travail et les maladies professionnelles.

Pour tout connaître de l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par la CSST et l'Institut, en téléphonant au 1-877-221-7046.

Les résultats des travaux de l'Institut sont présentés dans une série de publications, disponibles sur demande à la Direction des communications ou gratuitement sur le site de l'Institut.

Dépôt légal  
Bibliothèque nationale du Québec  
2002

IRSST - Direction des communications  
505, boul. de Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : (514) 288-1551  
Télécopieur : (514) 288-7636  
[publications@irsst.qc.ca](mailto:publications@irsst.qc.ca)  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche Robert-Sauvé  
en santé et en sécurité du travail  
Février 2002.

**Intégration des approches  
biomécaniques et  
ergonomiques pour  
l'évaluation des effets  
d'une pratique libre de tâches  
de manutention**

Micheline Gagnon,  
Université de Montréal, Département de kinésiologie

Monique Lortie,  
Université du Québec à Montréal, Département des sciences biologiques

**RAPPORT**

Cliquez recherche  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)



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

Intégration des approches biomécaniques et ergonomiques pour l'évaluation des effets d'une pratique libre de tâches de manutention.

Direction, coordination

Micheline Gagnon (U de M)  
Monique Lortie (UQAM)

Co-chercheur

Alain Delisle

Étudiants de 3ème cycle

Denys Denis  
Iuliana Nastasia

Équipe de soutien

Pierre Desjardins  
Jacques Lemaire (statistiques)  
Louise Turbide (informatique)  
Mélanie Bruxelles (stagiaire)

## RÉSUMÉ

### Problématique de santé et sécurité et pertinence du projet

Il est très difficile d'instrumenter le terrain et d'évaluer certains aspects de la manutention, en particulier son apprentissage dans un contexte de formation. Il est nécessaire de développer des outils d'évaluation plus précis et validés, et d'améliorer notre compréhension des facteurs qui jouent un rôle important en manutention pour développer des stratégies de prévention efficaces.

### Objectifs

Trois objectifs principaux étaient visés: 1) Élaborer des outils permettant d'évaluer l'assimilation de la formation. 2) Évaluer l'impact d'une pratique libre, non directive afin de dissocier les changements temporaires dus à la pratique de ceux dus à l'apprentissage; 3) Évaluer l'impact du format et de l'hétérogénéité du contenant.

### Méthodologie

Dix sujets avec une expérience limitée en manutention devaient lever séquentiellement trois charges de 15 kg (2 boîtes de 40 x 40x 40 cm<sup>3</sup>, dont une avait un centre de masse excentré de 8 cm, et un cylindre de volume similaire) à partir d'une étagère de 22 cm de hauteur jusqu'à une étagère de 1 m de hauteur, éloignée de 1.6 m du sujet et située 90° à sa gauche 49 reprises (147 levers) et à nouveau une fois (3 levers) un mois plus tard. Après chaque séquence, le sujet était questionné sur sa perception à l'aide d'échelles de perception CR-10 et une entrevue était conduite en fin de session. Les séquences 1, 25, 49, 50 ont été retenues pour les analyses biomécaniques sur les effets de pratique libre et de contenants (120 essais). Par la suite, 54 essais choisis *a posteriori* comme pertinents pour les études d'observation et de perception ont été ajoutés.

Les données cinématiques tridimensionnelles (3D) furent obtenues à l'aide de 5 caméras vidéo synchronisées avec les données de force obtenues d'une large plate-forme de forces (2.4 x 2.4 m<sup>2</sup>) conçue à l'U. De Montréal. Deux autres caméras ont servies à l'acquisition des données d'observation. Les analyses biomécaniques 3D furent effectuées p/r à un système référentiel articulaire au niveau lombo-sacré (L5/S1); elles incluaient les moments nets autour des 3 axes de l'articulation ainsi que l'orientation de cette articulation; la posture incluait la flexion lombaire, l'angle du tronc par rapport à la verticale, les angles épaules/bassin, prises/bassin, prises/épaules, épaules par rapport au sol et enfin, la flexion des genoux, afin de pouvoir caractériser l'asymétrie des efforts (moments) et de la posture. Le travail mécanique fut estimé par l'intégration de la puissance exercée au centre de gravité et les conditions de stabilité furent représentées par différents paramètres, telles la force déséquilibrante et la base de support. Enfin, des caractéristiques cinématiques générales complétèrent les analyses telles la longueur du parcours de la charge et sa durée. Des analyses de variance à mesures répétées sur deux facteurs (essais et charges) furent effectuées pour déterminer si les quatre essais (effet de pratique) et les trois charges (effet de contenant: hétérogénéité et format) différaient significativement.

Des variables **d'observation** (50) ont été définies pour permettre d'évaluer l'équilibre, l'asymétrie, le contrôle et la fluidité. La reproductibilité des observations a été vérifiées (taux d'accord Po et Kappa), de même que l'impact de l'expérience de l'observateur (6 inexpérimentés vs 6 expérimentés) et de l'ajout d'une session de pratique post-formation (deux formats: libre vs dirigée) sur celle-ci. Les données d'observation ont été comparées aux mesures/calculs biomécaniques pour 174 séquences (tau de Kendall, tests de Kruskal-Wallis, Wilcoxon) et une étude de validité concurrente, réalisée pour l'équilibre (force déséquilibrante) et l'asymétrie (moment d'asymétrie) pour des variables individuelles et combinées. Les questions sur la **perception** portaient sur des éléments physiques (effort au dos, asymétrie, soudaineté), opératoires (contrôle, équilibre, fluidité) et de performance (maîtrise, efficacité, effort général, difficulté). L'impact de la pratique et des contenants sur ces perceptions a été vérifié. Les correspondances entre les valeurs de perception et des données biomécaniques (régressions simple, multiple; r. de Spearman, Kendall) ainsi qu'entre les éléments de perception ont été analysées

## Résultats

**Biomécanique.** Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différences significatives attribuables à la pratique libre ni non plus entre les deux boîtes (pas d'effet d'hétérogénéité) alors qu'il y a des différences entre la boîte et le cylindre (effet de format). Le cylindre est ici associé à des réductions de l'asymétrie d'efforts et de posture, de la flexion des genoux et du travail mécanique. Ces résultats s'expliquent par le fait que le cylindre étant ouvert aux deux bouts a ici permis des prises symétriques et une position plus haute du centre de gravité du sujet.

Comme les tâches pour les boîtes et les essais étaient très variables pour chaque sujet, elles furent considérées pour des analyses supplémentaires où la meilleure et la pire performances de chaque sujet furent sélectionnées sur la base de trois critères. Ainsi les meilleures performances pour le travail mécanique (comparativement aux pires performances) étaient surtout attribuable à une flexion réduite des genoux à la prise; celles meilleures pour le critère des moments résultants au dos réduits à la prise étaient aussi dues à une flexion réduite des genoux et à des efforts plus symétriques du dos; finalement, celles meilleures pour des moments réduits d'asymétrie au dos étaient attribuables à une plus grande symétrie de posture (épaules/pelvis/prises plus parallèles et épaules plus parallèles au sol).

**Observation:** Les sujets ont adopté des modes opératoires variés. Les aspects sur lesquels il pourrait y avoir amélioration sont pointés. Des 64 variables testées, 11 ont donné des résultats insatisfaisants (taux d'accord  $Po \leq 80\%$ ), qu'on a pu cependant améliorer en appliquant diverses solutions. Ni l'expérience ni l'ajout de pratique supplémentaire n'ont eu d'impact significatif sur le  $Po$ . Lorsque les observateurs disent avoir moins confiance en leur réponse, le  $Po$  diminue. La distribution des valeurs biomécaniques correspondant aux différentes classes d'observation est significativement différente pour 44 des 47 variables testées; elles respectent le même gradient (Kendall). L'analyse plus fine des données montre que le principal problème se situe au niveau du recoupement entre les classes (zone frontière). Plus le nombre d'observation se situant dans cette zone frontière augmente, plus le travail de l'observateur devient difficile. Il apparaît ainsi important d'opter pour un découpage de classes qui tiennent compte des caractéristiques du matériel à observer. Seize des 17 variables d'observation identifiées à la prise et au dépôt ont eu un impact significatif sur la force déséquilibrante et 10 des 18 variables de transfert. Pour l'asymétrie, les différents tests sont significatifs pour 6 des 7 variables d'observation identifiées à la prise et 2 des variables retenues au dépôt. Au dépôt, il s'est avéré difficile d'identifier des données biomécaniques permettant de vérifier les observations sur le contrôle et la fluidité, tel qu'on peut l'observer.

**Perception:** Les sujets ont en moyenne évalué l'intensité de leur perception, pour les différents éléments comme étant léger/faible (2.2). Toutefois, ponctuellement, de éléments ont été perçus de niveau intense (6) ou même très intense (7). Globalement, pratique n'a pas eu d'influence sur la perception, mais le contenant, oui. Le point de vue des sujets exprimé durant les entretiens sur ces questions est rapporté. La perception des éléments physiques est ressortie significativement corrélée aux données biomécaniques, en particulier pour l'effort au dos et l'asymétrie d'effort. Le moment résultant intégré apparaît associé à la plupart des éléments de perception physique. La perception des éléments opératoires et de performance est par contre peut associée aux calculs biomécaniques identifiés. L'analyse des relations inter-perceptions montre que la perception s'organise selon une logique qui est repérable; des éléments cognitifs sont intégrés dans l'évaluation de la performance.

## Retombées prévisibles

L'étude a montré que la pratique produit peu de changements: la formation est nécessaire. Des modalités d'arrimage développées entre les divers types de données aideront à améliorer les études interdisciplinaires. Les stratégies d'analyse développées, comme la comparaison des meilleures et pires performances, ouvrent des perspectives différentes. Les outils de terrain permettront de mieux caractériser des dimensions souvent négligées du travail de manutention comme l'équilibre, l'asymétrie ou le contrôle.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
Résumé	i
Table des matières	iii
Liste des tableaux et figures	iv
Chapitre 1	1
Introduction et objectifs	
Chapitre 2	2
Déroulement de l'étude et méthodes	
Chapitre 3	8
Effet de la pratique libre et du type de contenant: approche biomécanique	
Introduction	8
Résultats: Effet des contenants	9
Effet de la pratique	9
Contrastes des meilleures et pires performances	9
Discussion	16
Chapitre 4	19
L'observation: Modes opératoires, reproductibilité et validité des observations	
Introduction	19
Résultats: Reproductibilité des observations et impact des facteurs expérience, formation et pratique	19
Étude de validation	23
Discussion	28
Chapitre 5	31
Perception: Étude de correspondances p/r les données biomécaniques et entre les différents éléments de perception	
Introduction	31
Résultats: Portrait général et impact de la pratique et du contenant	31
Comparaisons avec les données biomécaniques	33
Corrélations entre les perceptions	34
Discussion	35
Chapitre 6	38
Conclusions générales	
Références	40

## LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES

<b>Tableaux</b>	<b>Page</b>
T. 3.1 Moyenne (écarts types) pour les caractéristiques générales de parcours, celles à la prise et le travail mécanique pour les essais répétés et les contenants incluant les niveaux de probabilité	11
T. 3.2 Moyenne (écarts types) des moments au dos et de la posture de parcours à la prise, des moments maximaux et des moments globaux pour les essais répétés et les contenants incluant les niveaux de probabilité	12
T. 3.3 Analyses de variance des meilleurs et pires essais sur le critère du travail mécanique total	13
T. 3.4 Analyses de variance des meilleurs et pires essais sur le critère du moment résultant en L5/S1 à la prise	14
T. 3.5 Analyses de variance des meilleurs et pires essais sur le critère du moment d'asymétrie en L5/S1 à la prise	15
T. 4.1 Modes opératoires observés à la prise et au dépôt	20
T. 4.2 Modes opératoires observés pendant les phases	21
T. 4.3 Résumé des tests de reproductibilité	22
T. 4.4 Nombre de variables atteignant un niveau satisfaisant de fiabilité après la formation et la pratique	23
T. 4.5 Impact de l'expérience sur la fiabilité	23
T. 4.6 Répartition (%) des différents niveaux de confiance exprimée par les observateurs en fonction du pourcentage d'accord Po obtenu	23
T. 4.7 Validité interne des variables observées à la prise et au dépôt	25
T. 4.8 Validité interne des variables observées pendant les phases	26
T. 4.9 Impact (%) des variables et de leur combinaison sur la force déséquilibrante	27
T. 4.10 Impact (%) des variables sur l'asymétrie.	28
T. 5.1 Intensité de la perception pour les divers éléments questionnés.	32
T. 5.2 Correspondances réponses de perception vs données biomécaniques	33
T. 5.3 Corrélations entre les perceptions (Spearman)	34
T. 5.4 Corrélations entre la perception de la performance vs les autres dimensions	35
<b>Figure</b>	
Figure 1 Prise (gauche) et dépôt (droit)	7

# CHAPITRE 1

## INTRODUCTION

Le projet élaboré visait trois objectifs principaux:

1. Élaborer des outils qui permettent d'évaluer l'assimilation de la formation et éventuellement de valider les effets d'un programme de formation
2. Évaluer l'impact d'une pratique non directive afin de dissocier les changements temporaires dus à la pratique de ceux dus à l'apprentissage
3. Évaluer l'impact de certaines situations difficiles, en particulier quant au format et à l'hétérogénéité des marchandises.

Il est très difficile d'instrumenter le terrain et d'évaluer certains aspects de la manutention, en particulier son apprentissage dans un contexte de formation. Il est ainsi apparu nécessaire de développer des outils d'évaluation plus précis et surtout validés, ainsi que d'établir des liens avec les données biomécaniques. Le moyen retenu a ainsi été de confronter les données biomécaniques aux données d'observation et de perception dans le contexte d'une tâche libre de manutention. L'arrimage de ces divers types de données s'est avéré complexe: il a fallu d'une part, opter pour des variables d'observation et de perception qui tiennent compte des possibilités offertes par les données biomécaniques et d'autre part, articuler les résultats biomécaniques pour permettre cette comparaison. De plus, il a été jugé pertinent en cours de projet de vérifier aussi certains aspects relatifs aux conditions d'observation, à savoir, le rôle de la formation et des qualifications de l'observateur sur sa performance d'observateur.

Les données recueillies permettront aussi de constituer une base de données sur les effets d'une pratique libre qui pourrait ultérieurement servir de base témoin pour fin de comparaison avec les acquis post-formation. En effet, un second objectif était de vérifier l'impact d'une pratique libre, sans consignes. Les questions sous-jacentes étaient: Le novice va-t-il essayer progressivement différentes stratégies? Celles-ci seront-elles plus 'efficaces' ou sécuritaires? Ainsi, nous avons d'emblée opté pour des situations présentant un certain niveau de difficulté, et ce dans le but de générer une variabilité dans les comportements et de fournir un contexte propice à la recherche de solutions. Il a toutefois fallu tenir compte de deux facteurs h"mitant: éviter toute situation potentiellement à risque et surtout, éviter les effets de fatigue. Un cylindre et deux boîtes dont une ayant un centre de masse aléatoirement excentré ont été retenus. Le choix de ces contenants visait à rencontrer un troisième objectif, soit vérifier l'impact du format et de l'hétérogénéité sur l'activité de manutention.

L'étude a été réalisée dans un contexte expérimental décrit au chapitre 2. Dans ce dernier, les approches utilisées y sont résumées. Le chapitre 3 présente les résultats des analyses des données biomécaniques, en particulier quant aux effets de la pratique libre et du type de contenant. Le chapitre 4 présente les résultats d'observation. Un bref portrait des modes opératoires utilisés est présenté. Les résultats sur la reproductibilité des observations et l'impact de la formation et de l'expérience sont exposés suivi des résultats portant sur la comparaison entre les données d'observation et de biomécanique (validation interne et concurrente). Le chapitre suivant porte sur la perception: les intensités de perception, les facteurs qui ont influencés cette perception (pratique et contenant), les correspondances avec les données biomécaniques et les correspondances entre les éléments de perception eux-mêmes. Les résultats sont discutés progressivement, dans chaque chapitre.

Le lecteur intéressé à plus de détails pourra consulter les thèses de doctorat de D. Denis (U. McGill) et I. Nastasia (UQAM). Un document incluant des résultats plus détaillés peut être consulté au centre de documentation de l'IRSST.

## CHAPITRE 2

### DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE et MÉTHODES

#### TÂCHES ET SUJETS

##### a. Sujets

Les dix sujets qui ont pris part à l'étude avaient tous une expérience minimale en manutention (à temps partiel ou comme emploi d'été) et étaient tous physiquement actifs. Leur âge moyen était de 23 ans (étendue: 21-31 ans), leur taille, de 182 cm (171-188 cm) et leur masse, de 78 kg (60-103 kg).

##### b. Expérimentation

Les tâches consistaient à transférer séquentiellement trois charges de 15 kg, d'une plate-forme haute de 22 cm jusqu'à une étagère d'une hauteur de 1 mètre, placée à 90° à gauche, à une distance de 1.6 m (figure 1). Les charges incluaient deux boîtes de dimensions égales (40 x 40 x 40 cm<sup>3</sup>), l'une homogène et l'autre avec le centre de masse excentré de 8 cm, et un cylindre homogène de volume similaire (longueur: 81 cm; diamètre: 33 cm); leur ordre de présentation était aléatoire à chaque essai. La première séance a comporté 49 essais et la seconde, réalisée un mois plus tard, un essai, le 50ème. Les effets de fatigue furent minimisés en intercalant des repos de 2 minutes entre les essais et une pause de 30 minutes après le 25e essai. Le placement initial des contenants était standardisé. Pour des raisons techniques, on a demandé aux sujets de ne pas appuyer la charge sur une partie du corps située en bas de la taille et de ne pas mettre les pieds sur la plate-forme où était le contenant. Une large croix jaune était tracée sur chaque boîte, séparant ainsi les surfaces en neuf zones égales. Des marqueurs ont été collés sur la boîte pour pouvoir par la suite calculer la position du centre de gravité. La plate-forme était quadrillée à intervalles de 15 cm. Le protocole a été accepté par le comité d'éthique de l'université de Montréal.

Les essais 1, 25, 49 et 50, pour un total de 120 séquences (10 sujets X 4 essais X 3 charges) ont été retenus *a priori* pour vérifier l'effet d'apprentissage et du contenant sur les données biomécaniques. Le décentrage retenu était systématiquement celui de droite. Par la suite, 54 séquences supplémentaires ont été identifiées, soit parce qu'elles présentaient un intérêt particulier au niveau de l'observation (p.ex. caractéristique particulière de mode opératoire), soit pour compléter les échelles de perception (la distribution des réponses de perception de la base de 120 a été comparée à l'ensemble des réponses obtenues). Celles-ci comportent surtout des séquences montrant d'autres types de décentrages, où pour lesquelles les intensités de perception ont été plus élevées. Le choix et le nombre retenu est un compromis entre les besoins liés à l'observation, à la perception et les coûts d'analyse.

#### MÉTHODES

##### A. DONNÉES BIOMÉCANIQUES

##### a. Techniques et méthodes d'analyse biomécaniques

Les données cinématiques tridimensionnelles (3D) furent obtenues à l'aide de 4 caméras vidéo (Panasonic WVD-5100) et un système de mesure du mouvement (Peak Motion Analysis, Palmsprings, USA); les données de force furent obtenues d'une large plate-forme de force (2.4 x 2.4 m<sup>2</sup>) laquelle fut spécialement conçue au laboratoire de l'U. de Montréal pour des grands déplacements (Desjardins et Gagnon, 2000); les données de force furent synchronisées électroniquement avec les caméras. Le même code de temps fut imprimé sur toutes les caméras, ce qui a permis d'associer ensemble toutes les vues et toutes les forces pour toute séquence du mouvement qui présentait un intérêt. L'échantillonnage des données de vidéo et de force s'effectua à 60 Hz. Pour les analyses, le centre de gravité de la charge fut obtenu par des calculs géométriques basés sur plusieurs marqueurs placés sur chaque charge et les images ont été échantillonnées à 30 Hz. D'autre part, pour les analyses du sujet, les images ont été échantillonnées à 5 Hz seulement et les données ont été reconstituées à une fréquence de 60 Hz par une approche de robotique (Desjardins et al., 2000); pour reconstituer les positions du sujet à une plus haute

fréquence, il était nécessaire d'obtenir les données pour la position des chevilles à cette fréquence désirée; cette approche a le mérite de réduire considérablement le temps de numérisation des images. Le choix d'une fréquence de 5 Hz s'imposait ici à cause de l'utilisation d'une technique d'interpolation par splines quintiques et applicable dans le présent cas à des mouvements d'une durée supérieure à 1 s. La validation de cette approche a permis d'établir que l'erreur moyenne de position était inférieure à 5 mm alors que l'erreur moyenne de longueur de trajet était inférieure à 12 mm pour toutes les articulations sauf pour les pieds. La reconstruction 3D des marqueurs sur la charge et sur le sujet fut effectuée par des procédures de DLT (direct linear transformation) et ces données reconstruites furent filtrées avec des splines quintiques. La racine des carrés moyens (RMS) des erreurs de reconstruction étaient de 3 mm pour l'axe des x, de 5 mm pour l'axe des y et 2 mm pour l'axe des z dans l'espace calibré représentant  $5.1 \text{ m}^3$ ; les erreurs maximales étaient respectivement de 6 mm, 9 mm et 6 mm.

Le modèle multi-segmentaire 3D inclût 14 segments: les pieds, les jambes, les cuisses, le pelvis, la partie inférieure du tronc (de L5/S1 à T8), la partie supérieure du tronc (de T8 à C7/T1), la tête et le cou, les bras, et les avant-bras plus mains combinés. L'orientation de chaque segment fut exprimée dans le système de coordonnées global en utilisant une matrice de cosinus directeurs. Le placement des repères anatomiques, les équations représentant les centres articulaires et les représentations vectorielles de l'orientation des segments sont exposés dans les travaux de Larrivé (1999, p. 134-148). Les vitesses angulaires furent déterminées par le produit de la dérivée de cette matrice et de sa transposée. Des différences finies furent appliquées pour le calcul des accélérations linéaires et angulaires. Les propriétés inertielles furent estimées à partir des données rapportées par de Leva (1996). Des calculs de dynamique inverse furent effectués pour obtenir les moments nets à l'articulation lombo-sacrée. Les calculs incluent les valeurs maximales des moments (efforts de pointe), leur intégration temporelle (efforts globaux) et les moments se produisant à des événements spécifiques à la prise (premier moment lorsque la charge quitte l'étagère) et le dépôt (dernier moment avant que la charge n'atteigne l'étagère).

Les moments nets et l'orientation articulaire en L5/S1 furent exprimés dans un même système de référence tronc/pelvis; ce système était formé par l'axe longitudinal du tronc (torsion), l'axe transverse du pelvis (flexion/extension) et un axe dit flottant perpendiculaire aux deux autres axes (flexion latérale). Comme ce système de référence n'est généralement pas orthogonal, les moments doivent être déterminés en utilisant la matrice Jacobienne (Fujie et al., 1996; Paul, 1981). L'axe longitudinal du tronc fut formé à l'aide de quatre marqueurs placés sur la peau dont deux localisés à 7 cm latéralement de chaque côté de l'apophyse épineuse de T8 et deux autres aux extensions latérales du centroïde de L5/S1; l'axe transverse du pelvis était quant à lui formé à l'aide des deux marqueurs sur les extensions latérales du centroïde de L5/S1; la flexion latérale était autour de l'axe flottant. Un index fut développé pour caractériser les efforts asymétriques globaux en L5/S1 à l'aide d'une valeur unique: il fut défini comme la racine carrée de la somme des carrés du moment de torsion et du moment de flexion latérale.

Les conditions de stabilité furent évaluées par la force horizontale qui devrait être appliquée au centre de gravité global du système sujet-charge pour provoquer un changement d'équilibre (Delisle et al., 1998): l'estimation de cette force est basée sur une marge de stabilité représentée par la plus faible distance entre le centre de pression et tout côté de la base de support. La marge de stabilité est proportionnelle à la capacité de l'individu à résister à une force de renversement externe. Or le couple fictif requis devant être ajouté au système pour amener cette marge de stabilité à zéro est obtenu en calculant d'abord le moment de la force de réaction verticale sur la plate-forme de forces (produit vectoriel de cette force et de la distance minimale du centre de pression à tout côté de la base de support). De ce moment on obtient ensuite la force horizontale au centre de gravité en le divisant par la hauteur du centre de gravité.

Le travail mécanique global et celui effectué par le sujet et aussi celui sur la charge furent estimés pour la phase où la charge était entièrement supportée par le sujet. Le travail fait sur la charge était obtenu par l'intégration de la puissance en fonction du temps, la puissance étant le produit scalaire de la force exercée sur la charge, en son centre de gravité, et de la vitesse du centre de gravité de la charge; la force elle-même fut calculée à partir de la cinématique (forces inertielles et gravitationnelles). Le travail mécanique fait par le sujet fut estimé de façon similaire au centre de gravité du sujet; il en fut ainsi pour le travail global, en effectuant les opérations pour le centre de gravité du système.

Une description de variables cinématiques générales compléta les analyses. La durée de même que la longueur du trajet du centre de gravité (c.g.) pour la charge, le sujet et le système global sujet-charge furent évalués pour la phase de transfert. La hauteur du centre de gravité global ainsi que sa distance horizontale par rapport au dos (L5/S1) furent évalués à la prise et au dépôt. L'angle de flexion du tronc par rapport à la verticale, l'angle de flexion lombaire (L5/S1) ou lombo-sacrée ainsi que les angles projetés dans un plan horizontal pour les axes épaules/bassin, prises/bassin et prises/épaules, contribuèrent à caractériser la posture et son asymétrie. Finalement, l'orientation des genoux fut définie selon l'approche de Grood et Suntay (1983), la torsion s'effectuant autour de l'axe longitudinal de la jambe, la flexion/extension autour de l'axe transverse de la cuisse et l'abduction/adduction autour de l'axe flottant. Toutefois, à cause de problèmes de précision des mesures, seul l'angle de flexion est rapporté ici. De plus, certaines mesures quant à l'étendue ou excursions des angles pouvaient aider à clarifier les observations portant sur les dépenses énergétiques ou travail mécanique; il s'agissait des angles de flexion/extension des genoux et ceux du tronc par rapport à la verticale et enfin, l'angle d'extension lombaire. Enfin, le jerk fut évalué à partir de la 3<sup>e</sup> dérivée du centre de gravité ou du centre de pression. C'est une mesure de fluidité. C'est la valeur du coût moyen (RMS en  $\text{ms}^{-3}$ ) qui fut retenue à cause du bruit inhérent à ces mesures. Les mesures de jerk ne furent considérées que pour l'arrimage entre la biomécanique et l'ergonomie (sections suivantes).

## **b. Traitements statistiques**

Des analyses de variance avec mesures répétées sur deux facteurs (essais et charges) furent effectuées pour déterminer si les quatre essais et les trois charges différaient significativement et s'il existait des interactions significatives entre les essais et les charges. Une correction de Greenhouse-Geisser fut appliquée aux valeurs de probabilité pour les déviations de sphéricité et une correction Bonferroni fut appliquée pour maintenir le niveau alpha en dessous de 0.1. Ainsi seuls les effets produisant des valeurs de p inférieures à 0.033 pour les essais (0.1 divisé par 3 comparaisons) et 0.05 pour les charges (0.1 divisé par 2 comparaisons) furent considérés; pour les essais, les comparaisons furent effectuées entre l'essai 1 (le premier) et les essais 2 et 3 (25<sup>e</sup> essai, au milieu de la séance, et le 49<sup>e</sup> essai, dernier de la séance) et entre les essais 3 (le dernier ou 49<sup>e</sup>) et 4 (celui un mois plus tard ou 50<sup>e</sup>); pour les charges, les comparaisons furent celles entre les charges 1 et 2 (boîte homogène et boîte hétérogène) et entre les charges 1 et 3 (boîte homogène et cylindre homogène).

Comme les résultats le démontreront, il n'y a pas de différence significative entre les boîtes homogène et hétérogène, ni non plus entre les essais; sur cette base, l'ensemble des essais des deux boîtes fut considéré pour des analyses supplémentaires. D'abord, la variabilité des essais fut évaluée par des statistiques descriptives. Des comparaisons furent ensuite effectuées en considérant le meilleur et le pire essais de chaque sujet sur la base de trois critères relatifs à la sécurité: le travail mécanique total, le moment d'asymétrie des efforts en L5/S1 à la prise et enfin, le moment résultant net en L5/S1 à la prise. Pour ces essais, on a effectué des analyses de variance avec des mesures répétées pour un facteur et pour un niveau de probabilité de 0.1 afin de différencier les meilleurs et pires essais sur des variables pertinentes au niveau des critères de sécurité. Le choix d'un niveau de probabilité libéral s'inscrit dans l'optique d'une détection plus aisée de facteurs potentiels de risque ou d'éléments sécuritaires.

## **B. DONNÉES D'OBSERVATION**

### **a. Grille développée**

La grille a été développée à partir de quatre sources d'information: 1. Une revue exhaustive des grilles d'observation publiées pour caractériser le travail physique (Denis *et al*, 2000). 2. Les bases d'entretiens réalisés avec des manutentionnaires expérimenté pour identifier ce que ces derniers regardent, comment et pourquoi. 3. Les enregistrements vidéos eux-mêmes. 4. Une revue de littérature sur les facteurs de risque associés à la manutention. Les discussions avec l'observatrice et les résultats d'une étude préliminaire (décrite plus loin) ont aussi permis de préciser certaines variables.

Quatre objets d'observation ont été retenus: l'équilibre, l'asymétrie, le contrôle et la fluidité. Au total, 50 variables et leurs classes ou descripteurs ont été définis. Le choix a été basé sur trois critères: la

pertinence du lien avec des facteurs de risque reconnus, le potentiel d'utilisation dans un contexte de terrain et la possibilité de trouver une mesure correspondante (ce qui ne fut pas toujours possible). L'observation a été structurée en trois paliers: 1. Les **variables d'état**: elles regroupent des éléments nécessaires pour arriver à statuer sur un objet d'observation, par exemple, l'état d'équilibre. 2. Les **comportements d'ajustement/compensation**. Ils sont surtout posturaux et ont pour fonction de contrer un effet négatif. À titre d'exemple, le fait de placer le bassin vers l'arrière permet de compenser le déséquilibre engendré par la charge à soulever en ramenant le centre de masse du système charge-sujet à l'intérieur de la base d'appui formée par les pieds. Toutefois, si le sujet perd le contrôle du contenant, il risque de se retrouver dans une situation de déséquilibre difficile à récupérer. 3. Les **symptômes de dysfonctionnement**: Il s'agit d'éléments observables qui indiquent un dysfonctionnement ou une certaine difficulté (p.ex. un contenant qui bascule témoigne d'une difficulté de contrôle). Les variables retenues sont résumées au Tableau 4. 1. Certaines variables ont aussi été organisées en **modules**, afin de vérifier l'effet de les combiner. À titre d'exemple, le module base d'appui comporte des variables qui caractérisent la répartition du poids entre les deux pieds et la surface d'appui (largeur et distance avant-arrière). Chaque séquence a été découpée en 7 **moments ou phases** pour situer de façon précise les observations au niveau spatio-temporel, ce qui était aussi nécessaire pour identifier les codes SMPTE correspondant, ce dernier attribuant une adresse unique à chaque image, pour fin d'arrimage avec les données biomécaniques. Une variable peut être observée à un **moment** précis, sur arrêt image ou pendant une **phase** présentant une suite d'images. Les phases/moments (P/M) étaient: la prise (M), le soulèvement (P), le pré-transfert (P), le transport (P), le pré-dépôt (P), le dépôt (M) et le post-dépôt (M). Les résultats présentés ont toutefois été regroupés en deux moments (prise-dépôt) et une phase (transfert). 14 variables ont été observées à deux moments différents. L'ensemble de la saisie (174 séquences), répartie sur quatre mois, à raison d'environ 15 heures par semaine, a été réalisé par une seule observatrice formée à cet effet.

## **b. Fiabilité de l'observateur: tests de reproductibilité**

Vingt séquences ont été choisies aléatoirement à l'aide d'une routine informatique sur la base de deux critères: les trois types de contenant devaient être représentés et il fallait retenir deux séquences par sujet. Ces 20 séquences ont été saisies une seconde fois par l'observatrice après la saisie générale, et par un second observateur (D.D.). Les pourcentage d'accord (Po) intra et inter-observateurs ont été calculés ainsi que les coefficients Kappa. Le Kappa prend en compte la rareté des événements observés. Le Kappa pondéré a été calculé pour les variables présentant trois classes: il pénalise alors plus un désaccord entre deux classes éloignées qu'adjacentes. Un Po élevé accompagné d'un Kappa faible indique que les désaccords portent sur les événements rares (Kilbom, 1994). Un Po de 90% est considéré comme très satisfaisant et 80%, satisfaisant; Pour le Kappa ces valeurs sont de 0.6 ou 0.5 (Denis *et al.*, 2000).

## **c. Tests sur les conditions d'utilisation**

**Observateurs:** Six ergonomes ayant une expérience minimum de 4 ans (âge moyen: 34 ans; étendue: 26 à 38) vs six étudiants sans expérience en ergonomie (âge moyen: 24 ans; étendue: 22 à 25).

**Formation et pratique:** Chaque groupe recevait en avant-midi une formation d'environ 2 heures portant sur 17 variables (environ 6 minutes par variable). Chaque groupe revenait une semaine plus tard et était divisé aléatoirement en deux sous-groupes affectés à deux formats de pratique: libre vs dirigée. Dans le premier cas, les observateurs s'exerçaient sur cinq séquences supplémentaires; le formateur était disponible pour répondre aux questions. Dans le second cas, la session comportait des exercices dirigés menés en groupe. Les observateurs comparaient immédiatement entre eux et avec le formateur leur réponse. En cas de divergences, une discussion s'en suivait. Ces sessions duraient environ deux heures.

**Tests de reproductibilité:** Les sujets étaient testés en après-midi, après les sessions de formation et de pratique. Les tests portaient sur 20 séquences. Dix variables étaient saisies à partir de photos et sept, à partir de séquences vidéo. Pour chaque réponse (20 séquences X 17 variables), l'observateur devait indiquer s'il était confiant ou non en sa réponse, puis préciser sur une échelle de 1 à 10 son niveau de confiance. Si le niveau de confiance était inférieur à 8, il devait en donner la raison. Trois raisons étaient

proposées (difficulté à voir, hésitation entre deux classes, critère d'observation pas clair); il pouvait en indiquer d'autres. Les Po et coefficients Kappa ont été calculés.

#### **d. Correspondance avec les données biomécaniques (validité interne et concourante)**

L'identification des variables biomécaniques correspondantes n'est pas allé de soi. Certaines variables d'observation ont été modifiées pour s'ajuster aux données biomécaniques accessibles et à l'inverse, des logiciels de calcul biomécanique ont été développés pour pouvoir obtenir des variables comparables aux données d'observation. Malgré ces efforts, il n'a pas été possible d'identifier des équivalences pour toutes les variables. À titre d'exemple, dans le cas du contrôle, l'analyse de symptômes (p. ex. la charge bascule) a semblé une voie prometteuse, mais une équivalence biomécanique n'a pu être identifiée. Même la mesure du "jerk" initialement proposée n'est pas apparue correspondre suffisamment aux données d'observation pour être retenue. Au total 29 variables biomécaniques ont été identifiées, 10 étant comparées à deux moments différents (prise et dépôt). La concordance des observations avec les mesures biomécaniques a été vérifiée (*validité interne*), ces dernières étant considérées comme la mesure de référence. La correspondance entre les observations et la force déséquilibrante (FD) et le moment d'asymétrie a été vérifiée (*validité concourante*). Les comparaisons ont porté sur des variables spécifiques ainsi que sur des combinaisons de variables. Dans le cas de l'asymétrie, celle-ci comportant des éléments très difficiles à différencier par l'observation, tels l'inclinaison latérale et la torsion, seule la présence ou non d'éléments d'asymétrie a été retenue.

#### **e. Analyses statistiques**

Les tests non paramétriques de Wilcoxon (classes ordinales binaires) et Kruskal-Wallis (trois classes) ont été utilisés pour vérifier si la distribution des valeurs biomécaniques entre les classes différait significativement. Le tau de Kendall a été utilisé pour vérifier l'association entre les gradients des variables d'observation et les données biomécaniques. Ce test vérifie la correspondance lorsque les valeurs sont ordonnées, (logiciel SAS, version 6. 12).

### **C. PERCEPTION**

#### **a. Questions sur la perception**

Trois groupes d'éléments ont été explorés: **physiques** (effort au dos général et maximum; asymétrie d'effort et de posture; soudaineté de l'effort; effort à la deuxième région la plus signifiante), **opératoires** (équilibre, contrôle, fluidité) et de **performance** (sentiment de maîtrise; efficacité; difficulté; effort global). À l'exception de l'asymétrie et de la soudaineté de l'effort, où le sujet devait préalablement indiquer s'il la percevait, les sujets devaient indiquer sur une échelle CR-10 (Category Ratio; 10 niveaux), avec ancrage sémantique l'intensité de sa perception. Ce dernier variait selon l'élément questionné, mais les adverbes et la structure étaient les mêmes. Cinq questionnaires ont été utilisés, soit un questionnaire complet et quatre courts extraits de ce dernier. Le questionnaire complet a été utilisé pour les essais 1, 25, 49 et 50, durant la période de repos de 5 minutes allouée après le transfert de chacun des trois charges et les questionnaires courts, pendant la période de deux minutes allouée après le 3ème contenant de chaque essai. Un entretien d'environ 30 minutes, mené en fin de session, explorait les éléments suivants: Les modifications apportées aux modes opératoires et les raisons de les modifier ou pas; les difficultés rencontrées; l'identification et le contrôle des décentrages.

Trois bases ont été constituées. La B120 regroupe les réponses obtenues pour les 120 séquences identifiées *a priori* pour évaluer l'impact de la pratique. La B162 inclue les 42 séquences supplémentaires identifiées (12 des 54 séquences identifiées ne portaient pas sur le 3ème contenant) pour lesquelles nous disposons de données biomécaniques. La B638 comprend toutes les séquences.

#### **b. Analyses statistiques de correspondance**

**Avec les données biomécaniques:** Des analyses de régression simple ont été réalisées. Comme dans plusieurs cas, un effet de sujet était présent, le coefficient de corrélation corrigé ou le test de

corrélations non-paramétriques de Spearman ont été calculées, selon le cas. Comme les intensités de perception supérieures à 4 (échelle de 10) étaient rares, les valeurs ont été regroupées en trois ou quatre classes, selon les possibilités (e.g. intensité de perception  $\leq 1$ , 2, 3,  $\geq 4$ ). Pour chacune de ces classes, le test de Kruskal-Wallis a été utilisé pour vérifier si les valeurs biomécaniques différaient significativement entre les classes à  $p \leq 0.05$ . Pour les questions où le sujet devait d'abord indiquer s'il avait perçu ou non cet élément le test de Kruskal-Wallis a été utilisé pour vérifier si le groupe des 'non' différait significativement de celui des 'oui' pour les variables biomécaniques pertinentes.

**Entre les réponses de perception:** Des corrélations de Spearman ont été calculées.

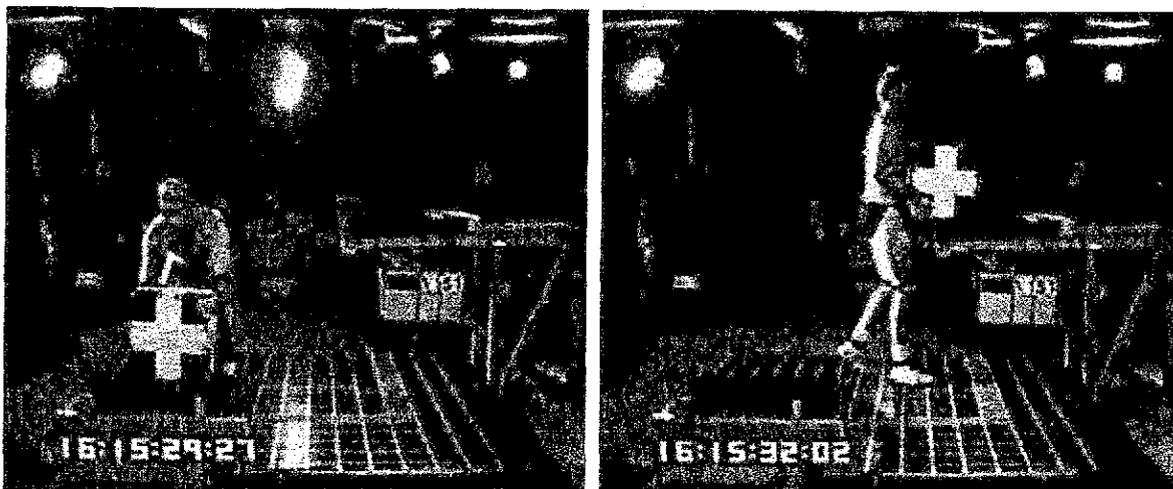


Figure 1. Prise (gauche) et dépôt (droit)

## CHAPITRE 3

### EFFETS DE LA PRATIQUE LIBRE ET DU TYPE DE CONTENANT: APPROCHE BIOMÉCANIQUE

#### INTRODUCTION

Des problèmes potentiellement conflictuels doivent être résolus dans l'exécution des tâches de manutention manuelle, tels la minimisation des contraintes articulaires, particulièrement les efforts asymétriques au dos, la minimisation des dépenses énergétiques ou travail mécanique et l'optimisation de l'équilibre au cours des manoeuvres. Ces exigences sont considérables surtout lorsqu'on considère l'important taux d'accidents associés à la manutention. Les manutentionnaires experts et novices diffèrent substantiellement (Gagnon et al., 1996; Authier et al., 1996) et les méthodes adoptées par les experts apparaissent biomécaniquement plus sécuritaires (Gagnon et al., 2000) mais on ne sait pas comment le manutentionnaire adapte sa pratique de manutention pour la rendre plus efficace et plus sécuritaire. En fait, ces informations concernant les experts et les novices peuvent aider à interpréter des changements éventuels liés aux apprentissages. Cependant, il est essentiel de distinguer clairement les changements temporaires dans les patrons moteurs attribuables à la seule pratique (ces processus d'adaptation qui se produisent au cours d'une pratique non dirigée) de ces changements plus permanents associés aux processus d'apprentissage attribuables à la pratique et à l'expérience (Caros et al., 1990) mais aussi à l'assimilation d'un programme de formation à la manutention sécuritaire. À notre connaissance, très peu d'études (Burgess-Limerick et al., 1995; Fogleman et Smith, 1995) ont examiné les changements temporaires associés à la pratique de manutentions et ces études étaient restreintes à des contextes simples de leviers dans un plan sagittal; de plus, aucune étude n'a été trouvée qui portât sur une évaluation biomécanique rigoureuse des processus d'apprentissage liés au contenu d'un programme de formation à la manutention sécuritaire. Les deux volets, pratique et apprentissage, nous intéressent mais le présent projet porte sur le premier de ces volets, celui des effets biomécaniques de la pratique libre. Cette information s'avère essentielle car dans l'examen plus approfondi des effets d'apprentissage, il faudra pouvoir dissocier la part attribuable à l'apprentissage de celui associé à la pratique. Les informations relatives à la pratique libre constitueront une banque de données de référence pour fins de comparaison éventuelle avec des données d'apprentissage.

Le choix du contexte s'avérait crucial. D'abord, il était important de pouvoir examiner les travailleurs dans un contexte de libre mouvement, dans l'espace tridimensionnel plutôt que dans un seul plan; à cet effet, une plate-forme de forces à grandes dimensions a permis cette liberté des déplacements. Ensuite, il fallait choisir une situation relativement difficile pour permettre aux travailleurs de chercher une adaptation à leur pratique libre et c'est dans le choix des contenants que ce niveau de complexité semblait le plus intéressant. Les analyses des accidents de manutention (Lortie et al., 1996) et les entrevues avec les travailleurs (Authier et Lortie, 1993) ont révélé l'importance des caractéristiques des marchandises sur les accidents et les problèmes de manutention surtout en ce qui concerne l'équilibre et le contrôle de la charge. Les travailleurs ont mis l'emphase sur les problèmes associés avec des formats particuliers (par exemple, des objets longs) et leur composition hétérogène (localisation du centre de masse). À ces caractéristiques on devrait ajouter les difficultés associées au type d'information requis (visuel, tactile, kinesthésique) et la complexité expérimentée lorsque le travailleur ne connaît pas a priori certaines des caractéristiques des marchandises (poids, localisation du centre de masse). Il existe un grand nombre d'études psycho-physiques qui ont évalué le poids maximal acceptable par le travailleur en fonction de caractéristiques spécifiques des marchandises; cependant, on n'a pu trouver d'études biomécaniques basées sur d'autres critères tels les asymétries de posture et d'efforts au dos, la stabilité corporelle et le travail mécanique. Lors de l'évaluation des processus de pratique et d'apprentissage, il apparaît plus intéressant de sélectionner des situations de manutention difficiles pour des contextes asymétriques qui puissent présenter un potentiel de risque. Ces situations seront par conséquent analysées pour elles-mêmes aussi bien que pour les effets de pratique.

L'un des buts du projet portait donc sur l'évaluation des effets de la pratique libre de levers asymétriques avec des charges de 15 kg comprenant deux boîtes de larges dimensions et différenciées par la localisation du centre de masse, soit au centre du volume (homogène) ou hors centre (hétérogène), et un cylindre homogène, similaire en volume. L'effet de contenant fut examiné quant à l'homogénéité (comparaison des deux boîtes) et quant au format (comparaison du cylindre et de la boîte homogènes). L'effet de pratique fut examiné au cours d'une séance et aussi, un mois plus tard, pour évaluer si les éventuels changements observés seraient maintenus dans le temps. Des analyses supplémentaires ont aussi été incluses pour contraster les différences entre les meilleures et les pires performances des travailleurs.

## **RÉSULTATS**

### **EFFETS DES CONTENANTS**

La comparaison des deux boîtes (contenants 1-2) pour l'effet d'hétérogénéité ou de localisation du centre de gravité montre que cet effet n'a pu être détecté par nos méthodes biomécaniques; les sujets ont adopté des postures et des efforts similaires indépendamment du type de boîte (Tableaux 1 et 2).

La comparaison de la boîte et du cylindre homogènes (contenants 1-3) pour l'effet de format montre la supériorité du cylindre quant à la posture, le travail mécanique et les asymétries des efforts au dos (Tableaux 1 et 2). Avec ce contenant, le sujet adopte une posture à la prise où la flexion des genoux est réduite (près de 20° pour le genou gauche), le tronc plus droit par rapport à la verticale (10°) et l'angle de flexion lombaire réduit (7°); le centre de gravité corporel se trouve ainsi significativement plus haut (0.08 m) et les excursions ou étendues de mouvements angulaires sont réduites de 9° pour le genou gauche et le tronc ce qui peut expliquer la réduction significative du travail mécanique global (62 J) et celui fait par le sujet (70 J), celui fait sur la boîte étant, quant à lui, légèrement plus élevé (13 J). Au niveau des asymétries, le cylindre est associé à des efforts asymétriques considérablement réduits (18 Nm) à la prise et attribuables à la réduction des moments de flexion latérale (19 Nm); c'est la symétrie des prises qui réduit ces efforts asymétriques, comme on peut l'observer par la réduction des angles prises/bassin et prises/épaules (environ 15°). Enfin, on peut observer, avec le cylindre, une légère réduction des efforts globaux des extenseurs du dos (17 Nms ou 6%) et maximaux (13 Nm ou 5%); dans le cas des moments maximaux, ceci s'explique par la réduction de l'angle de flexion lombaire en L5/S1 (6°) et le possible rapprochement de la charge par rapport au dos.

### **EFFETS DE LA PRATIQUE**

Les essais ne furent pas statistiquement différents (Tableaux 1 et 2); cependant, les sujets présentaient des patrons d'évolution temporelle grandement variables pour les trois variables critères identifiées précédemment, il y avait autant de sujets démontrant des accroissements, des décroissances ou des absences de changements lorsque le 1<sup>er</sup> essai était comparé aux autres essais et ces caractéristiques s'observaient pour tous les contenants. (Figure 1) Il était évident lors de l'examen des différents essais effectués par chaque sujet que leurs essais étaient grandement variables. Ces analyses se sont poursuivies pour les deux types de boîte: l'analyse de variabilité de tous les essais relatifs aux boîtes pour chaque sujet et pour les trois variables critères a révélé que les moyennes étaient similaires pour les deux boîtes, la différence entre les moyennes étant de 5 Nm (2%) pour le moment résultant au dos à la prise, de 14 J (4%) pour le travail mécanique global et de 4 Nm (11%) pour les efforts en asymétrie, et que, d'autre part, les coefficients de variation des essais étaient assez élevés, de 9%, 11% et 50% pour ces mêmes variables. Compte tenu de cette variabilité de performance pour des essais répétés dans les mêmes conditions (deux boîtes et quatre essais, soit 8 levers par sujet), il apparaissait donc justifié de sélectionner les meilleures et pires performances sur ces variables critères pour une analyse plus poussée.

### **CONTRASTES DES MEILLEURES ET PIRES PERFORMANCES**

Ces contrastes ont été effectués pour trois variables critères pour la sécurité et représentées par le travail mécanique total (un indice des exigences de fatigue), les moments résultants au dos en L5/S1 à la prise (un indice des efforts du dos) et les moments asymétriques au dos en L5/S1 à la prise (un indice d'asymétrie du dos). Les meilleurs et pires essais étaient complètement aléatoires dans leur occurrence

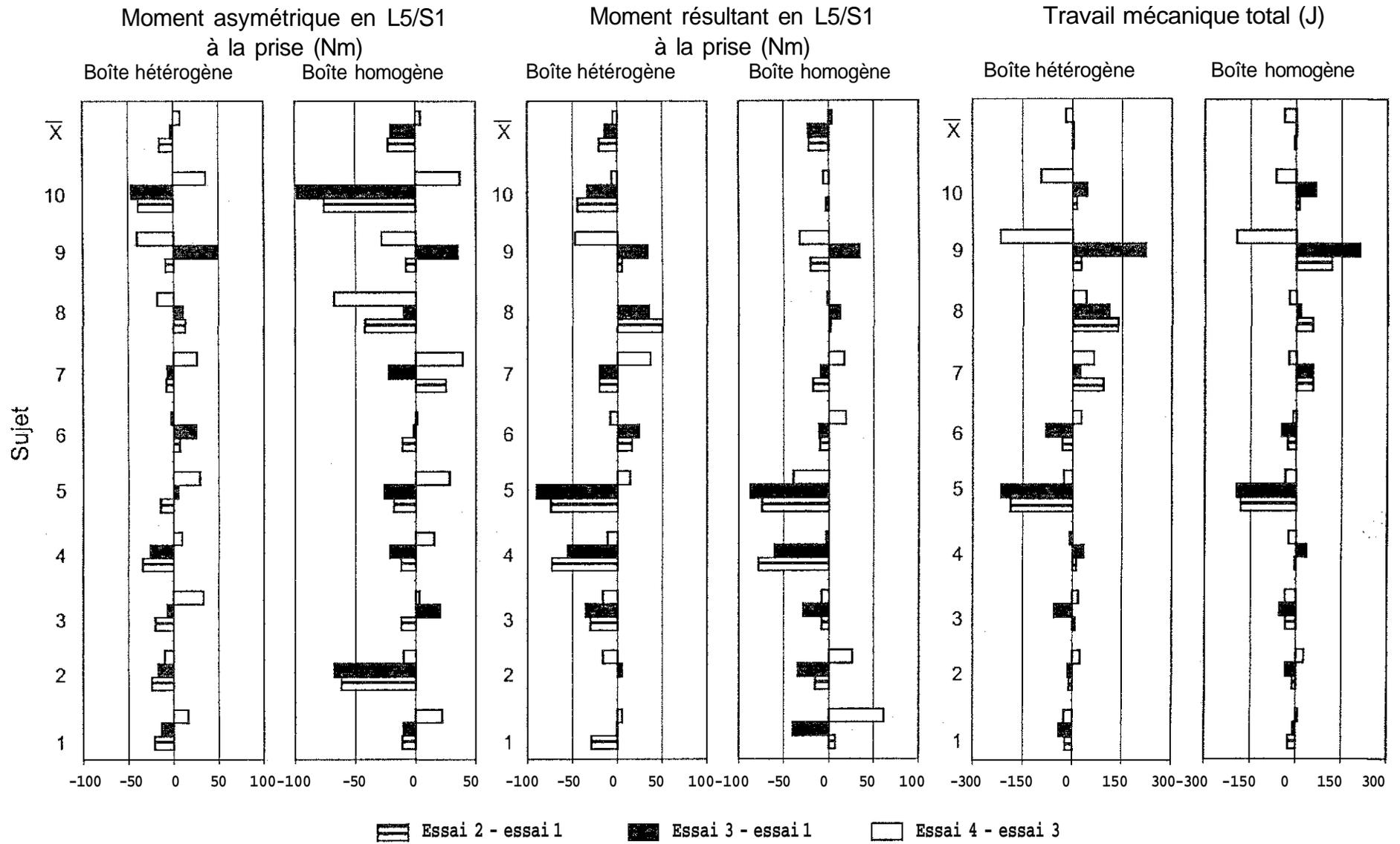


Figure 1. Différences interessais pour les deux types de boîte (homogène et hétérogène) pour chacun des sujets et pour la moyenne.

pour chacun des sujets et ne reflétaient aucune tendance d'apprentissage ni un effet différentiel attribuable au type de boîte.

#### a) Travail mécanique total

Les différences entre les meilleurs et les pires essais pour le travail mécanique total (Tableau 3) furent de 120 J (ou 25%) avec une différence minimale de 34 J et une différence maximale de 245 J; ces différences étaient attribuées principalement aux différences de travail effectué par/sur le sujet (107 J) et dans une faible mesure aux différences de travail fait sur la charge (14 J). Avec ces meilleurs essais associés à une réduction du travail total, on nota des changements statistiques significatifs pour la posture corporelle et le placement de la charge à la prise: le centre de gravité du sujet était plus haut (0.12 m), la flexion des genoux était considérablement réduite (environ 40°) mais la flexion du tronc par rapport à la verticale était, quant à elle, plus prononcée (12°), sans que la flexion lombaire ne soit affectée; les excursions ou étendues de mouvement étaient considérablement réduites dans le cas des genoux, par environ 35°, mais augmentées légèrement (10°) dans le cas du tronc; la charge se trouvait plus près du dos du sujet (0.06 m) et légèrement plus haute (0.02 m) par rapport au sol.

Ces caractéristiques pourraient expliquer les réductions des efforts globaux (ou moments intégrés) des extenseurs du tronc par près de 20%. Elles pourraient aussi expliquer les changements significatifs associés avec le trajet sujet/charge au cours du mouvement et associés à la réduction du travail mécanique total: la durée pendant laquelle la charge était entièrement supportée par le sujet était alors réduite par 0.35 s (14%) et la trajectoire du centre de gravité global sujet/charge était aussi considérablement réduite, soit 0.22 m (15%). Par contre, on ne nota pas d'effets sur l'équilibre.

#### b) Moment résultant en L5/S1 à la prise

Les meilleures performances se distinguèrent des pires performances quant aux moments ou efforts à l'articulation lombo-sacrée au moment de la prise (Tableau 4) par des moments plus faibles (différence moyenne de 23% ou 58 Nm avec une différence minimale de 32 Nm et une différence maximale de 126 Nm); ces essais étaient associés à des réductions significatives de la distance de la charge par rapport au dos (0.1 m), de la flexion de genou (27°), de la flexion lombaire (4°), du travail mécanique total (58 J) et des efforts asymétriques au dos (21 Nm), spécialement à cause du fait de la réduction des moments de flexion latérale (19 Nm); il y avait aussi une augmentation significative de l'espacement entre les pieds (0.06 m) associée aux meilleurs essais. D'autre part, la force déséquilibrante ne fut pas affectée.

#### c) Moments asymétriques en L5/S1 à la prise

Les meilleures performances se distinguèrent des pires performances quant aux efforts asymétriques (Tableau 5) par des moments plus faibles (différence moyenne de 59 Nm ou 82% avec une différence minimale de 25 Nm et une différence maximale de 98 Nm). Deux composantes, la torsion et la flexion latérale, expliquent les moments asymétriques; dans les conditions présentes, les changements entre les meilleures et les pires performances étaient quasiment entièrement attribuables à la composante de flexion latérale, sa valeur absolue diminuant en moyenne de 62 Nm dans les meilleurs essais. La posture du tronc était aussi affectée; avec les meilleurs essais, il y avait des réductions significatives des valeurs absolues des angles de torsion (5°) et de flexion latérale (3°); de même, les épaules étaient plus parallèles au bassin et les prises (poignets) plus parallèles aux épaules et au bassin comme le reflétèrent les réductions des angles épaules/bassin (6°), prises/épaules (8°) et prises/bassin (9°); de plus, les épaules étaient significativement plus parallèles au sol (5° vs 13°). Les observations effectuées au moment de la prise de la charge mirent en évidence des effets qui se transféraient pour l'ensemble de la tâche; en effet, les meilleurs essais caractérisés par des efforts asymétriques moins importants à la prise étaient aussi ceux qui étaient associés à des moments asymétriques maximaux plus faibles (27 Nm). Même si les distances entre les chevilles à la prise n'ont pas été statistiquement différentes, le plus grand écart entre les pieds (par 6 cm) avec les essais moins asymétriques mérite d'être mentionné vu que ces tendances s'observent chez 9 des 10 sujets. Cependant, l'équilibre ne fut pas affecté.

Tableau 1. Moyennes (écarts types) pour les caractéristiques générales de parcours, celles à la prise et le travail mécanique pour les essais répétés (E) et les contenants (B) incluant les niveaux de probabilité (N = 10; p < 0. 1; pE < 0. 025; pB < 0. 05; pEB < 0. 0015).

VARIABLE NOM	ESSAIS (E)						CONTENANTS (B)						TESTS SPÉCIFIQUES					
	E1 Moy. (ET)	E2 Moy. (ET)	E3 Moy. (ET)	E4 Moy. (ET)	pE	B1 boîte centrée Moy. (ET)	B2 boîte décentrée Moy. (ET)	B3 cylindre centré Moy. (ET)	PB	pEB	ESSAIS				CONTENANTS			
											1-2	1-3	1-4	3-4	1-2	1-3		
	CARACTÉRISTIQUES GÉN. :																	
EVN 2401	Durée de l'essai (s)	4.29 (1.07)	4.43 (0.90)	4.21 (0.93)	4.25 (0.94)	0.584	4.35 (0.95)	4.70 (1.05)	3.84 (0.61)	0.008	0.310					0.263	0.060	
MEQ 4004	Durée: phase supportée (s)	2.48 (0.67)	2.38 (0.50)	2.30 (0.60)	2.20 (0.50)	0.223	2.29 (0.56)	2.31 (0.58)	2.42 (0.59)	0.126	0.772							
EVN 2908	Durée: phase supportée (%)	58 (14)	55 (13)	56 (15)	53 (11)	0.257	53 (10)	50 (12)	64 (14)	0.005*	0.005					0.626	0.008*	
EVN 2505	Trajet C.G. charge (m)	2.16 (0.28)	2.09 (0.27)	2.07 (0.33)	2.05 (0.31)	0.306	2.05 (0.31)	2.01 (0.30)	2.22 (0.24)	0.002*	0.807					0.709	0.004*	
EVN 2511	Trajet C.G. sujet (m)	1.26 (0.24)	1.26 (0.24)	1.24 (0.29)	1.20 (0.25)	0.551	1.24 (0.27)	1.22 (0.25)	1.26 (0.24)	0.324	0.716							
EVN 2508	Trajet C.G. global (m)	1.39 (0.22)	1.37 (0.22)	1.35 (0.27)	1.31 (0.24)	0.501	1.35 (0.25)	1.32 (0.24)	1.39 (0.23)	0.080	0.748							
EVN 2937	Excursion tronc p/r verticale (°)	69 (12)	70 (13)	69 (15)	72 (11)	0.656	72 (13)	75 (12)	63 (10)	0.000*	0.545					0.166	0.000*	
EVN 2935	Excursion: genou droit (°)	63 (23)	62 (33)	62 (34)	57 (28)	0.669	64 (28)	62 (29)	56 (31)	0.068	0.480							
EVN 2936	Excursion: genou gauche (°)	63 (26)	63 (26)	61 (26)	56 (27)	0.512	65 (30)	61 (26)	56 (21)	0.009*	0.957					0.317	0.004*	
	PRISES :																	
EVN 2918	Vélocité: prises (m/s)	0.16 (0.09)	0.16 (0.11)	0.27 (0.37)	0.25 (0.24)	0.231	0.18 (0.13)	0.20 (0.23)	0.26 (0.32)	0.132	0.260							
EVN 2568	Accélération: prises (m/s/s)	2.40 (1.16)	2.33 (1.31)	2.39 (1.06)	2.68 (1.02)	0.449	2.26 (0.87)	1.89 (0.72)	3.20 (1.32)	0.000*	0.215					0.211	0.001*	
EVN 2536	Distance chevilles: prises (m)	0.42 (0.14)	0.40 (0.12)	0.40 (0.11)	0.41 (0.12)	0.685	0.41 (0.12)	0.44 (0.13)	0.38 (0.12)	0.029*	0.728					0.344	0.236	
EVN 2655	Distance hor. charge: prises (m)	0.65 (0.07)	0.58 (0.07)	0.60 (0.08)	0.57 (0.10)	0.005*	0.61 (0.09)	0.60 (0.09)	0.58 (0.08)	0.200	0.836	0.006*	0.106	0.004*	0.541			
EVN 2904	Hauteur C.G. charge: prises (m)	0.42 (0.05)	0.41 (0.04)	0.41 (0.04)	0.43 (0.05)	0.175	0.44 (0.03)	0.45 (0.04)	0.37 (0.01)	0.000*	0.290					0.961 *	0.000*	
EVN 2909	Hauteur C.G. sujet : prises (m)	0.74 (0.11)	0.74 (0.12)	0.74 (0.10)	0.77 (0.11)	0.492	0.72 (0.10)	0.73 (0.11)	0.80 (0.10)	0.000*	0.667					0.787	0.000*	
MEQ 4248	Hauteur C.G. global:prises (m)	0.69 (0.09)	0.69 (0.10)	0.69 (0.08)	0.72 (0.09)	0.479	0.68 (0.09)	0.69 (0.09)	0.73 (0.09)	0.004*	0.637					0.797	0.001*	
	TRAVAIL MÉCANIQUE :																	
TRV 1006	Caisse (J)	137 (14)	131 (13)	130 (16)	135 (18)	0.145	130 (11)	127 (14)	143 (15)	0.000*	0.061					0.315	0.000*	
TRV 1007	Sujet C.G. (J)	247 (99)	246 (113)	250 (117)	230 (107)	0.607	271 (110)	259 (108)	201 (96)	0.000*	0.582					0.597	0.000*	
TRV 1008	Global C.G. (J)	376 (98)	368 (113)	372 (121)	356 (105)	0.628	393 (111)	379 (108)	331 (99)	0.001 *	0.439					0.486	0.000*	



Tableau 3. Analyses de variance des meilleurs et pires essais sur le critère du travail mécanique total (N= 10;  $p \leq 0.10$ ).

VARIABLES	MEILLEUR		PIRE		p
	$\bar{X}$	(ET)	$\bar{X}$	(ET)	
<b>CRITÈRE:</b>					
Travail mécanique total (J)	329	(87)	449	(128)	0.001*
<b>CARACTÉRISTIQUES GLOBALES:</b>					
Travail du sujet (J)	214	(79)	321	(129)	0.00*
Travail surcharge (J)	121	(14)	135	(11)	0.01*
Durée: charge supportée (s)	2.10	(0.51)	2.45	(0.59)	0.08*
Trajet du e.g. charge: support (m)	1.94	(0.32)	2.14	(0.32)	0.10*
Trajet du e.g. sujet: support (m)	1.13	(0.23)	1.35	(0.27)	0.02*
Trajet du e.g. global: support (m)	1.24	(0.23)	1.46	(0.26)	0.02*
Moments intégrés des extenseurs du dos (Nms)	243	(63)	299	(19)	0.09*
<b>PRISES:</b>					
Hauteur du e.g. sujet (m)	0.78	(0.07)	0.66	(0.11)	0.00*
Hauteur du e.g. charge (m)	0.46	(0.03)	0.44	(0.03)	0.00*
Hauteur du e.g. global (m)	0.74	(0.07)	0.63	(0.09)	0.00*
Distance charge p/r dos (m)	0.58	(0.08)	0.64	(0.09)	0.08*
Flexion lombaire (°)	46	(5)	50	(10)	0.11
Flexion du tronc p/r verticale (°)	72	(9)	60	(14)	0.04*
Flexion genou droit (°)	43	(26)	82	(42)	0.01*
Flexion genou gauche (°)	40	(32)	80	(38)	0.00*
Force déséquilibrante (N)	123	(47)	134	(50)	0.28
<b>EXCURSIONS:</b>					
Extension lombaire (°)	40	(8)	42	(9)	0.21
Extension tronc p/r à la verticale (°)	78	(11)	67	(14)	0.08*
Extension genou droit (°)	48	(18)	83	(31)	0.00*
Extension genou gauche (°)	49	(19)	81	(32)	0.01*

Tableau 4. Analyses de variance des meilleurs et pires essais sur le critère du moment résultant en L5/S1 à la prise (N = 10;  $p \leq 0.10$ ).

VARIABLES	MEILLEUR		PIRE		p
	$\bar{X}$	(ET)	$\bar{X}$	(ET)	
<b>CRITÈRE:</b>					
Moment résultant en L5/S1: prises (Nm)	189	(32)	247	(35)	0.00*
<b>PRISES:</b>					
Accélération de la charge (m/s <sup>2</sup> )	1.71	(0.84)	2.22	(10)	0.27
Distance entre les chevilles (m)	0.43	(0.13)	0.37	(0.13)	0.04*
Distance hor. charge p/r au dos (m)	0.57	(0.08)	0.67	(0.09)	0.01*
Hauteur e.g. du sujet p/r sol (m)	0.74	(0.12)	0.69	(0.11)	0.15
Flexion genou droit (°)	57	(41)	74	(28)	0.19
Flexion genou gauche (°)	49	(38)	76	(41)	0.03*
Flexion lombaire (°)	47	(6)	51	(8)	0.05*
Flexion du tronc p/r verticale (°)	69	(17)	64	(10)	0.36
Moment d'asymétrie en L5/S1 (Nm)	36	(21)	57	(23)	0.03*
Moment de flexion latérale   en L5/S1 (Nm)	31	(21)	50	(27)	0.07*
Moment de torsion   en L5/S1 (Nm)	14	(12)	19	(13)	0.32
Angle de torsion   en L5/S1 (°)	5	(5)	4	(2)	0.43
Angle de flexion latérale   en L5/S1 (°)	4	(3)	4	(3)	0.82
<b>TRAVAIL:</b>					
Total (J)	363	(110)	421	(134)	0.10*
Sujet (J)	243	(109)	298	(133)	0.10*
<b>EQUILIBRE:</b>					
Force déséquilibrante (N)	124	(50)	140	(62)	0.36

Tableau 5. Analyses de variance des meilleurs et pires essais sur le critère du moment d'asymétrie en L5/S1 à la prise (N = 10;  $p \leq 0.10$ ).

VARIABLES	MEILLEUR		PIRE		p
	$\bar{X}$	(ET)	$\bar{X}$	(ET)	
<b>CRITERE:</b>					
Moment d'asymétrie en L5/S1 à la prise (Nm)	13	(6)	72	(25)	0.00*
<b>PRISES:</b>					
Moment résultant en L5/S1 (Nm)	207	(39)	221	(29)	0.21
Moment extenseur en L5/S1 (Nm)	-206	(39)	-208	(28)	0.85
Moment de torsion   en L5/S1 (Nm)	8	(4)	8	(12)	1.00
Moment de flexion latérale   en L5/S1 (Nm)	9	(7)	71	(24)	0.00*
Flexion lombaire (°)	47	(9)	47	(5)	0.72
Angle de torsion   en L5/S1 (°)	2	(3)	7	(3)	0.02*
Angle de flexion latérale   en L5/S1 (°)	3	(2)	6	(3)	0.01*
<b>L5/S1 (°)</b>					
Flexion du tronc p/r à la verticale (°)	65	(17)	68	(15)	0.42
Angle des épaules p/r au bassin   (°)	4	(4)	10	(8)	0.06*
Angle des prises p/r au bassin   (°)	19	(11)	28	(10)	0.09*
Angle des prises p/r aux épaules   (°)	14	(3)	22	(10)	0.01*
Angle épaules/sol   (°)	5	(4)	13	(9)	0.02*
Flexion genou droit (°)	67	(41)	66	(40)	0.92
Flexion genou gauche (°)	66	(37)	58	(37)	0.48
Distance entre les chevilles (m)	0.44	(0.14)	0.38	(0.13)	0.20
<b>EFFORT MAXIMAUX:</b>					
Moments d'asymétrie (Nm)	53	(18)	80	(24)	0.00*
Angle de torsion   (°)	4	(2)	6	(3)	0.13
Angle de flexion latérale   (°)	3	(2)	5	(3)	0.12
<b>EQUILIBRE:</b>					
Forcedéséquilibrante(N)	124	(48)	134	(57)	0.43

## DISCUSSION

### Effets des contenants

En ce qui concerne l'hétérogénéité, des études psycho-physiques (Ayoub et al., 1979; Mitai et Fard, 1986) rapportent que le poids maximal de lever acceptable par les travailleurs est réduit jusqu'à 10% pour des déplacements latéraux du centre de gravité de la charge pouvant aller jusqu'à 20 cm; de même, les chargements lombaires représentés par les moments de flexion latérale et de torsion sont considérablement accrus par le déplacement latéral, jusqu'à 22.7 cm, du centre de gravité de la charge (Hafez et Jäger, 1997). Il s'agissait de conditions où les prises étaient symétriques. Or, il est important de souligner que les types de prises et d'inclinaison de boîte produisent aussi des effets substantiels sur les chargements lombaires (Delisle et al., 1996). L'absence de différences significatives associées à la position du centre de gravité des boîtes de notre étude peut signifier soit que l'écart entre la position centrée et celle décentrée (8 cm) n'était pas assez important, soit que les sujets ont adopté des prises et inclinaisons de boîte leur permettant de s'ajuster au décentrage. Ces résultats ne font que mettre encore plus d'emphasis sur l'importance de la combinaison que représente les prises/inclinaisons dans les manœuvres de manutention, une combinaison qui n'a été que rarement étudiée dans la littérature de biomécanique occupationnelle, sauf par notre groupe tout récemment (Authier et al., 1996; Gagnon et al., 2000; Delisle et al., 1996; Gagnon, 1997).

En ce qui concerne le format, on trouve que le cylindre présente ici de meilleures caractéristiques quant à la symétrie de posture pour la raison que le sujet pouvait le saisir par les extrémités avec des prises symétriques; de même, à cause de son faible diamètre, le sujet n'avait pas besoin de beaucoup fléchir les genoux, d'où les meilleures caractéristiques du cylindre pour le travail mécanique; pour les mêmes raisons du faible diamètre du cylindre comparativement à la dimension de la boîte dans l'axe sagittal, elles suggèrent que le bras de levier a pu être réduit tout au cours du mouvement et expliquer la réduction des efforts globaux au dos. Le format des charges possède donc une grande importance pour les effets biomécaniques. Les résultats ne font que mettre emphasis sur les effets de format et il n'est nullement dans l'intention de préconiser tel format plutôt que tels autres.

### Effets de la pratique

C'était le but de la présente étude d'évaluer les changements associés avec la pratique libre au cours d'une seule séance et sans faire intervenir les processus d'apprentissage liés à une formation. Le protocole expérimental a été structuré de façon à minimiser les effets de la fatigue et de s'assurer que les changements biomécaniques observés seraient entièrement attribuables à la pratique. Les résultats statistiques ont montré qu'il n'y avait pas de patron d'évolution systématique associé à la pratique mais que les sujets étaient grandement variables dans leurs patrons de mouvement et aussi dans leur évolution temporelle. Malgré le grand nombre de répétitions (150 levers avec différentes conditions de charges mais dans un même contexte spatio-temporel), les performances des sujets n'étaient pas stables.

L'observation des performances individuelles caractérisées par les meilleurs et pires essais sur la base de critères de sécurité a mis en évidence cette instabilité de la performance; certains essais pourraient être plus risqués et d'autres plus sécuritaires, de là l'intérêt à les examiner plus en profondeur. L'importance des différences entre les meilleurs et les pires performances a surpris: les différences sont en moyenne de 25%, 23% et 82%, respectivement pour le travail mécanique, le moment résultant en L5/S1 et le moment asymétrique en L5/S1. L'évaluation des facteurs de risque peut être sous-estimée lorsqu'elle est effectuée sur la base d'un seul essai ou d'une moyenne d'essais, sans considération pour la variabilité des performances et les réponses individuelles spécifiques, surtout les extrêmes (Granata et al., 1999; Brereton et McGill, 1999). L'importance de la variabilité dans les répétitions des tâches, dans la présente étude, peut être partiellement attribuée au caractère asymétrique des tâches comme il a été récemment démontré par Granata et al. (1999) pour la cinématique du tronc et les chargements lombaires. Ces auteurs ont rapporté des chargements lombaires moyens dont les écarts-types étaient de 10 à 40%, lors de l'exécution de tâches identiques de lever; nos résultats se sont avérés similaires avec des écarts-types

variant de 9 à 50%. Une hypothèse intéressante a déjà été posée à l'effet qu'une blessure peut être attribuée à des changements systématiques prévisibles des modes d'action mais aussi à l'effet d'erreurs aléatoires de contrôle (Brereton et McGill, 1999).

Contrairement aux études rapportées dans la littérature sur les effets biomécaniques des levers répétitifs (Fogleman et Smith, 1995; van Dieën et al., 1998; Marras et Granata, 1997), la présente étude s'est appuyée sur un schéma expérimental visant à minimiser les effets de fatigue et à mettre en évidence les changements adaptatifs attribuables à la seule pratique. De plus, cette étude a été réalisée dans un véritable contexte 3D ou d'asymétrie, sans aucune contrainte (positionnement des pieds, absence de poignées sur les charges, techniques de manutention) sauf pour la localisation de la charge (origine et terminaison). Par conséquent, il est difficile de comparer nos résultats avec ceux de ces études. Dans le contexte limité de notre étude, il apparaît clairement que la pratique libre à court terme ne produit pas des effets significatifs d'apprentissage. Les programmes de formation apparaissent nécessaires pour développer des stratégies de manutention sécuritaire chez les travailleurs. C'est l'objectif que nous poursuivons depuis plusieurs années: dans un premier temps, nous avons établi les contrastes entre des travailleurs experts et novices (Gagnon et al., 1996; Authier et al., 1996) et nous avons évalué le potentiel de sécurité de certains des éléments techniques parmi les plus pertinents tels que le jeu de déplacement des pieds (Delisle et al., 1999), les prises manuelles et les inclinaisons de charge (Gagnon et al., 2000; Delisle et al., 1996; Gagnon, 1997) et le positionnement des épaules (Gagnon et al., 2000; Plamondon et al., 1995; Gagnon et al., 1993); la prochaine étape consistera à évaluer l'apprentissage de ces éléments dans un programme de formation. Les résultats de la présente étude ont montré que si aucune intervention spécifique n'était exercée pour guider le sujet dans son processus d'apprentissage, celui-ci ne démontrait alors pas de progrès systématique. Ceci peut être dû au fait qu'il s'agissait d'une séance de pratique relativement courte mais, d'autre part, l'ampleur des contrastes que nous avons déjà observés entre les experts et les novices (Gagnon et al., 1996; Authier et al., 1996) est plutôt une indication qu'on ne pourrait s'attendre qu'à des changements marginaux avec une pratique libre et il est douteux que des novices arrivent rapidement, par eux-mêmes, à adopter des pratiques qui ressemblent à celles des experts. Pour que des changements substantiels se produisent systématiquement, des programmes valides de formation à la manutention sécuritaires apparaissent nécessaires. À cet effet, les éléments ou principes de manutention que nous avons mis en évidence dans nos recherches antérieures devraient être à la base de ces programmes.

## **Contrastes entre les meilleures et pires performances**

### **a) Travail mécanique total**

Même si les meilleurs essais de ces travailleurs novices n'étaient certainement pas optimaux, il apparaissait intéressant d'examiner quels changements se produisaient dans cette condition simple de lever asymétrique pour réduire le travail mécanique. Les changements importants furent observés pour la posture corporelle à la prise: en approchant la charge plus près de lui, le sujet n'avait pas besoin de fléchir beaucoup ses genoux pour saisir la charge et son centre de gravité se trouvait ainsi plus haut; ceci contribua à réduire l'étendue d'extension des genoux durant le lever, de même que la longueur du trajet pendant le support de la charge et la durée de support. Même si le travail effectué sur la charge était significativement réduit, cette réduction était marginale comparativement aux changements posturaux; en effet, les faibles accroissements de la hauteur du centre de gravité de la charge, à la prise, indiquent que les sujets n'adoptent pas des stratégies de pivotement et inclinaisons de charge, une caractéristique typique des experts (Authier et al., 1996), un élément propre à être amélioré chez les sujets novices de la présente étude. Les résultats relatifs à la posture corroborent ceux d'une étude antérieure (Gagnon, 1997) basée sur l'examen d'effets de flexion des genoux dans un lever symétrique dans le plan sagittal.

Il faut cependant reconnaître certaines limitations associées à la méthode utilisée pour le calcul du travail mécanique dans la présente étude: d'abord, les valeurs du travail mécanique fait par/sur le sujet (travaux positifs et négatifs) sont seulement des estimations obtenues par le calcul du travail fait à partir de la position du centre de gravité sans considération pour les travaux relatifs segmentaires lesquels ne pouvaient être obtenus à cause de l'utilisation d'une seule plate-forme de forces rendant impossible la

dissociation des deux segments inférieurs; ensuite, les valeurs du travail mécanique fait sur la charge elle-même sont basées sur les dérivées de la position du centre de gravité ce qui n'impliquent que les composantes de translation, la composante de rotation étant, quant à elle considérée négligeable vu la quasi absence de manoeuvres en rotation exercées sur la charge par ces travailleurs novices. En dépit de ces limitations les tendances générales contribuant à des réductions du travail ont pu être identifiées.

### **b) Moment résultant en L5/S1 à la prise**

Comme pour le travail mécanique, la flexion des genoux apparaît un facteur clé: par l'extension des genoux, le sujet n'a pas à fléchir autant l'articulation lombo-sacrée et il peut ainsi se trouver plus près de la charge avec des réductions subséquentes du moment net au dos et aussi du travail mécanique comme ce fut tout juste discuté. Dans l'une de nos études comparant les experts aux novices (Authier et al, 1996), une plus grande extension des genoux était la caractéristique principale des experts; dans une autre étude (Fogleman et Smith, 1995), il a été démontré que l'extension des genoux augmentait avec une pratique intensive.

Un autre facteur clé peut être l'absence de restrictions quant au positionnement des pieds: ce positionnement peut avoir un impact sur les efforts au dos et le choix d'une base de support plus large peut aider à réduire les moments résultants au dos et peut être associé à la réduction des efforts asymétriques au dos. A cet effet, les moments de flexion latérale lombaire, même s'ils étaient plus faibles dans le cas des meilleures performances, suggèrent que ces meilleurs essais ne sont certainement pas optimaux pour les novices de la présente étude. Dans la majorité des études biomécaniques en manutention les positions des pieds sont fixées et contrôlées, des protocoles qui peuvent altérer les modes d'exécution naturels des sujets et affecter ainsi la validité des résultats. L'une de nos études a déjà mis en évidence que certains patrons de placement/déplacement des pieds, ceux typiques de travailleurs experts, permettaient de réduire les parcours du sujet, ou encore les asymétries de posture (Delisle et al., 1999).

### **c) Moments asymétriques en L5/S1 à la prise**

Comme on s'y attendait, les moments en asymétrie au dos sont reliés à la posture et il est apparent que le maintien du parallélisme épaules/bassin/prises est un facteur clé dans ce cas. A cet effet, nous avons récemment mis en évidence que le maintien des épaules parallèles au sol réduisaient les asymétries de posture et d'efforts (Gagnon et al, 2000) et les observations effectuées ici, dans la pratique libre, corroborent ces résultats. Même si on n'a pu mettre clairement en évidence le rôle des positions de pieds à cet égard, les tendances suggèrent que l'adoption d'une base plus large peut favoriser une plus grande symétrie dans les efforts au dos. Les résultats de nos études antérieures portant sur les asymétries de posture et d'effort ont mis en évidence les facteurs clés que sont les prises/inclinaisons de charge (Gagnon et al., 2000; Delisle et al., 1996; Gagnon, 1997), la position des épaules (Gagnon et al., 2000; Plamondon et al., 1995; Gagnon et al., 1993) et le placement des pieds (Delisle et al., 1997; Gagnon et al., 1993). L'observation des contrastes entre les essais les plus asymétriques et les moins asymétriques, dans la présente étude, suggère en effet qu'un plus grand parallélisme entre les épaules, le bassin et les prises ainsi qu'un plus grand parallélisme des épaules par rapport au sol et un plus grand espacement des pieds minimisent les asymétries d'efforts au dos. La recherche portant sur ces facteurs clés méritent donc d'être accentuée.

## CHAPITRE 4

### L'OBSERVATION: MODES OPÉRATOIRES, REPRODUCTIBILITÉ ET VALIDITÉ DES OBSERVATIONS

#### INTRODUCTION

Dans la revue complétée sur les propositions d'observation concernant le travail physique (Denis *et al.*, 2000), les variables avaient été regroupées en sept catégories selon leur objet d'observation (posture, charge déplacée, effort, utilisation des pieds et des mains, environnement, activité/tâche). Les variables appartenant à ces catégories (posture exclue) ont été réparties en 38 sous-groupes plus homogènes. Cette revue a mis en évidence la grande variabilité des propositions. À titre d'exemple, 26 des 38 sous-catégories identifiées ont été retenues par moins de 15% des 38 grilles identifiées. L'analyse du découpage des classes d'observation, comme cela est typique pour l'observation de la posture, montre qu'il n'y a pas de consensus clair. À titre d'exemple, sur les 32 grilles caractérisant la flexion sagittale, 18 modalités différentes ont été identifiées. Les découpages proposés ne sont pas fondés sur des données expérimentales permettant de justifier les choix opérés. Cette revue ne nous a donc permis d'identifier beaucoup de repères pour le découpage des variables.

Au niveau de la fiabilité, bien que les résultats soient très variables, certains obtiennent des taux d'accord très élevés, ce qui permet de croire que l'observation peut constituer un outil fiable, en autant qu'il y ait formation et que les critères d'observation soient soigneusement définis. Les conditions de formation des observateurs sont toutefois rarement précisées; à une exception près, aucune étude n'a exploré cet aspect. C'est ce constat qui nous a amené à considérer de plus près les conditions d'utilisation de l'observation à savoir: l'impact de l'expérience et de la formation-pratique sur la fiabilité des observations.

Il apparut aussi que la difficulté du matériel testé était déterminante sur les résultats de fiabilité. À titre d'exemple, lorsque des tâches différentes étaient utilisées, les taux d'accord variaient considérablement selon la tâche. Ce constat nous a amené à introduire dans l'étude une question sur la confiance de l'observateur dans sa réponse. Enfin, les rares études de validité interne repérées ont porté sur la posture.

Il ressort aussi de cette revue que plusieurs éléments considérés potentiellement à risque ne sont pas couverts par les propositions d'observation. C'est le cas de l'asymétrie, de la soudaineté de efforts, des problèmes d'équilibre et de contrôle.

#### RÉSULTATS

##### MODES OPÉRATOIRES ET IMPACT DE LA PRATIQUE

Les modes opératoires utilisés à la prise, au transfert et au dépôt sont résumés aux Tableaux 4.1 et 4.2. Les sujets ont passablement varié leur façon de faire. Par exemple, il y a autant de fois où la charge est tenue proche qu'à une distance intermédiaire ( $\leq 20$  cm) ou loin ( $> 20$  cm). On utilise aussi souvent un appui principal que non. On constate que le positionnement de la charge par rapport à la base d'appui (B.A.) ainsi que l'organisation de la B.A. sont assez différents entre la prise et le dépôt. Par exemple, les sujets utilisent beaucoup plus un appui principal au dépôt qu'à la prise.

Étant donné l'absence d'effet de la pratique libre tel que montré au chapitre 3 et comme on le verra au chapitre 5, l'analyse des modes opératoires en fonction de la pratique libre est apparue superflue. On peut toutefois signaler des éléments sur lesquels il pourrait y avoir apprentissage: la charge pourrait être plus souvent rapprochée et son centre de gravité mieux centré par rapport au tronc. On utilise souvent des mécanismes de compensation, comme le bassin positionné vers l'arrière, qui en cas d'incident, sont à risque. L'asymétrie de posture pourrait être diminuée. Des symptômes de difficulté ont été observés.

Tableau 4.1: Modes opératoires observés à la prise et au dépôt

# Variables	Classes <sup>1</sup>	Prise	Dépôt	Repères	
<b>Equilibre</b>					
<i>Position de la charge vs base d'appui (Module 1)</i>					
1	Éloignement	Collée	59	136	
		Intermédiaire ( $\leq 20$ cm)	61	26	$\leq 1/2$ de sa largeur
		Éloigné ( $> 20$ cm)	50	9	$> 1/2$ largeur
2	Symétrie	Centrée	114	95	
		Décentrée $< 20$ cm [G/D]	39 [3/36]	41 [24/17]	ou $1/2$ de sa largeur
		$> 20$ [G/D]	17 [0/17]	32 [29/3]	
<i>Caractéristiques de la B.A. (Module 2)</i>					
3	Pieds: # en contact avec sol	1 [G/D]	14 [0/14]	29 [5/24]	
		2	156	142	
8	Si 2 pieds: Distance avant-arrière	$\leq 45$ cm	101	75	ou $\leq 3$ carreaux;
		$45 > d \leq 60$	32	58	1 car. = 15cm
		$> 60$	23	9	
9	Largeur entre les pieds	$\leq 45$	48	106	idem
		$45 > d \leq 60$	59	31	
		$> 60$	49	2	
<i>Répartition du poids dans B.A. (Module 3)</i>					
6	Si B.A.: 1 pied	Int. [pointe /centre/talon]	14 [2/11/1]		verticale projetée du
6	Si B.A. 2 pieds	Int. [Avant/Centre/ Arrrière]	153 [65/65/23]		milieu du dos vers sol
		Ext.	3		
5	Appui principal utilisé?	Non	79	31	poids sur un pied
		Oui [G/D]	77 [24/53]	111 [30/81]	
4	Un pied est-il devant l'autre?	Non	94	40	
		Oui [G/D]	62 [21/41]	102 [21/81]	si $> 1/2$ pied
<i>Compensation segmentaire</i>					
8	Position jambe libre /arrière	$< 60$	0	14	ligne du talon projetée
		$60 \geq d \leq 90$	11	15	au sol; appui sur un pied
		$> 90$	3	0	
9	Écartement jambe libre	$< 60$	2	16	
		$60 \geq d \leq 90$	9	10	
		$> 90$	3	3	
7	Position du bassin p/r à la B.A.	Intérieur	25	76	verticale tracée vs
		Extérieur $< 15, > 15$	53, 78	65, 1	bout du fessier
<b>Contrôle</b>					
31	Prise fréquente: cylindre	Symétrique 1/1; 2/2	10, 37	41,6	
32	boite	Symétrique: 8/8	33, 14	30, 14	<i>Drury et al., 1982</i>
		Diagonale: 7/3; 3/7	13, 12	11, 1	
		Asymétrique: 8/2; 2/8	11, 4	10, 15	
		Asymétrique 1/9; 6/4	10	10	
<b>Fluidité: Continuité mv.</b>					
39	Orientation de la charge	Droite	155		bcp: pointe directement
		Tournée vers dépôt [Peu/Bcp]	15 [11/4]		vers dépôt
40	Orientation appuis vs plateforme	Perpendiculaire	107		
		Angle [ $45^\circ/90^\circ$ ]	49 [42/7]		complet: $\approx 90^\circ$
<b>Asymétrie: Posture</b>					
45	Orientation épaules/bassin	Même axe	138	141	
		Axe diff. [Peu/Marqué]	32 [30/2]	31 [27/4]	
46	Inclinaison du dos	$< 20^\circ$	0		
		$20-45^\circ$	19		
		$> 45^\circ$	151		
47	Parallélisme épaules/sol	$< 10^\circ$	138	156	
		$10-20^\circ$ [G/D]	28 [10/18]	15 [4/11]	
		$> 20^\circ$ [G/D]	4 [1/3]		
<b>Asymétrie: Position des mains</b>					
48	Hauteur	Vis-à-vis, décalées	94, 76	90, 82	
49	Distance avant-arrière	Vis-à-vis, décalées	90, 80	81, 91	

1 En référence à la boite; les critères peuvent différer pour le cylindre.

**Tableau 4.2: Modes opératoires observés pendant les phases**

#	Variables	Repères	Oui	Non	Phase
<b>Équilibre</b>					
<i>Déplacement de la charge (Module 4)</i>					
10	Rapproche charge en la soulevant	non: levé vertical	58	116	S
18	Transporte ch. $\cong$ collée sur tronc		118	51	T
11	Lève en gardant charge centrée?	à $\pm 3$ cm [G,D]	125	49 [48/1]	S
19	Charge centrée au transport	idem	110	64 [43/21]	T
26	Trajectoire au dépôt	perpendiculaire	147	27	T
13	Hauteur bte $\leq$ taille	[peu/bcp]; réf.: base de bte	148 [93/55]	26	S
20	Transport $\leq$ poitrine	réf; milieu bte	134	36	T
12	Accélérée?		20	154	S
27	Accélérée?		9	165	Pré-D
<i>Déplacement des appuis (Module 5)</i>					
15	Réorganisation de la B. A.	réorientation, réajustement	140, 34		
21	Pieds dans même direction?	réf.: pointe des pieds	43	124	T
22	Pieds se croisent $> 15$ cm?	1 carreau = 15 cm	31	136	T
<i>Symptômes de difficulté</i>					
14	Travail de stabilisation	pieds vacillent	27	147	S
16	Réorganisation précipitée?	mvt. rapide du pied; impression d'urgence	18	156	S
24	Augmentation rythme des pas	pas précipité	11	151	T
29	Réajustement de la B. A.	signes de récupération [Peu/Beaucoup]	63 [40/23]	105	Post-D
30	Réajustement précipité	déplacement rapide des pieds	8	55	T
<i>Compensation</i>					
17	Pieds distants de $\geq 75$ cm (5 car.)	pointe pied 1 / talon pied 2 [ $\leq 90$ , $> 90$ ]	85 [78, 7]	89	1 <sup>er</sup> pas T
25	Déplacement $\geq$ de 75 cm	idem	29 [29, 0]	135	T
23	Pied arrière tourne		54	113	T
28	Compensation du dos $\geq 10^\circ$	[flexion, extension]	16 [5/11]	154	Pré-D
<b>Contrôle</b>					
<i>Caractéristiques de la prise</i>					
36	Sujet bouge charge sur elle-même	[bte $\leq 1/4$ tour, bte $> 1/4$ tr, cylindre]	112 [58, 19, 35]	62	T
38	Changement de prise	[repositionnement, relocalisation]	22 [18/4]	152	T
<i>Symptômes de difficulté</i>					
33	Charge bascule	soudain	19	155	S
34	Prise glisse	1 ou 2 main	1	173	S
37	Charge stabilisée avant dépôt		172	2	Pré-D
<i>Compensation</i>					
35	Haussement des épaules	pour pouvoir déposer	5	169	Pré-D
<b>Fluidité</b>					
<i>Continuité du mvt de la charge</i>					
43	Trajectoire linéaire	[courbe, équerre]	71	103 [2, 101]	T
42	Dépôt précis en hauteur	dépôt idem hauteur plateforme à $\leq 15$ cm	148	22	Pré-D
44	Mouvement fluide	continu, sans à-coups	86	87 [62, 25]	
<i>Symptôme de difficulté</i>					
41	Collision charge / plate-forme	dépôt pas assez haut	8	162	D
<b>Asymétrie d'effort</b>					
50	Plus de poids sur une main	une main sert de support principal [G, D]	83 [32, 51]	43	T
51	Si oui, $\leq 1/3$ bte?	[2/3; 3/3]	63	20 [8, 12]	

# REPRODUCTIBILITÉ DES OBSERVATIONS ET IMPACT DES FACTEURS EXPÉRIENCE, FORMATION ET PRATIQUE

## a. Reproductibilité des observations

Il faut rappeler ici que tout au long de la saisie l'observatrice pouvait discuter des problèmes d'observation rencontrés et demander des précisions supplémentaires. Des ajustements ont donc été apportés en cours de saisie. Un Po inter-observateurs élevé alors que le Po intra-observatrice est plus faible indique ainsi généralement un effet d'apprentissage, certains critères ayant été précisés pendant le processus de saisie. Quatorze des 50 variables ont été observées à deux moments différents pour un total de 64 comparaisons (Tableau 4.3): 53 ont rencontré les deux critères de satisfaction (  $Po \geq 80\%$  et  $K \geq 0.5$ ; inter-observateurs). Pour les 11 cas insatisfaisants, différentes solutions ont été appliquées. Pour certaines, les consignes ont été clarifiées ou les critères d'observation précisés - le plus souvent pour les classes rares - et l'ensemble des 174 séquences, ressaisi. Pour 8 variables où cela était possible, les descripteurs ont été regroupés pour obtenir deux classes au lieu de trois. Pour les données intra-observatrice, dans trois cas, l'impact du regroupement a permis d'améliorer le Po de 10 à 30%; les difficultés d'observation étaient donc bien liées au niveau de précision demandé. Dans le cas des Po inter-observateurs, pour deux variables, le regroupement a amélioré le Po de 10%.

**Tableau 4.3** Résumé des tests de reproductibilité

	Kappa	Intra observatrice			Total	Inter-observateurs			Total
		<.50	.50@.59	.60@.79		>.80	<.50	.50@.59	
<b>Po</b>									
<80	4	2	3	9	5	1	2	8	
80@89	1	2	5	10	2	4	1	7	
>90	4	8	33	45	3	6	40	49	
Total	9	4	16	35	8	3	12	41	

Trame ombragée: satisfaisant:  $Po \geq 80\%$ ;  $K \geq 0.5$

## b. Impact de la formation, de la pratique et de l'expérience

**Formation:** On peut obtenir des taux accord satisfaisants après une formation minimale. En effet, pour 14 des 17 variables testées, le Po a été supérieur à 80%, et pour cinq, à 90%. Les K ont été supérieurs à 0.6 pour 15 variables, le plus faible étant de 0.49. Cependant, les taux d'accord ont été moins bons pour les variables dynamiques présentées sur vidéo (Tableau 4.4).

**Pratiques supplémentaires:** Elles n'ont pas permis d'améliorer significativement les Po ou K. Toutefois, la planification d'exercices dirigés permet au formateur d'appréhender les difficultés que pourraient avoir les observateurs. La pratique a surtout eu un impact sur la vitesse de saisie (gains de temps de 16 à 44% selon les conditions considérées), les observateurs plus lents rattrapant les plus rapides. Après la pratique, le temps de saisie était de l'ordre 30 secondes par variable.

**L'expérience:** La performance des observateurs ayant de l'expérience en ergonomie n'a pas été meilleure que celle des inexpérimentés (Tableau 4.5).

## c. Relation entre la confiance de l'observateur en sa réponse et la fiabilité

L'observateur s'est dit confiant dans sa réponse 96% des fois. Cependant, quand on demandait de situer le niveau de confiance sur une échelle de 1 à 10, 1 fois sur trois, la confiance était de 8 ou moins. L'analyse montre que lorsque la fiabilité diminue, le niveau de confiance exprimé par les sujets dans leur réponse diminue aussi (Tableau 4.6). Ainsi, pour les 4 variables montrant un Po inférieur à 80%, 47% ont noté leur confiance à 8 et moins. Lorsque l'observateur cotait moins de 8, il devait en indiquer la raison. La raison la plus souvent mentionnée a été le fait de se retrouver dans une zone frontière entre deux classes, en particulier pour les variables dynamiques. La seconde raison, 'ne pas

bien voir' a surtout été invoquée pour une variable, la position de la main gauche sur la boîte; dans ce dernier cas, le Po obtenu a toutefois été excellent (92%). Les observateurs n'ont pointé que marginalement la clarté ou l'exhaustivité des critères d'observation comme source de difficulté. Ce jugement ne portait toutefois pas sur la validité des critères eux-mêmes: les critères d'observation ont ainsi quand même été modifiés pour des variables présentant un Po faible.

**Tableau 4.4 Nombre de variables atteignant un niveau satisfaisant de fiabilité après la formation et la pratique**

	<u>Formation</u>				<u>Pratique libre</u>				<u>Pratique dirigée</u>			
	Po (%)		Kappa		Po (%)		Kappa		Po (%)		Kappa	
	Exp	Inex	Exp	Inex	Exp	Inx	Exp	Inex	Exp	Inex	Exp	Inex
Statique / photo												
Moyenne	87.7	89.1	0.71	0.74	90.6	89.4	0.73	0.72	91.6	91.1	0.80	0.78
Po ≥ 90%, K ≥ 0.6	4	5	3	4	6	6	2	3	5	7	4	4
Po ≥ 80%, K ≥ 0.5	8	7	7	7	8	7	9	7	9	8	9	8
Dynamique / vidéo												
Moyenne	82.8	81.0	0.66	0.61	85.7	80.2	0.69	0.60	84.9	86.8	0.69	0.70
Po ≥ 90%, K ≥ 0.6	1	1	0	1	2	3	3	1	3	3	2	2
Po ≥ 80%, K ≥ 0.5	6	4	8	4	7	5	6	3	6	5	6	6
Moyenne	82		0.70		82.0		0.70		0.85		0.73	

Exp.: expérimenté; Inex: inexpérimenté

**Tableau 4.5 Impact de l'expérience sur la fiabilité**

Expérimenté?	Formation		Pratique libre		Pratique dirigée	
	Po (%)	Kappa	Po (%)	Kappa	Po (%)	Kappa
<b>Oui</b>	<b>85.8</b>	<b>0.70</b>	<b>88.1</b>	<b>0.72</b>	<b>88.8</b>	<b>0.76</b>
<b>Non</b>	<b>85.8</b>	<b>0.69</b>	<b>85.3</b>	<b>0.68</b>	<b>88.5</b>	<b>0.74</b>

**Tableau 4.6 Répartition (%) des différents niveaux de confiance exprimée par les observateurs en fonction du pourcentage d'accord Po obtenu<sup>1</sup>**

	n	<u>Variables</u>		9-10	<u>Niveau de confiance</u>		
		photo	vidéo		8	7	≤ 6
Po ≥ 90%	8	6 P,	2V	78.0	12.4	7.0	2.4
80% < Po ≤ 90%	5	1 P,	4V	63.1	23.0	11.6	2.3
Po < 80%	4	2P,	2V	52.6	27.7	16.3	3.7

1. Les questions sur la confiance portaient sur l'ensemble des classes, sans regroupement

## **ÉTUDE DE VALIDATION**

### **a. Validité interne**

Les résultats des comparaisons (Tableaux 4.7 et 4.8) montrent que: 1. L'observateur a pu correctement distinguer entre les classes d'observation: Les analyses statistiques montrent que les valeurs mesurées diffèrent significativement pour toutes les variables, à trois exceptions près. 2. L'observateur a pu distinguer entre des valeurs parfois peu éloignées les unes des autres (p.ex. v. 10). 3. Pour une même classe donnée, les valeurs peuvent être sensiblement différentes selon le moment d'observation. À titre d'exemple, on observe que lorsque la charge est à l'extérieur de la base d'appui, elle l'est beaucoup plus à la prise (22.3 cm) qu'au dépôt (11.2 cm). 4. Dans certains cas, les valeurs mesurées se sont trouvées

être pratiquement à la limite d'une classe. À titre d'exemple, en moyenne, la flexion sagittale mesurée à la prise correspondant à la classe 20 à 45° s'est avérée être de 42°. Pour une raison quelconque, les sujets se fléchissaient près de 45°, ou beaucoup plus, soit de 68°. 5. Ce qui influence beaucoup les résultats de validité est la distribution des valeurs elles-mêmes. Plus elles sont proches de la limite entre deux classes, plus l'observation devient difficile et il y a risque de chevauchement. Les tau de Kendall reflètent en partie ce problème (résultats non montrés). De façon générale, on constate que lorsque les écarts diminuent (prise vs dépôt) plus le tau de Kendall diminue. L'impact de choix du découpage en classes dépend étroitement du matériel visionné. 6. Les associations pour les observations de phase sont généralement plus faibles, trois des 17 variables testées ne présentant pas d'association significative (réorganisation précipitée de la B.A, trajectoire finale de la charge, accélération au transfert). Les variables de contrôle et de fluidité le sont.

## **b. Validation concurrente: force déséquilibrante et asymétrie**

**Force déséquilibrante FD:** L'écart entre les valeurs moyennes mesurées pour les classes d'observation les plus éloignées est mis en parallèle avec l'écart correspondant de force déséquilibrante (FD) au Tableau 4.9. Plus FD diminue, plus il serait facile de perdre l'équilibre. On constate que la majorité des variables retenues ont un impact statistiquement significatif sur l'équilibre, parfois notable. À la prise, les variables qui ont eu le plus d'impact sont: le fait d'être sur deux pieds plutôt qu'un (-57%); le maintien ou non de la charge au centre de la B.A. plutôt que déportée latéralement (-45%); le positionnement du bassin vers l'arrière plutôt qu'à l'intérieur de la B.A. (-39%). La posture joue un rôle de régulation p/r à l'équilibre. Au dépôt, c'est la position des pieds qui s'avère avoir le plus d'impact: si les pieds sont rapprochés plutôt qu'éloignés en largeur (-54%) ou avant-arrière (-40%). Au transfert, les variables observées ont eu moins d'impact, la trajectoire de la charge en terme de centrage par rapport au tronc étant celle qui a le plus d'impact (-35%).

Les résultats montrent que les variables ont un impact qui dépend du contexte. Par exemple, l'éloignement de la charge (v. 1) ou la position du bassin p/r à la base d'appui (v. 7) ont plus d'impact sur l'équilibre à la prise qu'au dépôt. À la prise, la façon de positionner la charge par rapport à la B.A. est importante, de même que l'organisation de la B.A. et le positionnement du bassin. Au dépôt, c'est surtout l'organisation de la B.A. qui joue un rôle. Au transfert, les valeurs de F.D. sont souvent supérieures. Hormis la façon de tenir la charge, les différentes variables retenues ont eu peu d'impact.

L'effet de combiner certaines variables a été examiné. Les combinaisons impliquent des hypothèses implicites, à savoir plus la charge est à l'extérieur dans les deux plans, plus la FD devrait décroître. Ces regroupements ont de fait un impact significatif sur la FD, mais pas nécessairement supérieur à ce qui est observé pour des variables individuelles. À la prise, c'est le module 'position de la charge' qui a le plus d'impact sur la FD (39%), suivi de la répartition du poids du corps dans la B.A. (33%). La surface de la B.A. elle-même a eu assez peu d'impact (15%). Au dépôt, la position de la charge apparaît aussi nettement plus déterminante sur l'équilibre (40%) que la surface de base d'appui (n.s.). Au transfert, la position de la charge est encore le facteur le plus déterminant (39%, 32%), bien que le déplacement des appuis pendant le transport ait eu un certain impact (21 %).

**Les variables de compensation:** Six variables de compensation ont été observées (C7,8,9, 17, 25, 26). On constate qu'elles ont un effet sur l'équilibre surtout à la prise ou dépôt. Hormis l'utilisation du bassin (C7) déjà signalée, une deuxième stratégie utilisée était le positionnement de la jambe libre qui sert de contre-poids -surtout au dépôt - quand le sujet est sur un seul pied d'appui ( C9). Les variables de compensation observées durant le transfert ont eu moins d'impact.

**Les variables de symptôme:** Sur les cinq retenues (S14, 15, 16,23,24), trois se sont avérées significativement reliées à la FD. Des diminutions de la FD de 33% ont été calculées quand le sujet précipitait le rythme des pas (C24) et de 19%, quand le pied arrière tournait (C23).

**Moments d'asymétrie:** En général, les moments d'asymétrie calculés étaient plus élevés à la prise qu'au dépôt (voir chapitre 3). Ainsi, alors que 6 des 7 variables observées à la prise ont eu un impact

**Tableau 4.7 Validité interne des variables observées à la prise et au dépôt**

#	Variables d'observation	Prise			Dépôt				
		Valeurs <sup>1</sup> biomécan.	Ecart	Tests Kendall W x-KW	Valeurs biomécan.	Ecart	Tests Kendall Wx-KW		
<b>Équilibre (cm)</b>									
1	Éloigneraient de la charge p/r à la B.A.			***	***		***	***	
	Collée/intérieure	11,7 (7,7)	]15,8			11,9 (9,8)	]21,9		
	Intermédiaire	24,2 (6,2)				25,7 (6,9)			
	Éloignée	27,5 (5,9)				33,8 (8,3)			
2	Symétrie de la charge p/r à la B.A.			***	***			***	***
	Centrée	5,7 (4,7)	]16,6			5,6 (4,4)	]5,8		
	Décentrée/intérieure B.A.	10,3 (8)				7,9 (5,6)			
	Décentrée/extérieure B.A.	22,3 (9,2)				11,4 (9,3)			
5	Utilisation d'un appui principal			***	***			***	***
	Non (mesure dans plan frontal)	53 (9)	]14%			42 (16)	]20%		
	Oui [Gauche]	40 (15)				22 (12)			
	Oui [Droite]	67 (15)				60 (19)			
	Non (mesure dans plan sagittal)	66 (10)	]5%	***	***	67 (9)	]8%	***	***
	Oui [Gauche]	71 (10)				66 (20)			
	Oui [Droite]	71 (10)				75 (11)			
6	Position du dos p/r à la B.A.			***	***			n.a.	n.a.
	Centre	1,4 (12,5)	]9						
	Avant	-8,5 (6,5)							
	Arrière - Extérieur	10,4 (9,7)							
7	Position du bassin p/r à la B.A.			***	***			***	***
	Intérieur	2,8 (14,5)	]13,5			21,1 (9,7)	]19		
	Extérieur [Peu]	0,1 (7,5)				3,5 (8,4)			
	Extérieur [Bcp]	-10,7 (6,7)				2,1 (---)			
8	Distance avant-arrière entre les pieds			***	***			***	***
	Rapprochée	36,3 (7,1)	]40,9			44,2 (11)	]32,1		
	Intermédiaire	61,0 (10,3)				64,6 (8)			
	Éloignée	77,2 (9,4)				76,3 (5)			
9	Largeur entre les pieds			***	***			***	***
	Rapprochée	35,2 (5,5)	]27,7			32,2 (9,2)	]32,3		
	Intermédiaire	50,5 (6,5)				49,0 (7,4)			
	Éloignée	62,9 (4,7)				64,5 (0,1)			
<b>Asymétrie (°)</b>									
45	Orientation des épaules p/r au bassin			***	***			***	***
	Même axe	-1 (7)	]13			-6 (7)	]13		
	Axe différent [Peu]	-12 (12)				-13 (12)			
	Axe différent [Beaucoup]	-14 (8)				-19 (2)			
46	Inclinaison du dos			***	***			n.a.	n.a.
	20 à 45°	42 (8)	]26						
	>45°	68 (12)							
47	Parallélisme des épaules p/r au sol			***	***			***	***
	<10°	0 (5)	]9			0 (4)	]12		
	10 à 20° [G/D]	0 (13)				4,8 (7)			
	>20° [G/D]	9 (22)				12 (---)			
48	Hauteur des mains sur la charge			***	***			***	***
	Vis-à-vis	4 (4)	]16			3 (4)	]18		
	Décalées	20 (6)				21 (7)			
49	Distance des mains sur la charge			***	***			***	***
	Vis-à-vis	9 (8)	]20			12 (8)	]14		
	Décalées	29 (9)				26 (17)			

<sup>1</sup> Les repères utilisés pour les calculs biomécaniques sont parfois différents de ceux utilisés pour l'observation.

C'est la progression des valeurs entre les classes qu'il faut regarder.

\* p < . 05; \*\* p < . 01; \*\*\* p < . 001; n. s. = non significatif.

#	Variables d'observation	Valeurs <sup>1</sup> biomécaniques	Ecart	Tests	
				Kendall	W x-KW
<b>Équilibre</b>					
10s	Trajectoire initiale de la charge (éloignement)			***	***
	Se rapproche	32° (8)	]9°		
	Constante	41° (13)			
11s	Trajectoire initiale de la charge (symétrie)			***	***
	Centre	55° (23)	]27°		
	Décentrée	28° (18)			
12s	Charge a-t-elle été accélérée			***	***
	Non	3 (1) m/s <sup>2</sup>	]1 m/s <sup>2</sup>		
	Oui	4 (1) m/s <sup>2</sup>			
13s	Hauteur maximale de la charge vs taille			***	***
	Haute	124 (4,9) cm	]23 cm		
	Basse [Peu]	116 (7,4) cm			
	Basse [Beaucoup]	101 (10) cm			
16s	Réorganisation fait de façon précipitée			n.s.	n.s.
	Non	6,9 (2,3) m/s <sup>2</sup>	]1,2 m/s <sup>2</sup>		
	Oui	8,1 (1,7) m/s <sup>2</sup>			
17s	Distance entre les pieds			***	***
	Rapprochée	60,4 (10,3) cm	]31,4 cm		
	Intermédiaire (75 à 90 cm)	80,1 (4,1) cm			
	Eloignée (90 cm)	91,8 (2,7) cm			
18t	Éloignement entre la charge et le sujet			***	***
	Collée ou quasi	42,2 (6,2) cm	]3,8 cm		
	Intermédiaire	46 (5,3) cm			
19t	Symétrie entre la charge et le sujet			***	***
	Centrée	44 (28) %	]18%		
	Décentrée	62 (37) %			
20t	Hauteur maximale de la charge vs poitrine			***	***
	Haute	133 (4,9) cm	]9 cm		
	Basse	124 (5,1) cm			
21t	Pieds dans la même direction?			***	***
	Oui	14° (10)	]16°		
	Non	30° (14)			
22t	Est-ce que les pieds se croisent?			***	**
	Non	-13° (13)	]25°		
	Oui [Peu]	-21° (10)			
	Oui [Beaucoup]	-38° (6)			
24t	Augmentation du rythme des pas?			**	**
	Non	9,3 (2,4) m/s <sup>2</sup>	]2,3 m/s <sup>2</sup>		
	Oui	11,6 (2,7) m/s <sup>2</sup>			
25t	Distance entre les pieds			***	***
	Rapprochée	74,5 (8,9) cm	]10,2 cm		
	Intermédiaire (75 à 90 cm)	84,7 (6,7) cm			
26t	Trajectoire au dépôt perpendiculaire?			n.s.	n.s.
	En ligne	16° (14)	]0°		
	De biais	16° (16)			
27t	Charge a-t-elle été accélérée?			n.s.	n.s.
	Non	0,2 (1) m/s <sup>2</sup>	]0,5 m/s <sup>2</sup>		
	Oui	0,7 (1,5) m/s <sup>2</sup>			
<b>Contrôle</b>					
36st	Le sujet fait-il bouger la charge?			***	***
	Non	7,3 (3,7) cm	]10,9 cm		
	Oui [Peu]	10,7 (5,2) cm			
	Oui [Beaucoup]	18,2 (6,1) cm			
<b>Fluidité</b>					
43st	Trajectoire globale de la charge			***	***
	Linéaire	1,95 (0,32) m	]0,25 m		
	Equerre	2,20 (0,23) m			

**Tableau 4.9 Impact<sup>1</sup> (%) des variables et de leur combinaison sur la force déséquilibrante (FD)**

#	Variables	Prise		Dépôt	
	<i>Position de la charge vs base d'appui</i>				
1	Éloignement				
	Collée vs > 20cm	28	] 39	10	] 40
2	Symétrie				
	≅ Centrée vs Décentrée > 20cm	45		23	
	<i>Répartition du poids dans B.A.</i>				
5	Appui sur un pied? Non vs oui	16	] 33	31	] -
6	Position du dos p/r à la B.A.				
	Centre vs avant	20		n.a.	
C*7	Position du bassin p/r à la B.A.				
	extérieur/arrière vs intérieur	39		-16	
	<i>Caractéristiques de la B.A.</i>				
3	Nombre de pied en contact avec le sol				
	2 vs 1	57		36	
C8	Distance avant-arrière				
	≤ 45cm vs >60	34	] 15	40	] ns
C9	Largeur entre les pieds				
	>60 vs ≤ 45cm	18		-54	
4	Un pied est-il devant l'autre?				
	Non vs oui	31		34	
S* 14s	Travail de stabilisation				
	Non vs oui	ns			
S 16s	Réorganisation précipitée?				
	Non vs oui	ns			
	<i>Déplacement de la charge</i>				
10s*	Rapproche charge en la soulevant				
	Oui vs non	ns	] 39		
11s	Lève en gardant la charge centrée?				
	Oui vs non	35			
13s	Hauteur bte vs taille sujet				
	Plus haut vs plus bas	ns			
12s	Accélération de la charge?				
	Non vs oui	17			
18t*	Transporte charge =~ collée sur tronc				
	Oui vs non	22	] 32		
19t	Charge centrée au transport				
	Oui vs non	13			
20t	Hauteur durant transport vs poitrine				
	Plus bas vs plus haut	26			
C26t	Trajectoire de dépôt				
	Perpendiculaire vs de biais	15			
	<i>Déplacement des appuis</i>				
21t	Pieds dans la même direction?				
	Non vs oui	21	] 21		
22t	Pieds se croisent > 15cm?				
	Non vs ≥ 30 cm	22			
S23t	Pied arrière tourne?				
	Non vs oui	19			
S24t	Augmentation rythme des pas				
	Non vs oui	33			
C25t	Distance entre les pieds				
	75 cm vs 90cm	ns			

\*s: soulèvement; t: transport; S: variables de symptôme; C: variables de compensation

<sup>1</sup> Quand on combine les variables, p.ex. à 3 classes, on obtient une matrice de 9 valeurs. Ce sont les 3 valeurs des coins haut/gauche vs bas/droite qui sont comparées, non les extrêmes (petit nombre). Les écarts sont conservateurs.

Tableau 4.10 Impact des variables d'observation sur les moments d'asymétrie

#	Variables	Prise	Dépôt
	<i>Position de la charge vs base d'appui</i>		
2	Symétrie ≅ Centrée vs Décentrée	ns	ns
	<i>Posture</i>		
45	Orientation épaules/bassin Même axe vs diff.	26	22
46	Inclinaison du dos <45° vs >45°	49	—
47	Parallélisme épaules/sol <10° vs >20°	56	ns
	<i>Position des mains</i>		
48	Hauteur Vis-à-vis vs décalées	38	ns
49	Distance avant-arrière Vis-à-vis vs décalées	33	ns

significatif sur le moment d'asymétrie, ce fut le cas de seulement 3 des 6 variables de dépôt. Des trois variables de posture retenues (v.45,46,47), c'est la diminution du parallélisme entre les épaules et le sol qui s'est avérée avoir le plus d'impact (56%). Décaler les mains sur le contenant (v. 48, 49) à la prise augmente l'asymétrie 33 et 38% (Tableau 4.10).

## DISCUSSION

### Les limites de l'étude

Les conditions d'observation étaient globalement supérieures à celles rencontrées sur le terrain (position toujours octogonale des caméras, ajout de repères), bien que sur certains aspects, le contexte expérimental ait introduit certaines difficultés (utilisation d'un grand angle, éclairage inférieur). Le suivi de l'observatrice était plus précis que d'habitude et la durée de saisie limitée dans le temps pour éviter des effets de lassitude. Le contexte étudié était simple.

Les variables biomécaniques ont été calculées sur la base de repères qui n'étaient pas toujours identiques à ceux utilisés pour l'observation. À titre d'exemple, le repère d'observation pour caractériser la position du pied était la partie la plus externe du pied. Quand le pied est placé angle, la valeur biomécanique mesurée à partir du marqueur placé sur le pied peut différer légèrement. La différence n'est pas très importante, mais si l'observation est dans une zone frontière, cela a un impact sur la comparaison des gradients. Par ailleurs, il n'a pas été possible d'identifier des variables biomécaniques permettant de caractériser le contrôle et dans une moindre mesure, la fluidité. Toutefois, les observateurs sont capables de reproduire des observations sur des symptômes indiquant des problèmes de contrôle comme le fait que la prise glisse ou que la charge bascule. Une seconde source d'erreur est le décentrage qui ne pouvait être observé (même si on savait quel contenant était décentré et comment). Or, il est évident que cela a affecté les comparaisons avec les données biomécaniques, en particulier au niveau de la validité concurrente. On aurait pu se restreindre aux contenants centrés, mais le décentrage fait partie de la réalité. Au niveau des comparaisons, il y a donc des facteurs d'emblée négatifs. Si ces facteurs avaient été contrôlés, les résultats de validation auraient été supérieurs.

Si on s'intéresse à l'équilibre, au contrôle ou à la fluidité, c'est parce qu'ils sont des sources de risque. Un problème d'équilibre peut entraîner des efforts soudains pour lequel le corps n'est pas préparé. Pour l'instant l'impact de ces éléments sur le chargement au dos n'a pas été étudié. Cela présente sans doute la limite la plus importante au niveau de l'interprétation des résultats.

## **Fiabilité de l'observation et acquis méthodologiques pour l'observation**

L'analyse des tests de reproductibilité et de validité interne des observations montre que les observateurs sont capables de différencier les classes d'observation. On constate toutefois un conflit entre la précision et la fiabilité. Ainsi quand le nombre de classes ou de descripteurs augmente, la fiabilité tend à diminuer, alors que les résultats de validation interne s'améliorent puisqu'on gagne en précision.

À la suite de la revue de littérature sur les grilles d'observation, la conclusion qui apparaissait aller de soi, était la nécessité de normaliser les classes d'observation. En effet, la variabilité des procédures d'observation rend difficile la comparaison entre les études. Cependant, la présente étude montre qu'il est important de définir les observations à partir du matériel et non *a priori*. À titre d'exemple, dans le cas de la flexion sagittale, les mesures montrent qu'en moyenne, les sujets se sont penchés de 42°, soit à la limite de la classe "20°- 45°". Ceci a rendu le travail d'observation difficile. Opter pour un autre découpage aurait permis d'améliorer la fiabilité et la précision des données d'observation par rapport à la réalité. Le même phénomène s'observe pour les observations faites à deux moments différents: par exemple, pour la variable " éloignement de la charge p/r à la base d'appui ", les valeurs mesurées pour le descripteur " éloigné " étaient plus élevées en moyenne de 6 cm au dépôt qu'à la prise. Il en résulte que si l'observateur utilise une grille pré-définie qui correspond mal au matériel à observer, le taux d'erreur peut devenir important. Cependant, il est apparu que les observateurs étaient conscients des difficultés. Le développement de la procédure d'observation pourrait inclure une phase où l'observateur serait questionné sur son niveau de confiance en sa réponse de classification: 20% et plus de réponses cotées à un niveau de 8 et moins sur une échelle de 10 devrait constituer un niveau d'alerte.

La revue de littérature a montré que d'une étude à l'autre, la reproductibilité des observations variait considérablement. Cette étude montre que les qualifications de l'observateur ne sont pas une condition indispensable à l'obtention de résultats fiables, en autant qu'il s'agisse d'une grille basée sur des critères précis d'observation. Toutefois, il est essentiel que les observateurs reçoivent une formation minimale de base. La motivation et le professionnalisme constituent cependant sans doute une dimension importante. L'ajout d'une session de pratique à l'observation a aussi eu peu d'impact. En fait, la pratique ne permet pas de résoudre les problèmes d'observation rencontrés. Les deux facteurs qui ressortent comme les plus importants sont la précision des critères et des repères d'observation et l'ajustement de ces critères au matériel à observer. Dans le premier cas, il faut signaler que les observateurs ne sont pas nécessairement compétents pour identifier un problème de cette nature. En effet, bien que les 12 observateurs aient rarement signalé des problèmes à ce niveau, c'est en retravaillant les critères et consignes d'observation que les taux d'accord ont pu être améliorés pour plusieurs variables. Dans le second cas, la difficulté du matériel testé d'une étude à l'autre peut expliquer les différences rencontrées. D'où l'importance d'évaluer au départ la difficulté du matériel.

Bien que les résultats sur les 12 observateurs aient montré que la pratique avait peu d'impact sur la reproductibilité, les résultats avec l'observatrice montrent au contraire une amélioration. En fait, l'observatrice communiquait avec le formateur à la moindre difficulté, ce qui a permis des ajustements consécutifs à ces échanges. Il est très difficile de prévoir la séquence qui présentera un problème particulier. Il devient ainsi important de planifier un suivi sur les difficultés rencontrées encours de saisie.

Comme on l'a vu, une difficulté importante réside dans l'occurrence d'événements qui se situent à la frontière de deux classes. Une autre solution possible s'inspirerait des principes à la base de la conception de l'échelle de perception CP-50 (Category Partitioning; Shen and Parsons, 1997). Celle-ci fonctionne à deux niveaux: le sujet choisit d'abord une zone de 1 @ 5, puis il cote à l'intérieur de la zone sur une seconde échelle de 10. Ceci en améliorer la validité. Cette procédure permet en effet d'éviter les effets de plafonnement, ce qui est semblable au problème de frontière relevé. La même procédure pourrait être utilisée mais adaptée au nombre de classes (2 ou 3). Cela permettrait d'utiliser le potentiel de précision des observateurs. Ainsi, Van der Beek *et al.* (1992) ont calculé une capacité de précision de 5° pour la flexion sagittale. Une telle procédure est toutefois coûteuse en temps.

De façon générale, les observateurs ont éprouvé plus de difficultés avec les variables dynamiques (phase) qu'avec les statiques (moment). *A priori*, nous avons estimé que les variables dynamiques étaient plus difficiles à observer. Les résultats ne permettent toutefois pas de statuer sur cette question. En effet, les mesures biomécaniques montrent qu'il y avait parfois peu d'écart entre les classes observées (p. ex. accélération et distance sujet-charge au transfert). La capacité qu'ont eu les observateurs à faire certaines distinctions fut même parfois impressionnante à cet égard. Il est ainsi plausible que ce soit la difficulté du matériel visionné qui explique les taux de reproductibilité inférieurs obtenus pour ces variables.

### **Validité des observations**

Les caractéristiques de modes opératoires identifiées comme étant associées à l'équilibre, tel qu'évaluée par la FD, ont de fait parfois eu un impact important, à savoir jusqu'à plus de 50% dans certains cas. Les combinaisons suggérées (modules) se sont avérées fonctionnelles. Les modalités d'observation proposées ne permettent toutefois pas d'évaluer directement le risque. Elles permettent simplement de repérer des éléments qui ont un impact négatif sur l'équilibre. Ces résultats démontrent aussi l'importance de combiner les éléments pour l'interprétation. Par exemple, l'écartement des pieds a un impact qui dépend de la répartition du poids entre les deux pieds. D'autre part, l'impact évalué dépend du contexte étudié. Un poids plus lourd aurait par exemple accentué sans doute l'effet du décentrage latéral sur la FD. En ce sens, la valeur exacte n'a pas d'importance.

Les observations sur des éléments potentiels d'asymétrie - du moins à la prise - se sont aussi avérées concluantes pour repérer les facteurs d'asymétrie, bien que les analyses n'aient porté que sur la base des 120 séquences pré-identifiées. En particulier, les résultats montrent que la prise sur le contenant a un impact significatif. Dans le cas du dépôt, il faut rappeler qu'il s'effectuait à hauteur de poitrine; les sujets étaient donc peu fléchis. Un dépôt au sol actif ou excentrique aurait probablement donné des résultats très différents. De plus, au moment du dépôt, les sujets étaient en situation de relâchement par rapport au poids, ce qui peut influencer sur certaines mesures. Il en résulte qu'il est important de définir *a priori* ce qu'il est pertinent d'observer, en fonction du contexte. L'observation de l'asymétrie est souvent très difficile. Ici le repérage du parallélisme des épaules par rapport au sol s'est avéré un moyen efficace pour détecter la torsion. Cependant, les variables de type symptôme ont donné des résultats moins probants. Toutefois, dans plusieurs cas, on ne pouvait les valider.

### **Les modes opératoires adoptés et l'impact de la pratique**

Les résultats montrent des différences importantes malgré la simplicité du contexte. On peut en déduire que caractériser une situation de travail sans référence aux modes opératoires ne permet pas une évaluation complète de la situation en terme de risque. Dans une même situation de travail, les sujets peuvent adopter des modes opératoires différents.

Nous ne disposons pas de données comparatives avec des manutentionnaires expérimentés ayant exécuté la même tâche. Cependant, nous avons acquis une bonne compréhension des principes utilisés par ces derniers. Les données descriptives montrent qu'il y a place à amélioration sur plusieurs éléments. Ces novices utilisent peu d'actions de préparation, telles le rapprochement ou le repositionnement du contenant pré-soulèvement pour l'orienter vers le dépôt (Authier *et al.*, 1997). Peu font des actions qui permettent de prendre de l'information sur le centre de gravité avant de déplacer le contenant. Ils se positionnent le plus souvent face à la base de support, ce qui nécessite des réajustements de la position des pieds pour se déplacer vers la zone de dépôt. Les expérimentés, en tournant la boîte au préalable, se trouvent positionnés vers le dépôt, ce qui est économique, et en position symétrique. Le centre de gravité du contenant se trouvait souvent plus ou moins déporté par rapport à la colonne: pour les manutentionnaires expérimentés, rééquilibrer une charge est importante, ce qui est réalisé en la basculant dans l'espace. Ce que les novices ont rarement fait. Ils n'ont pas exploré de prises améliorant la maniabilité des contenants. Plusieurs utilisent des mécanismes de compensation qui ont un impact positif sur la FD mais qui sont à risque en cas d'incident.

## CHAPITRE 5

# LA PERCEPTION ET LES DONNÉES BIOMÉCANIQUES

### INTRODUCTION

L'utilisation des échelles de perception en ergonomie origine principalement des travaux de Borg (1962) dans ce domaine. La première échelle développée était une échelle d'effort global à 15 échelons établie pour correspondre à des valeurs de fréquence cardiaque. Les valeurs d'ancrage minimum et maximum (6 et 21) correspondaient alors aux valeurs de la fréquence cardiaque de repos et maximum. L'objectif était alors d'utiliser la perception comme 'outil de mesure' de la charge. Les études de validation conduites à partir de tâches dynamiques générales ont, à l'époque, donné d'excellents résultats, qui se sont détériorés par la suite, lorsque les tâches étudiées expérimentalement comportaient aussi des éléments de travail local ou statique. On s'est alors plus particulièrement intéressé à comprendre l'intégration des perceptions d'aspect central (cardio-respiratoire) et local dans la perception globale ainsi qu'au rôle des précurseurs physiologiques, tel le pH sanguin, sans qu'aucun ne ressorte comme systématiquement dominant. Outre ce champs d'application, la perception a retenu l'intérêt en tant que méthode pour évaluer des éléments difficilement mesurables comme le confort. On a alors plutôt cherché à identifier les facteurs influençant la perception et plus récemment, les dimensions intégrées dans la perception (Zhang *et al.*, 1996). Parallèlement à ces travaux, il faut aussi signaler les études sur la perception associée au travail des membres supérieurs où la perception est utilisée comme valeur de référence pour évaluer l'impact d'une caractéristique de design ou de tâche. On cherche alors à préciser les déterminants ainsi que les mesures qui seront les plus fortement associés à la perception. Par exemple, Kihlberg *et al.*, (1995) ont constaté une relation très élevée entre le torque réactionnel à l'arrêt d'outil d'impact et la satisfaction.

En manutention, la perception a surtout été intégrée à travers la notion d'acceptabilité. Les résultats des études dites psychophysiques ont alors été comparés aux résultats des études physiologiques et biomécaniques. Les valeurs recommandées sont par ailleurs présentement fondées sur une combinaison des résultats obtenus par ces trois méthodes. Des études plus récentes se sont intéressées à vérifier la fiabilité de la perception par rapport à certains éléments, tel la force ou le poids perçu (Kumar *et al.*, 1997) et à identifier les facteurs influençant cette perception comme le rôle de l'interaction boîte/sujet (Davies & Marras; 2000). Présentement, ce qui est perçu en manutention a été peu exploré, de même que les liens avec diverses mesures. Comment s'organise cette perception, à savoir comment sont intégrés les différents signaux a été peu exploré.

### RÉSULTATS

#### PORTRAIT GÉNÉRAL ET IMPACT DE LA PRATIQUE ET DU CONTENANT

Les sujets ont perçu en moyenne la tâche comme étant de niveau léger/faible, soit 2.2. Cependant, ils ont évalué l'intensité supérieure ou égale à 4, une fois sur dix. Ponctuellement (3.3%), il se produit des événements qui rendent cependant la tâche difficile ou intense (Tableau 5. 1). Il faut signaler que 41% des cotes;  $\geq 4$  (71 sur 173) proviennent de l'ajout des 42 séquences supplémentaires aux 120 identifiées *a priori*. Les sujets ont évalué plus sévèrement la dimension physique que l'opérateur. On observe aussi des écarts notables entre les sujets: en général, l'écart entre le sujet qui cote en moyenne le plus bas vs le plus haut est de l'ordre de 2 gradients. Par exemple, pour l'asymétrie d'effort, un sujet a coté en moyenne 4.7 (quelque peu intense/intense), et un autre, 0.7 (très, très léger).

*Effet de la pratique:* L'intensité de la perception des divers éléments physiques, opératoires et de performance ne diminue pas significativement avec la pratique (analyse de variance), bien qu'on observe une tendance systématique, à savoir, les intensités diminuent un peu pour les éléments opératoires et physiques, alors qu'elles augmentent pour les éléments de performance. Cependant, au retour, un mois plus tard, les sujets évaluent mieux leur performance (efficacité: -0.4; difficulté; -0.5; effort général: -0.7). Par ailleurs, 9 des 10 sujets rapportent avoir modifié leurs modes opératoires. La

plupart du temps (7 sujets), il s'agit de changements intervenus tôt durant la pratique et portant sur un point spécifique, le plus souvent, l'inversion des mains. Les sujets n'ont pas décrit de changements progressifs. La moitié d'entre eux ressentaient un peu de fatigue vers la fin. Pour ces derniers, la tâche était dite plus difficile à la fin, alors que les autres la considéraient plus facile.

**Tableau 5.1 Intensité de la perception pour les divers éléments questionnés.**

Perception	Nb réponses	Moyenne	Écart-type	% ≥4	% ≥5	Moy. Max. - Moy. Min <sup>1</sup>
Éléments physiques						
Dos: Effort global au dos	148	2.0	1.0	8.8	2.2	2.1 <sup>1</sup>
maximum	137	2.4	1.1	16.1	5.1	2.6
asymétrie <sup>2</sup>	41	3.1	1.5	43.9	17.1	4.0
soudain <sup>2</sup>	27	3.0	1.0	33.3	11.1	3.2
Asymétrie de posture <sup>2</sup>	29	2.4	1.1	10.3	6.9	2.5
Région 1 <sup>3</sup>	127	2.7	1.5	21.3	7.9	2.6
Région 2	47	2.9	1.6	29.8	14.9	3.4
Éléments opératoires						
Équilibre	146	1.3	0.9	2.1	0.0	1.2
Facilité à récupérer équilibre	41	1.7	0.8	0.0	0.0	2.0
Fluidité	150	1.7	1.0	4.9	1.2	1.3
Contrôle	150	1.6	1.1	6.7	0.0	2.0
Éléments de performance						
Maîtrise	150	1.4	0.8	2.3	0.0	1.6
Efficacité	145	1.6	0.8	2.0	0.0	1.4
Effort général	145	2.3	1.1	13.1	5.5	3.0
Difficulté	162	2.2	1.0	11.7	1.9	2.2
Moyenne		2.2		10.4	3.1	

1. Par exemple, 2.1 représente la différence entre le sujet cotant en moyenne le plus haut (3.4) vs le plus bas (1.3)

2. Le sujet devait d'abord dire s'il en ressentait et si oui, coter l'intensité.

3. On demandait d'identifier les deux régions où l'effort perçu était le plus important, puis l'intensité.

**L'impact du contenant:** Les analyses de variance montrent que le type de contenant a un impact significatif sur tous les éléments de perception opératoire et de performance. L'impact sur les éléments physiques est cependant plus mitigé. Avec la base B120 (idem à celle du chap. 3), on observe un impact significatif qui s'évanouit lorsque que les bases élargies (B162 et B638) sont considérées. Ces bases élargies incluait les autres types de décentrage. L'analyse plus fine montre que certains décentrages ont été perçus comme facilitants (p.ex le décentrage vers soi). Si on isole le décentrage à droite, l'analyse de la base élargie de B638 montre que l'impact est systématique: pour tous les éléments, le cylindre est considéré plus facile et la boîte décentrée à droite, plus difficile. Interrogés directement sur la question, les sujets ont clairement identifié les boîtes décentrées comme étant les plus difficiles à transférer et le cylindre, le plus facile. L'analyse de la base B638 montre que c'est le décentrage vers l'avant qui a eu le plus d'impact sur la perception. Par exemple, par rapport à la boîte centrée, l'intensité de perception a été cotée +0.8 pour l'efficacité et +1.3 pour le contrôle.

Neuf sujets sur dix ont rapporté savoir la plupart du temps quand et comment une boîte est décentrée. Cependant, certains décentrages, en particulier ceux vers le haut ou vers le bas, n'ont été repérés que par trois sujets; certains ont rapporté des localisations inexistantes, comme dans le coin de la boîte. Le plus souvent, c'est en soulevant la boîte que le décentrage a été perçu, *a posteriori*, parce que plus d'effort était ressenti dans un bras. Quatre glissaient la boîte pour vérifier *a priori* par la perception de l'effort au bras la présence d'un décentrage. L'adaptation opératoire la plus fréquente a été de forcer plus d'un bras que de l'autre. Par ailleurs quand on a demandé en quoi le contenant décentré était plus difficile, deux réponses dominantes sont ressorties: physiquement, il faut forcer plus d'un bras ou d'un côté, sur le plan opératoire, le contrôle est plus difficile.

## COMPARAISONS AVEC LES DONNÉES BIOMÉCANIQUES

**Éléments physiques:** Pour l'effort global au dos, les meilleures corrélations sont obtenues avec l'intégrale du moment résultant ( $r = 0.55$ ; Tableau 5.2). Les valeurs de moment associées aux différentes intensités de perception sont significativement différentes (Kruskal-Wallis). Les corrélations pour l'asymétrie sont aussi de l'ordre de 0.50; cependant, seulement une fraction des sujets ont dit la ressentir. Dans ce dernier cas, on a aussi comparé les sujets selon qu'ils aient répondu percevoir ou non de l'asymétrie. Pour l'asymétrie d'effort, sur 13 paires de moments testées (asymétrie, torsion, flexion latérale: gauche, droite, intégrale, maximum, etc.), 5 se sont avérées significativement différentes (torsion et flexion latérale). Ce sont pour les écarts supérieurs à 30% qu'on observe des différences significatives. Pour l'asymétrie de posture, c'est uniquement avec l'angle d'inclinaison à gauche qu'on trouve un écart significatif entre les deux groupes et seulement 29 sujets l'on relevée. On constate que 57% des cotations d'asymétrie  $\geq 2$  correspondent à une boîte décentrée à droite ou gauche, alors que ces dernières représentent 30% de l'échantillon. Il y a une interférence entre la perception de l'asymétrie posturale, par ailleurs très faible, et le décentrage du contenant. Aucune corrélation significative entre la soudaineté de l'effort au dos et les variables biomécaniques retenues n'a été observée.

Par la suite, la possibilité de d'autres correspondances a été explorée. Deux constats en ressortent. Premièrement, c'est systématiquement pour les valeurs intégrées que l'on observe les meilleures corrélations. L'impact du temps ou de la durée sur la perception est donc important. Deuxièmement, le moment résultant intégré est corrélé avec tous les éléments physiques: effort maximum au dos: 0.62; asymétrie d'effort: 0.66; asymétrie de posture: 0.73; soudaineté: 0.54. Il apparaît donc que c'est le moment résultant qui est le plus intégré dans la perception physique, quelque soit l'élément considéré. Enfin, les analyses de régression multiple montrent qu'on améliore de peu les correspondances - au maximum 0.03 - quand on combine les différentes données biomécaniques.

**Tableau 5.2 Correspondances réponses de perception vs données biomécaniques**

Perception	Donnée biomécanique	r	Perc. vs mesure	% d'aug.	K.-W.
Dos: effort global	M. résultant: $f$	0.55***	$\leq 1$ : 231 (70) 2: 285(66) 3: 328 (49) $\geq 4$ : 371 (55)	- 23 42 60	***
	M. résultant: moy.	0.25***			
Dos: effort maximum	M. résultant: max.	0.32**			
	M. résultant: max.	0.40***	$\leq 1$ : 219 (23) 2: 241 (30) 3: 254 (33) $\geq 4$ : 261 (27)	- 01 16 19	***
Asymétrie effort	M. extension: max	0.41***			
	M. asymétrie: $f$	0.50***	$\leq 1$ : 31 (12) 2: 56 (16) 3: 58(10) $\geq 4$ : 64(19)	- 80 87 106	***
	M. torsion droite: $f$	0.50***	$\leq 1$ : 7(2) 2: 13 (7) 3: 12 (6) $\geq 4$ : 19(11)	- 90 82 178	**

**Les éléments opératoires:** Peu de corrélations sont significatives et lorsque significatives, la corrélation maximale calculée est de 0.24 (durée de l'essai vs fluidité). C'est pour la durée qu'on observe les meilleures corrélations, tant pour la fluidité que le contrôle. Les calculs de jerk sont apparus peu reliés à la perception opératoire, quelque soit les éléments. Cependant, on obtient de corrélations un peu meilleures avec les moments (moment résultant intégré vs fluidité: 0.27, vs contrôle: 0.29; moment de flexion latérale intégré vs contrôle: 0.32).

Bien qu'on trouve peu de corrélations entre la perception de l'équilibre et la mesure de la force déséquilibrante, 10 des 11 sujets ont mentionné en cours d'entretien avoir eu à un moment ou l'autre une difficulté d'équilibre, jugée généralement sans conséquence. Celles rapportées se sont produites tant en cours de transfert (7 s.) de dépôt (6 s.) qu'au soulèvement (4 s.). Deux facteurs dominants sont mentionnés: le décentrage et la façon de se déplacer. Au niveau du contrôle, les problèmes sont essentiellement associés aux décentrages; Bien que considéré peu fréquents, les problèmes de contrôle ont été considérés comme parfois importants. La stratégie de contrôle dominante consistait à forcer plus d'une main ou d'un bras. Sept ont rapportés ne pas avoir su comment s'y prendre avec le décentrage.

**Éléments de performance:** *A priori*, aucune donnée biomécanique ne pouvait correspondre directement aux éléments de performance évalués. Cependant, de nombreuses données biomécaniques sont apparues corrélées à divers degrés. Pour les quatre éléments de performance questionnés, c'est avec le moment résultant intégré qu'on obtient les meilleures correspondances: effort général: 0.66; maîtrise: 0.34; efficacité: 0.35; difficulté: 0.51. La seconde donnée la mieux corrélée est la durée de l'essai: effort général: 0.47; maîtrise: 0.31; efficacité: 0.36; difficulté: 0.44. Le calcul du travail ajusté sur la caisse n'est relié significativement à aucun des éléments de perception. Toutefois, le jerk du centre de gravité du sujet ou du centre de pression est corrélé aux évaluations de performance (entre 0.21 et 0.42)

### CORRÉLATIONS ENTRE LES ÉLÉMENTS DE PERCEPTION

*A priori*, les objets de perception questionnés n'étaient pas mutuellement exclusifs. Par exemple, un problème de contrôle peut logiquement influencer la perception de l'équilibre. Les corrélations entre les divers objets de perception ont donc été examinées (Tableau 5.3). Comme on peut le voir, les perceptions des éléments physiques sont fortement associées entre elles (effort au dos, asymétrie, effort maximum, soudaineté) sauf pour la paire soudaineté/effort au dos. En comparaison, les éléments opératoires sont moins fortement associés entre eux, les deux meilleures association concernant la fluidité (*vs* équilibre: 0.56; *vs* contrôle: 0.54). Les corrélations entre les éléments physiques et opératoires vont de très faible à moyenne. Ainsi l'équilibre est peu relié aux dimensions physiques. La meilleure corrélation avec le contrôle est l'asymétrie de posture (0.57). La perception du contrôle apparaît indépendante de la perception de la soudaineté (0.05).

**Tableau 5.3** Corrélations entre les perceptions (Spearman)

	Effort dos	Dimension physique			Dimension opératoire		
		Asymétrie Effort	Posture	Soudaineté	Équilibre	Fluidité	Contrôle
<b>Physique</b>							
Effort dos	-	0.85	0.75	0.46	0.28	0.38	0.43
Effort maximum	0.87	0.88	0.68	0.47	0.25	0.29	0.42
Asymétrie/ effort	0.85	-	0.76	0.68	0.14	0.41	0.40
Asymétrie/Posture	0.75	0.76	-	0.80	-0.01	0.39	0.57
Soudaineté	0.46	0.68	0.80	-	0.12	0.46	0.05
<b>Opératoire</b>							
Equilibre	0.28	0.14	-0.01	-0.12	-	0.56	0.39
Fluidité	0.38	0.41	0.39	0.46	0.56	-	0.54
Contrôle	0.43	0.40	0.57	0.05	0.39	0.54	-

La perception de la performance intègre certainement une ensemble de signaux. Les corrélations entre la perception d'éléments de performance et les autres éléments ont donc été examinées. Comme on peut voir au Tableau 5.4, la perception de l'effort général est associée notablement plus aux éléments physiques qu'opératoires. À l'opposé, la perception de l'efficacité est plutôt tributaire de la perception opératoire. Entre autres, l'asymétrie n'y apparaît pas un élément important. La perception de la difficulté, et dans une moindre mesure, de la maîtrise, apparaissent couvrir autant des éléments physiques qu'opératoires. Dans la cas de la maîtrise, les éléments opératoires dominent, en particulier le contrôle (0.79). La perception de l'effort au dos et de l'asymétrie apparaît ainsi influencer assez fortement sur le jugement que le sujet porte sur la difficulté de la situation et sur sa maîtrise de cette situation.

**Tableau 5.4 Corrélations entre la perception de la performance vs les autres dimensions**

	<b>Perception</b>	<b>Effort global</b>	<b>Efficacité</b>	<b>Maîtrise</b>	<b>Difficulté</b>
<b>Physique</b>	Effort dos	0.59	0.41	0.50	0.64
	Asymétrie effort	0.71	0.19	0.58	0.72
	Asymétrie posture	0.67	0.25	0.61	0.68
	Soudaineté	0.59	0.28	0.36	0.30
<b>Opératoire</b>	Équilibre	0.07	0.47	0.50	0.40
	Fluidité	0.23	0.57	0.67	0.50
	Contrôle	0.36	0.64	0.79	0.66
<b>Performance</b>	Maîtrise	0.36	0.68	-	0.67
	Efficacité	0.25	-	0.68	0.56
	Effort global	-	0.25	-	0.58
	Difficulté	0.58	0.56	0.67	-

Les sujets ont aussi été directement interrogés sur la difficulté. Ils devaient identifier parmi une liste de 9 éléments lesquels étaient pour eux une source de difficulté. Cinq étaient des éléments physiques (effort global, au dos, bras, jambes et soudaineté d'effort) et quatre, des éléments opératoires (contrôle, équilibre, fluidité, maîtrise). Les sujets ont accordé à peu près autant d'importance aux uns qu'aux autres (Physique: 53.9% ; Opératoire: 45.7%). Au niveau physique, les sujets ont identifié plus souvent les bras que le dos (18.4% vs 14.6%). Au niveau opératoire, le contrôle domine comme source première de difficulté (28.5%) suivi de l'équilibre (12.4%), les autres éléments n'étant que marginalement mentionnés (fluidité: 3.2% ; maîtrise: 1.3%).

## **DISCUSSION**

### **Limites de l'étude**

Les sujets ont évalué l'intensité de leur perception à  $\geq 4$  pour seulement 10% des séquences retenues. Ce petit nombre constitue une limite importante, en particulier au niveau de l'étude de correspondance. En somme, le niveau de difficulté limité restreint les analyses. En fait, nous disposons de plus de 398 séquences où les intensités sont cotées à  $\geq 4$  séquences; cependant leur utilisation n'était pas compatible avec les autres objectifs de l'étude. La seconde limite réside dans le choix des données possibles pour établir les comparaisons. Il est certain que comparer la perception de l'effort au dos directement avec une mesure de l'effort au dos aurait été intéressant. Mais ce n'était pas possible dans le cadre de cette étude. Les réponses données sont aussi tributaires de la situation étudiée. Un contexte différent, des charges différentes auraient amené des réponses différentes. Les résultats n'ont aucune valeur prédictive. Les relations établies sont toutefois sans doute plausibles et réalistes.

Les travailleurs n'étaient pas des manutentionnaires expérimentés. Il est probable que des manutentionnaires expérimentés auraient coté encore plus bas, et n'auraient pas éprouvé certaines des difficultés mentionnées. Bien qu'éprouvant occasionnellement des difficultés, les sujets ont toutefois considéré que la situation étudiée était facile. Le contexte était simple.

### **Correspondance avec les données biomécaniques**

La perception des éléments physiques et les données biomécaniques sont raisonnablement inter-reliées, surtout en ce qui concerne moment résultant intégré. Quand on combine divers éléments, on améliore peu la force des correspondances. En fait, le moment résultant intègre lui-même un ensemble d'éléments. Si on ne peut prédire à partir de la perception un moment résultant, les résultats montrent toutefois que lorsque l'intensité de perception augmente, la valeur du moment augmente aussi: en fait la probabilité d'avoir un moment plus élevé augmente. Il semble aussi que le moment influence la perception de plusieurs autres éléments physiques. Il est probable que lorsque l'effort augmente, la perception de l'asymétrie s'améliore aussi en ce qu'on dépasse le seuil de détection. Ici, peu de sujets ont dit percevoir une asymétrie d'effort. Mais pour ceux qui disent la percevoir, les résultats sont probants. Dans le cas de l'asymétrie de posture, les résultats le sont moins. Les comparaisons avec des données d'angle ont été

peu convaincantes. De plus, la question était globale: l'asymétrie de posture pouvait présenter diverses caractéristiques. Cependant, le fait que les asymétries de posture aient plus été rapportées lors de la manutention des boîtes décentrées, à peu près essentiellement à droite ou gauche, permet de croire qu'il est difficile de dissocier, du moins pour des valeurs faibles, la perception de l'asymétrie d'effort de celle de posture. Si l'étude était à refaire, il serait aussi sans doute préférable de demander uniquement de coter l'intensité, plutôt que d'établir a priori s'il y a perception. Le seuil du oui peut varier d'un sujet à l'autre. Enfin, il apparaît que les sujets sont très sensibles à l'effet de durée. Pour presque toutes les variables considérées, c'est avec le moment intégré qu'on retrouve les meilleures associations. La durée de l'essai elle-même constitue un de paramètres les mieux corrélés. Minimiser la durée d'effort est une constante du discours des manutentionnaires. Les résultats montrent clairement une sensibilité à l'effet du temps.

On a trouvé peu de correspondances satisfaisantes entre les données biomécaniques et les perceptions opératoires. En fait, il a été au départ difficile d'identifier des variables biomécaniques adaptées. De plus, les cotations moyennes pour ces derniers étaient particulièrement faibles. Cependant, on retrouve une multitude de correspondances entre les données biomécaniques et la perception de la performance.

L'utilisation d'échelles d'effort en manutention a souvent donné des résultats décevants lorsqu'on a voulu la valider avec les mesures physiologiques (fréquence cardiaque ou CO<sub>2</sub>) ou biomécaniques. Cette étude montre que les sujets intègrent dans leur perception de l'effort global des éléments variés, tant physiques qu'opératoires. Sur le plan physique, elle intègre la perception locale, mais aussi l'asymétrie et la soudaineté, éléments qui ne peuvent être intégrés dans les mesures centrales. Le problème réside moins au niveau de la "fiabilité" du sujet que du choix des variables utilisées pour fins de confrontation.

### **L'effet de la pratique et du contenant**

*Effet de la pratique:* Tout comme démontré au chapitre 3, la pratique a eu peu d'influence. Toutefois, il est clair, d'après les entretiens qu'à peu près tous les sujets ont modifié quelque chose, mais tôt. Pour une raison quelconque, on en trouve pas trace dans les données telles que mesurées. Une des modifications mentionnées, l'inversion de la position des mains a sans doute eu un impact surtout au dépôt, puisque cela modifie la main porteuse. Il est possible que cela ne se reflète pas dans les données, centrées sur le soulèvement. Par ailleurs, il est clair que les sujets n'ont pas réussi à établir de liens entre la façon de prendre, la prise d'information sur le centre de masse et le contrôle. Au mieux, certains, en glissant au préalable la boîte, déterminaient qu'il y avait décentrage. Bien que tous aient perçu des difficultés à divers moments, il n'y a pas eu recherche de solutions. Il semble que la raison principale est que le niveau de difficulté n'était pas suffisant pour justifier d'essayer d'autres façons de faire. De plus, les sujets ont jugé positivement leur performance en termes de maîtrise et d'efficacité. Ils n'ont pas ressenti la nécessité de procéder autrement. Enfin, il faut signaler que malgré les précautions prises et les nombreux repos, certains sujets ont ressenti de la fatigue; ils percevaient alors la tâche comme plus étant plus difficile à la fin. Pour d'autres, c'était l'inverse. Les deux finissent par s'annuler.

*Contenant:* L'ensemble des données montre que le cylindre a été évalué comme plus facile. La raison principale évoquée est sa maniabilité et la facilité à le saisir aux extrémités. Les manutentionnaires considèrent les cylindres plus difficiles à manipuler justement à cause des problèmes de prises. Le cylindre tel que construit n'est pas représentatif de ce que l'on peut trouver sur le terrain. Très clairement, les sujets ont identifié les contenants décentrés comme présentant plus de difficulté, en particulier au niveau du contrôle. Au niveau de la perception, l'impact du décentrage s'observe au niveau des éléments opératoires et de performance, pas au niveau des éléments physiques de dos questionnés. Sur ce point, les résultats convergent avec les données biomécaniques. La principale compensation induite consistait à appliquer plus de force d'un côté, à resserrer la prise; il est possible que cela ne se soit pas reflété dans les mesures, telles que choisies. De plus, un décentrage peut présenter une difficulté de contrôle tout en étant facilitant à d'autres égards (p.ex. lorsque le centre de masse est rapproché).

### **La perception comme outil de diagnostic**

Globalement, la perception ne peut constituer un outil de mesure. D'une part, la majorité des éléments de perception sont multidimensionnels. Ainsi, les études qui par le passé, ont cherché à établir des relations

précises entre les échelles de perception et différents précurseurs, se sont heurtées à un écueil (Pandolf *et al.*, 1975; Noble *et al.*, 1986; Mihevic, 1981). D'autre part, les combinaisons possibles de facteurs dépendent du contexte. Par exemple, dans la cas de l'effort au dos, la perception résulte sans doute d'une combinaison complexe entre la nature de l'effort musculaire lui-même, son intensité et la posture. Par contre, les résultats montrent que la perception peut constituer un outil de diagnostic intéressant.

**Éléments physiques:** L'évaluation des éléments physiques, sans avoir une valeur prédictive sur un élément spécifique est quand même significativement associée à des mesures biomécaniques. Quand l'intensité perçue augmente, on peut dire que la probabilité d'observer aussi une augmentation des moments associés augmente. Les résultats sur l'effort au dos et l'asymétrie d'effort sont concluants à cet égard, mais pas en ce qui concerne l'asymétrie de posture et la soudaineté.

**Éléments opératoires:** Ces éléments sont difficiles à capter par des mesures, quelles qu'elles soient. De plus, en cours d'entrevue, les sujets ont mentionné des éléments différents de ceux mesurés. Par exemple, les situations décrites pour lesquelles le transfert a été jugé moins fluide correspondaient à des dépôts imprécis où par exemple, le contenant avait accroché le rebord. Questionner sur la perception des éléments opératoires permet d'identifier des sources de problèmes utiles à comprendre. Présentement, il est difficile d'établir un lien quantitatif entre ces éléments et les risques de blessure au dos. Il est pourtant évident qu'un problème de contrôle ou d'équilibre engendre une situation à risque, probablement surtout en cas de récupération. Il est intéressant d'observer que sur le plan physique, c'est avec la perception de l'asymétrie qu'on retrouve les meilleures associations. Cela est cohérent avec les propos recueillis en entretien. On constate aussi que l'importance accordée à un élément ne dépend pas que de son intensité. Ainsi, bien que les éléments physiques aient été cotés plus intenses, l'élément le plus mentionné, en terme de difficulté, fut le contrôle. Comme ces événements sont épisodiques, il est facile de les manquer.

**Éléments de performance:** Il est reconnu que la perception intègre aussi des éléments psychiques. Les modèles développés par les physiologistes (p.ex. le modèle de Pandolf *et al.*, 1975) situent l'apport psychique surtout au niveau de facteurs comme l'aversion de la tâche ou la motivation. Ici, la motivation a effectivement joué un rôle: les sujets n'ont pas cherché d'autres façons de faire pour cause de motivation. Le niveau de problème rencontré ne le justifiait pas. Cependant, comme on l'a vu, les sujets interprètent aussi les signes physiques en termes opératoires mais aussi de performance. À partir du moment où ces derniers étaient satisfaits de leur efficacité et maîtrise, ils n'ont pas cherché à modifier leur mode opératoire. La performance n'apparaît donc pas être seulement une variable indépendante: elle sera modifiée ou pas en fonction de la perception qu'on en a. D'autre part la perception de la performance découle implicitement d'un jugement sur ce qui se passe ou sur la façon de procéder. Par exemple, malgré certaines difficultés rencontrées, les sujets se sont perçus efficaces et en maîtrise. Les analyses montrent aussi que les quatre éléments retenus recouvrent des dimensions différentes. Ces éléments permettent d'aborder le travail sous différents angles en relation avec l'individu. Leur prise en compte aiderait à établir des liens avec les facteurs psychosociaux (sentiments de maîtrise par exemple). Cela doit aussi influencer la perception du risque.

Il semble que les évaluations sur la maîtrise et l'efficacité contiennent des éléments évaluatifs portant surtout sur la façon de procéder, ou si on préfère, sur le mode opératoire. Elles expriment en quelque sorte la satisfaction du sujet par rapport à sa façon de procéder. Les évaluations sur l'effort général et la difficulté refléteraient quant à elles plutôt la perception de la situation ou des exigences, qui peuvent être tant physiques qu'opératoires. C'est pour la difficulté qu'on retrouve en effet les associations les plus fortes avec l'ensemble des éléments. Autrement dit, les difficultés perçues sur l'équilibre, le contrôle, l'effort au dos, l'asymétrie, la fluidité s'intègrent dans une perception d'ensemble de la difficulté. Sur le terrain, si on veut développer une stratégie économique, il serait ainsi pertinent d'interroger d'abord sur la difficulté, puis de vérifier sur quels éléments elle porte.

## CONCLUSIONS GÉNÉRALES

### Pratique libre et contenants

Il s'avère que le type de contenant manipulé possède des effets biomécaniques substantiels chez des manutentionnaires novices avec des avantages au format cylindre qui favorise des prises symétriques par rapport au format boîte; d'autre part, le décentrage du centre de gravité de la boîte à droite n'a pu mettre en évidence d'effets désavantageux sur les données biomécaniques. Toutefois, les sujets rapportent des difficultés de contrôle qui sont compensées en forçant plus d'une main. En terme de perception, ce sont sur les éléments opératoires et de performance que les décentrages ont eu un impact, non sur les éléments physiques, tels que questionnés. Par ailleurs, peu de sujets ont réussi à identifier tous les décentrages et aucun n'a développé de stratégie particulière de contrôle.

La pratique libre n'a pas été associée à des effets systématiques d'apprentissage dans le temps; cependant, les performances des sujets étaient grandement variables ce qui met en évidence le besoin de considérer de multiples essais lors d'analyses de facteurs de risque, plutôt que de se fier à un seul essai ou à une moyenne d'essais répétés. Le portrait des modes opératoires observés confirme cette variabilité. La pratique libre est insuffisante pour l'apprentissage de la manutention sécuritaire. Plusieurs éléments sur lesquels les novices pourraient progresser ont été identifiés. Mais il semble que le niveau de difficulté n'ait pas été suffisant pour induire une recherche de façons de faire différentes. Les sujets ont jugé leur performance comme efficace. La plupart ont modifié au moins un élément, mais tôt dans le processus. Ces modifications ne se sont pas reflétées ni dans les mesures biomécaniques, ni celles de perception.

L'analyse des meilleurs et pires essais sur certains critères a mis en évidence des stratégies particulières menant à ces patrons. Une meilleure performance menant à une réduction du travail mécanique est attribuable à la posture, en particulier les genoux qui fléchissent moins. Pour les efforts au dos, une meilleure performance où les moments résultants en L5/S1 sont réduits est surtout attribuable à une posture avec les genoux moins fléchis et les pieds plus écartés et à des efforts asymétriques réduits. Enfin, une meilleure performance qui est associée à des efforts asymétriques réduits est le fait d'une posture moins asymétrique au dos représenté par un meilleur parallélisme des épaules, du bassin et des prises sur le contenant; un plus grand écartement des pieds y semble aussi associé. L'emphase doit donc être mise sur une posture symétrique, et les prises ainsi que le placement/déplacement des pieds doivent être considérés. Ces résultats permettent de fournir des pistes de recherche pour aider à comprendre les éléments qui composent des activités de manutention sécuritaire ou à risque.

### L'observation comme outil d'évaluation

Les éléments proposés peuvent être observés avec une fiabilité suffisante. Les variables identifiées ont généralement un impact significatif sur l'équilibre et l'asymétrie. Les résultats font ressortir en particulier le rôle du positionnement du contenant - et de la prise - sur l'équilibre et l'asymétrie. Les observations ne permettent pas de prédire ou mesurer l'équilibre, mais elles permettent d'identifier la présence d'éléments qui ont un impact significatif sur l'équilibre. Il apparaît toutefois important de combiner les variables entre elles. Par exemple, la largeur de la base d'appui au sol n'a pas le même impact si l'appui principal est sur un pied plutôt que réparti sur les deux. Les éléments qui sont apparus les plus déterminants sont le positionnement de la charge par rapport à la base d'appui et la répartition du poids dans cette base d'appui. La façon de saisir et positionner la charge constitue donc un élément clé. À la prise comme au dépôt, il y a souvent appui principal sur un pied, ce qui influence sur la flexion du genou et la distance de prise. Toutefois, pour le contrôle, nous n'avons pu identifier de variables biomécaniques correspondantes pour valider les observations sur les symptômes de difficulté observés. Dans le cas de la fluidité, l'observation elle-même pose trop de difficultés.

Les analyses font ressortir l'importance d'établir des classes d'observation qui tiennent compte du matériel à observer. Le hasard peut faire que les éléments à observer se retrouvent à la limite de deux

classes, ce qui complique alors singulièrement la tâche de l'observateur. C'est la difficulté du matériel qui est sans doute déterminante sur la reproductibilité des observations. Le matériel à analyser devrait être caractérisé avant de finaliser une grille d'observation pour opérer des découpages de classes qui facilitent le travail de l'observateur et qui s'ajustent plus précisément au matériel à analyser. Il demeure une dernière étape à réaliser, soit élaguer de la grille d'observation les éléments qui se sont avérés moins intéressants ou dont le rôle est surtout contextuel. Ici, par exemple, l'observation détaillée au dépôt s'est avérée moins pertinente. Ce ne serait toutefois pas le cas dans un contexte de dépôt plus difficile.

Au total, les clés d'observation qui apparaissent les plus pertinentes sont les suivantes: la présence ou non d'actions de préparation avant de soulever un contenant (rapprochement, orientation vers le dépôt), le positionnement de la charge par rapport à la colonne, l'organisation de la base d'appui et les modalités de déplacement des pieds. Les symptômes de difficulté demeurent pertinents.

### **La perception comme outil d'évaluation**

On a pu mettre en évidence des relations entre la perception et les mesures biomécaniques surtout pour les variables de perception physique, en particulier l'effort au dos et l'asymétrie d'effort. De façon générale c'est systématiquement avec l'intégrale que les correspondances sont les meilleures: l'effet du temps est important sur la perception. Cependant, peu de correspondances ont pu être établies entre les variables de perception opératoire et les variables biomécaniques considérées. En particulier, les correspondances entre d'une part les variables de perception sur l'équilibre et la FD calculée et d'autre part, la perception de la fluidité et le calcul de 'jerk', se sont avérées quasi inexistantes. Il est possible que cela soit relié surtout au fait que la tâche n'a pas présentée un niveau de difficulté suffisant pour pouvoir établir des relations.

Les corrélations entre les perceptions sont relativement élevées et les résultats montrent une cohérence entre les différentes dimensions capturées. La perception de l'effort global apparaît recouvrir l'ensemble des perceptions physiques (effort au dos, asymétrie de posture ou d'effort, soudaineté); la perception de l'efficacité apparaît surtout associée aux variables opératoires, alors que la perception de la maîtrise chevauche les deux dimensions. Comme les sujets se sont généralement estimés efficaces, il apparaît plausible - et il le disent - de penser qu'ils n'ont pas cherché à modifier leurs modes opératoires en cours de pratique. La perception de la difficulté ressort comme permettant d'englober autant les dimensions physiques qu'opératoires. Dans un contexte de formation comme d'évaluation, il serait utile à l'avenir d'évaluer simultanément la perception de ces quatre éléments: effort, efficacité, maîtrise et difficulté.

## RÉFÉRENCES

- Authier, M. (1996). Analyse ergonomique des stratégies de manutentionnaires experts et novices. Thèse de doctorat, Université de Montréal.
- Authier M. et Lortie, M. (1993). Assessment of factors considered to be important in handling tasks by expert handlers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 13: 331-340.
- Authier, M., Lortie, M. et Gagnon, M. (1996). Manual handling techniques: comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics* 17: 419-429.
- Ayoub, M. M., Bethea, N. J., Asfour, S. S., Calisto, G. et Grasley, C. (1979). Review of the strength and capacity data for manual materials handling activities. Technical Report N63126-77-M-1719, Pacific Missile test center, Point Mugu, California.
- Borg G. (1962). Physical performance and perceived exertion. *Studia Physiologica et Pedagogica*, series altera, Investigationes XI Gleerup, Lund.
- Brereton, L. C. et McGill, S. M. (1999). Effects of physical fatigue and cognitive challenges on the potential for low back injury. *Human Movement Sciences* 18: 839-857.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B. et Neal, R.J. (1995). Self-selected manual techniques; functional consequences of the interjoint coordination. *Human Factors* 37: 395-411.
- Carcos, D. M., Gottlieb, G. L., Jaric, S., Cromwell, R. L. et Agarwal, G.C. (1990). Organizing principles underlying motor skill acquisition, chap. 15, dans *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization* (edited by J.M. Winters and S. L.-Y. Woo), pp.251-267.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. of Biomechanics* 29: 1223-1230.
- Davis, K.G. et Marras, W.S. (2000). Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: Does a reduction in a box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? *Human Factors* 42 (2), 195-208.
- Delisle, A., Gagnon, M. et Desjardins, P. (1996). Handgrip and box tilting strategies in handling: effects on stability and trunk and knee efforts. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 2: 119-118.
- Delisle, A., Gagnon, M. et Desjardins, P. (1998). Knee flexion and base of support in asymmetrical handling: effect on the worker's stability and the moments of L5/S1 and knee joints. *Clinical Biomechanics* 13: 505-514.
- Delisle, A., Gagnon, M. et Desjardins, P. (1999). Kinematic analysis of footstep strategies in asymmetrical lifting and lowering. *International Journal of Industrial Ergonomics* 23: 451-460.
- Denis, D., Lortie, M. et Rossignol, M. (2000). Observation procedures characterizing occupational physical activities: critical review. *Int. J. of Occ. Safety and Ergonomics* 6, 4, 463-491.
- Denis D., (2001). Développement et évaluation d'une stratégie d'observation de conditions à risque pour la manutention. Thèse. U. McGill.
- Desjardins, P. et Gagnon, M. (2000). A large force platform for human displacements. *XXth Congress of the Société de Biomécanique combined with XIth Congress of the Canadian Society of Biomechanics*, August, Montréal.
- Desjardins, P., Plamondon, A. et Gagnon, M. (2000). Assessment of a three-dimensional kinematic robot for biomechanics studies of human movement. *XXth Congress of (he Société de Biomécanique combined with XIth Congress of the Canadian Society of Biomechanics*, August, Montreal.
- Drury, C. G., Law, C. -H. et Pawenski, S. (1982). A survey of industrial box handling. *Human Factors* 24 (5), 553-565.
- Fogleman, M. et Smith, J.L. (1995). The use of biomechanical measures in the investigation of changes in lifting strategies over extended periods. *International Journal of Industrial Ergonomics* 16; 57-71.
- Fujie, H., Livesay, G. A., Fujita, M. et Woo, S. L.-Y. (1996). Forces and moments in six- DOF at the human knee joint: mathematical description for control. *J. of Biomechanics* 29: 1577-1585.

- Gagnon, M. (1997). Box tilt and knee motions in manual lifting: two differential factors in expert and novice workers. *Clinical Biomechanics* 12(7/8): 419-428.
- Gagnon, M., Plamondon, A. et Gravel, D. (1993). Pivoting with the load: an alternative for protecting the back in asymmetrical lifting. *Spine* 18: 1515-1524.
- Gagnon, M., Plamondon, A., Gravel, M. et Lortie, M. (1996). Knee movement strategies differentiate expert from novice workers in asymmetrical manual materials handling. *J. of Biomechanics* 29: 1445-1453.
- Gagnon, M., Larrivé, A. et Desjardins, P. (2000). Strategies of load tilts and shoulders positioning in asymmetrical lifting. A concomitant evaluation of the reference systems of axes. *Clinical Biomechanics* 15(7): 478-488.
- Granata, K. P., Marras, W. S. et Davis, K. J. (1999). Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. *Clinical Biomechanics* 14: 367-375.
- Grood, E. S. et Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Applications to the knee. *J. of Biomechanical Engineering* 105: 136-144.
- Hafez, H. et Jäger, M. (1997). Lumbar load associated with symmetrical holding of asymmetrical loads. Proceedings of the 13th Triennial Congress of the International Ergonomics Association, vol. 4, Tampere, Finland, (edited by P. Seppälä et al.), pp.506-508.
- Kihlberg, S., Kjellberg, A. et Lindbeck, L. (1995). Discomfort from pneumatic tool torque reaction: Acceptability limits. *International Journal of Industrial Ergonomics* 15, 417-426.
- Kilbom A. (1994). Assessment of physical exposure in relation to work-related musculo-skeletal disorders: What information can be obtained from systematic observation? *Scandinavian Journal of work, Environemnt and Health* 20: 30-45.
- Kumar, S., Narayan, Y., Chouinard, K., 1997. Effort reproduction accuracy in pinching, gripping, and lifting among industrial males. *International Journal of Industrial Ergonomics* 20, 109-119.
- Larrivé, A. (1999). Évaluation biomécanique de manutentions asymétriques: effets de la position des épaules, de l'inclinaison de la charge et du déplacement des pieds. Mémoire, U de Montréal.
- Lortie, M., Lamonde, F., Collinge, C. et Tellier, C. (1996). Analyse des accidents associés au travail des manutentionnaires sur les quais dans le secteur transport. *Le Travail Humain* 59; 187-205.
- Marras, W. S. et Granata, K. P. (1997). Changes in trunk dynamics and spinal loading during repeated trunk exertions. *Spine* 22: 2564-2570.
- Mihevic, P.M. (1981). Sensory cues for perceived exertion: a review. *Medicine Science and Sport* 13: 150-163.
- Mitai, A. et Fard, H. F. (1986). Psychophysical and physiological responses to lifting symmetrical and asymmetrical loads symmetrically and asymmetrically. *Ergonomics* 29: 1263-1272.
- Noble, B.J., Kraemer, W.J., Allen, J. G., Plank, LA, Woodard, LA (1986). The integration of physiological cues in effort perception: stimulus strength vs relative contribution. In *The perception of exertion in physical work* (Borg, G. and Ottoson, D. Editors) pp 83-96, The Macmillan Press Ltd., London.
- Pandolf K. B., Burses RX et Goldman RF. (1975). Differentiated ratings of perceived exertion during physical conditioning of older individuals using leg-weight loading. *Perceptual and motor skills* 4: 563-574.
- Paul, R. P. (1981). *Robot Manipulators: Mathematics, Programming, and Control*. Cambridge: the MIT Press, pp.85-95 and 217-220.
- Plamondon, A., Gagnon, M. et Gravel, D. (1995). Moments of the L5/S1 joint during asymmetrical lifting: effects of different load trajectories and initial load positions. *Clinical Biomechanics* 10: 128-136.
- Shen W. and Parsons C.P. (1997). Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics* 20:441 -461.
- van Dieën, J. H., van der Burg, P., Raaijmakers, T. A. J. et Toussaint, H. M. (1998). Effects of repetitive lifting on kinematics: Inadequate anticipatory control or adaptive changes? *J. of Motor Behavior* 30: 20-32.
- Zhang, L., Helander, M.G. et Drury, C.G. (1996). Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. *Human Factors* 38 (3), 377-389.