



# THÈSE

## En vue de l'obtention du DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse 3 - Paul Sabatier

---

Présentée et soutenue par  
**GUILLAUME FUMERY**

Le 30 janvier 2019

**Biomécanique du transport collectif de charges, vers une  
application clinique.**

---

Ecole doctorale : **SEVAB - Sciences Ecologiques, Vétérinaires, Agronomiques et  
Bioingenieries**

Spécialité : **Ecologie, biodiversité et évolution**

Unité de recherche :  
**CRCA - Centre de Recherches sur la Cognition Animale**

Thèse dirigée par  
**Pierre MORETTO et Vincent FOURCASSIE**

Jury

**M. Patrick CHABRAND**, Rapporteur  
**Mme Laurence CHEZE**, Rapporteur  
**Mme Pascale CHAVET**, Examinatrice  
**M. Franck MULTON**, Examineur  
**Mme Véronique BOURG**, Examinatrice  
**M. Pierre MORETTO**, Directeur de thèse  
**M. Vincent FOURCASSIE**, Co-directeur de thèse



# THÈSE

En vue de l'obtention du  
**DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE**

Délivré par l'Université Toulouse 3 - Paul Sabatier

<https://www.univ-tlse3.fr>

---

Présentée et soutenue par

**GUILLAUME FUMERY**

**Biomécanique du transport collectif de charges, vers une  
application clinique.**

École doctorale : **SEVAB – Sciences Ecologiques, Vétérinaires, Agronomiques et Bio  
ingénieries**

Spécialité : **Ecologie, biodiversité, évolution**

<https://www.adum.fr/as/ed/edsewab/index.html>

Unité de Recherche :

**CRCA – Centre de Recherches sur la Cognition Animale**

<http://crca.cbi-toulouse.fr>

Entreprise :

**Maison d'Accueil Spécialisée Marquiol**

<https://www.res-o.fr/marquiol>

Thèse dirigée par

**Pierre MORETTO et Vincent FOURCASSIE**

Responsable scientifique du monde socio-économique

**Véronique BOURG**



*À Claudine & Yvon,*

*« La pierre n'a point d'espoir d'être autre chose que pierre. Mais de collaborer, elle s'assemble et devient temple. »*

*Antoine De Saint-Exupéry*

## **PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS**

### **Publications acceptées dans un journal international avec comité de lecture :**

- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2018). Walking pattern efficiency during collective load transport. *Gait & Posture*, 64: 244-247.
- Fumery, G., Fourcassié, V., Moretto, P., & Bourg, V. (2018). Analysis of gait during independent and paired walking in adults with an intellectual disability: a case report. *Journal of Rehabilitation Medicine – Clinical Communications*, 1: 1000009.

### **Publications soumises ou à soumettre dans un journal international avec comité de lecture :**

- Fumery, G., Mérienne, H., Fourcassié, V., & Moretto, P. (In revision). Locomotor pattern and energetic exchanges during collective transport. *Human Movement Sciences*.
- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (To be submitted). Locomotor performance involving a collective load carriage task coupled to an attention task.
- Fumery, G., Turpin, N., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (To be submitted). Change in collective load carriage biomechanics in response to an increased transported mass.

### **Communications dans des congrès nationaux et internationaux :**

- Fumery, G., Bourg, V., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2017). Poly-Articulated Collective System: oscillations of the center of mass during load transport. Poster, Congress of the International Society of Biomechanics, Brisbane, Australia.
- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2018). Locomotor performance in a dual-task paradigm involving collective load carriage. Communication orale, 3rd CRCA PhD Students Symposium, Toulouse, France.
- Fumery, G., Bourg, V., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2019). Économie de la locomotion durant un transport collectif de charges. Poster, Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Adulte et l'Enfant, Grenoble, France.
- Bourg, V., Fumery, G., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2019). Analyse de la locomotion lors d'un déplacement seul et par paire, chez des adultes ayant une déficience intellectuelle : résultats préliminaires. Communication orale, Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Adulte et l'Enfant, Grenoble, France.

# REMERCIEMENTS

**Règles du jeu :** Il vous est demandé d'arriver à la fin de l'aventure dans un délai de 3 ans. Pour cela, lancer le dès à jouer. Le pouce est vers le haut, avancez et rejouez. Le pouce est vers le bas, piochez une carte « Directeurs de thèse » ou « Famille, amis et festivités » afin de faire le point et prendre conseils, puis rejouez, sans baisser les bras. Amusez-vous bien.

**NB :** Ce jeu est rendu possible grâce à l'obtention du financement CIFRE n°2015/1321, mis en place par l'Agence Nationale de la Recherche et de la Technologie, au sein de la Maison d'Accueil Spécialisée Marquiol.

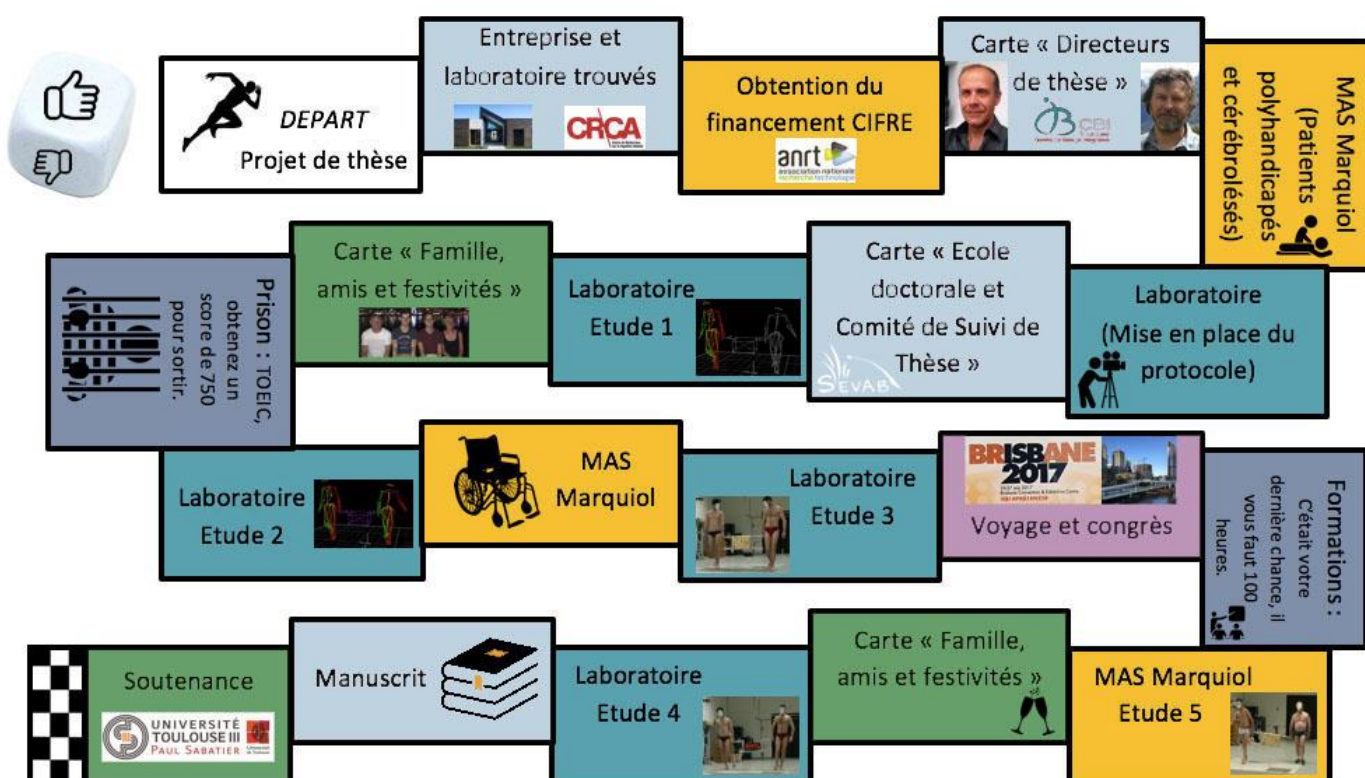


FIGURE 1 - Plateau du jeu de l'oie, version *Scolarité de 3ème cycle*.

## ♣ Carte « Directeurs de thèse » :

Mes remerciements s'adressent tout particulièrement à mes directeurs de thèse, pour leur confiance, leur gentillesse, leur patience, leur pédagogie et leur soutien tout au long de ces trois années. Tout le monde n'a pas la chance d'avoir des directeurs aussi présents, disponibles et bienveillants.

Pierre, je ne vous remercierai jamais assez de m'avoir fait prendre goût à la biomécanique et à l'analyse du mouvement. Vous m'avez fait confiance, quand j'ai rejoint



le master 2 STAPS et je suis ravi d'avoir pu collaborer toutes ces années avec vous ; espérons que cela puisse continuer. Votre optimisme et votre ambition ont joué un rôle très important tout au long de ces quatre années. Tout simplement, merci.

Vincent, votre rigueur méthodologique et statistique ont incontestablement été indispensables pour mener à bien toutes ces études. Je vous prie de m'excuser si je n'ai pas été un brillant étudiant dans la langue de Shakespeare, mais vous m'avez motivé à faire au mieux de ce côté-là également. Aussi, j'ai pris un réel plaisir à échanger avec vous sur la science et sur nos domaines respectifs. J'ai toujours été impressionné par votre enthousiasme et votre curiosité. Merci pour tout.

#### ♥ *Case « MAS Marquiol » :*

Sans eux rien n'aurait été possible, alors un immense merci à l'ensemble de l'équipe de la MAS Marquiol pour leur confiance, leur aide et ... leur contribution financière. Plus sérieusement, merci d'avoir cru à ce projet et de m'avoir permis de le réaliser auprès de vos résidents. Les trois années auprès de ces patients, aux ressources toujours plus surprenantes, ont été l'expérience la plus humaine que j'ai vécu. Ils ont contribué à rendre la thèse encore plus agréable et ils m'ont appris bien plus que je ne leur ai appris. Merci à vous tous.

Je tiens aussi tout particulièrement à remercier Docteur Véronique Bourg, pour son investissement, son expertise, sa bonne-humeur et ses connaissances médicales inépuisables. Véronique vous aurez été d'une aide précieuse à tout moment (et c'est peu dire : votre aide a commencé sur la route entre Toulouse et Grenoble). Si nous étions réellement dans un jeu, il faudrait aussi inventer la carte « Véronique » car en réalité vous avez été pour moi un modèle à suivre, et le lien parfait entre le monde socio-économique et celui de la recherche. Merci encore.

#### ♠ *Case « Laboratoire » :*

Un grand merci à l'ensemble du laboratoire du CRCA. Merci au Professeur Rampon et au Professeur Giurfa pour m'avoir permis de réaliser ce travail.

Merci à l'ensemble des supports techniques pour leur aide précieuse tout au long de ces trois ans : Alix, Christine, Gérard, Mathieu, Maude.

Merci à Fanny, Florent, Hugo, Laetitia, Rémi et Valentin ; nous avons partagé un bureau et de très bons moments.

Merci aussi au Docteur Claverie, au Docteur Turpin et au Docteur Watier pour leur contribution et leur expertise dans mes travaux.

Et bien évidemment merci à l'ensemble de l'équipe CAB pour leurs conseils avisés et leurs questionnements qui ont permis de faire avancer mes recherches. Merci pour toute votre aide et votre contribution.

◆ *Carte « Ecole doctorale et Comité de Suivi de Thèse » :*

Je tiens à remercier l'ensemble des membres de l'école Doctorale SEVAB. Merci au Professeur Maranges et au Professeur Remignon pour leurs conseils, leur gentillesse et leur optimisme lors de chaque discussion annuelle. Merci également à Dominique pour ses connaissances indispensables au bon déroulement et à l'organisation du doctorat ; mais aussi pour sa rapidité de réponse et sa disponibilité sans faille.

Un merci tout particulier au Professeur Crosnier pour son expertise dans le domaine de la biomécanique, sa disponibilité, son écoute et ses encouragements lors des Comités de Suivi de Thèse annuels. Vous avez participé de très près au bon déroulement de ce travail et je vous en remercie.

Un immense merci également à l'école de Kinésithérapie HELB Ilya Prigogine, qui m'a faite prendre goût à la recherche et qui m'a (fortement) poussé à compléter ma formation par un cursus Universitaire. Je vous dois beaucoup.

♥ *Carte « Famille, amis et festivités » :*

Dans un jeu, il y a toujours une carte que tous les joueurs veulent piocher. Dans cette partie, c'est sans hésiter le cas pour celle-ci ; et je dois dire que j'ai été un joueur particulièrement chanceux.

Rien n'aurait été possible sans ma famille et mes amis.

Alors tout d'abord, je tiens à remercier mes parents, à qui je dois tout. Leur fierté, leurs encouragements, leur gentillesse et l'amour qu'ils m'ont offert depuis toujours, m'ont permis de me construire et de m'épanouir humainement et professionnellement. C'est sans aucun doute, leur curiosité sur le monde et leurs goûts pour les projets à construire,

qui m'ont amené à parachever mon cursus scolaire par cette thèse. Pour tout cela, et pour bien d'autres choses, un merci, sans mot pour le décrire.

Je serais un menteur si je ne reconnaissais pas que j'ai fait en partie cette thèse pour que tu sois fier de moi. La belle personne que tu es et ce que tu construis professionnellement me rendent si fier. Je te dois tout cela, Thibault, mon petit frère.

Parce que l'on travaille pour pouvoir vivre et profiter, mais que l'on ne vit pas pour travailler, je suis extrêmement heureux de pouvoir partager ma vie avec celle qui est à la fois ma meilleure amie, ma conseillère, mon bonheur et surtout un exemple pour moi au quotidien. Tu m'as accompagné dans cette aventure, et m'a encouragé dans les bons et les mauvais moments. Merci Manon pour ce que tu es, et ce que tu me fais vivre.

Tout simplement, un immense merci à l'ensemble de ma famille que je n'avais pas encore cité : mes grands-parents, mes oncles, mes tantes, mes cousins et mon parrain.

Bien entendu, sans des amis aussi proches, sur qui l'on peut compter en permanence (pour leur soutien, mais aussi pour faire la fête), mes trois ans de thèse auraient été bien moins rayonnants. Alors un grand merci à Arthur, Audric, Elie, Elliott, Gauthier, Guillaume, Julie, Manon<sup>2</sup>, Margot, Max<sup>2</sup>, Océane, Sophia, Valentin et Yoann. Comme on le dit si souvent tous ensemble : Respectueusement.

#### ♣ *Case « Manuscrit » :*

Parce que sans la disponibilité, l'investissement et les corrections des rapporteurs, cette thèse ne serait rien, je tiens sincèrement à remercier le Professeur Chabrand et le Professeur Chèze d'avoir acceptés d'être rapporteurs de ce travail.

#### ♠ *Case « Soutenance » :*

Le 30 janvier 2019, je lancerai le dès une dernière fois, pour signer la fin de ce jeu. C'est avec un plaisir immense que je tiens à remercier le Docteur Chavet et le Professeur Multon qui ont acceptés de venir aux côtés des rapporteurs, pour me voir raconter cette belle histoire que j'ai vécu : l'aventure thèse.

## PRÉAMBULE

Ce projet de thèse est né de l'association entre une maison d'accueil spécialisée (la MAS Marquiol) et un laboratoire de recherche (le Centre de Recherches sur la Cognition Animale, CRCA CNRS, UMR 5169) ; suite à l'obtention d'un financement par la Convention Industrielle de Formation par la Recherche (CIFRE n°2015/1321).

Cette thèse a été dirigée par Pierre Moretto (Professeur des Universités), co-dirigée par Vincent Fourcassié (Directeur de Recherche) et encadrée au sein de la MAS Marquiol par Véronique Bourg (médecin spécialisée en Médecine Physique et de Réadaptation). Plus en détail, Pierre Moretto étudie la biomécanique, appliquée à différentes échelles et espèces, mais aussi à différents domaines (sportif, clinique, etc.). Vincent Fourcassié s'est quant à lui d'abord intéressé aux processus d'orientation et de navigation des fourmis. Désormais, il étudie le comportement collectif de différentes espèces animales. Enfin, Véronique Bourg est Praticien Hospitalier auprès d'enfants et adultes en situation de handicap et souhaite améliorer les protocoles de rééducation de ces patients.

La MAS Marquiol accueille 36 résidents souffrants de polyhandicap et 12 résidents atteints de cérébrolésion en internat. Ces résidents sont pris en charge nuit et jour, en lien avec leur dépendance totale dans les activités de la vie quotidienne ; et sont suivis par une équipe pluridisciplinaire (médecins, infirmiers, kinésithérapeute, ergothérapeute, psychomotricienne, éducatrice des activités physiques adaptées, éducatrice spécialisée, aides médico-psychologiques et aides-soignants).

Au sein du CRCA, j'ai intégré l'équipe Collective Animal Behavior (CAB), dirigée par Vincent Fourcassié (<http://cbi-toulouse.fr/fr/equipe-fourcassie>). Les travaux de recherche de cette équipe ont pour but d'analyser les mécanismes comportementaux et cognitifs observés en biologie et en écologie. L'enjeu est d'identifier et de comprendre les processus permettant à un groupe d'individus de coordonner leurs mouvements ou leurs activités, tout en s'adaptant à l'environnement. L'objectif est donc d'étudier la capacité d'un groupe à résoudre des problèmes collectivement, tout en s'intéressant aux propriétés des individus qui le composent. Ces recherches sont réalisées au sein de diverses espèces animales comme les insectes sociaux, les poissons, les humains, etc.

Cette thèse s'inscrit dans les projets de l'équipe CAB et de la MAS Marquiol, puisqu'elle étudie le comportement collectif humain lors d'une tâche de transport de charges, en réunissant deux domaines scientifiques : la biomécanique et la clinique. L'objectif principal de ce travail est de comprendre les mécanismes qui sous-tendent les comportements collectifs observés chez les personnes saines, afin de les appliquer aux personnes en situation de handicap. Cette étude est également un premier pas vers la proposition de techniques rééducatives et collectives en kinésithérapie.

# SOMMAIRE

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS .....	i
REMERCIEMENTS.....	ii
PRÉAMBULE .....	vi
SOMMAIRE.....	viii
LISTE DES FIGURES .....	xi
LISTE DES TABLEAUX.....	xiv
LISTE DES ABRÉVIATIONS .....	xv
<b>1. INTRODUCTION GÉNÉRALE.....</b>	<b>1</b>
1.1. Locomotion et transport de charges, quelques apports théoriques.....	1
1.1.1. La marche .....	1
1.1.1.1. Historique de l'analyse de la marche .....	1
1.1.1.2. Plans anatomiques.....	3
1.1.1.3. Les différentes phases du cycle de marche.....	4
1.1.1.4. Exemples de modélisations de la marche .....	5
1.1.1.5. Etude énergétique de la marche, appliquée au PAM. ....	8
1.1.2. Le transport de charges.....	10
1.1.2.1. Approche anthropologique .....	10
1.1.2.2. Approche militaire .....	11
1.1.2.3. Approche sportive .....	12
1.1.2.4. Approche clinique .....	13
1.1.2.5. Approche ergonomique .....	13
1.1.2.6. Etude sur l'animal .....	14
1.2. Problématique de la thèse .....	14
<b>2. MATÉRIEL ET MÉTHODES.....</b>	<b>17</b>
2.1 Population et protocole .....	17
2.1.1 Population étudiée.....	17
2.1.2 Protocole expérimental .....	18
2.1.3 Acquisition des données.....	21
2.2. Modélisations et méthodes de calcul utilisées durant la thèse.....	24
2.2.1. Modélisation du PAM.....	24
2.2.1.1 Détermination des segments.....	24

2.2.1.2. Caractéristiques inertielles d'un segment.....	25
2.2.1.3. Centres articulaires et méthode SCoRE (Symmetrical Center of Rotation Estimation).....	27
2.2.1.4. Angles articulaires .....	29
2.2.1.5. Application du PAM au collectif.....	30
2.2.2 Analyse des données.....	31
2.2.2.1. Etude du déplacement du centre de masse .....	31
2.2.2.2. Calcul de l'énergie mécanique.....	32
2.2.2.3. Estimation des forces et des moments à chaque articulation .....	33
2.2.3.4. Calcul du Moment Cost Function .....	36
3. ÉTUDE 1 : PATRON LOCOMOTEUR ET ÉCHANGES MÉCANIQUES DURANT UN TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES, UNE ANALYSE INDIVIDUELLE.....	<b>37</b>
3.1. Résumé .....	37
3.2. Article 1 .....	38
3.3. Compléments d'analyse .....	56
3.4. Synthèse .....	59
4. ÉTUDE 2 : ÉCONOMIE DU PATRON LOCOMOTEUR DURANT UN TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES, APPLICATION DU MODÈLE PACS.....	<b>60</b>
4.1. Transition et résumé.....	60
4.2. Article 2 .....	62
5.3. Synthèse .....	71
5. ÉTUDE 3 : PERFORMANCES LOCOMOTRICES IMPLIQUANT UNE TÂCHE DE TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES COUPLÉE À UNE TÂCHE D'ATTENTION .....	<b>72</b>
5.1. Transition et résumé.....	72
5.2. Article 3 .....	73
5.3. Compléments d'analyse .....	85
5.4. Synthèse .....	88
6. ÉTUDE 4 : IMPACT DE L'ÉVOLUTION DE LA MASSE SUR UN TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES .....	<b>89</b>
6.1. Transition et résumé.....	89
6.2. Article 4 .....	91
6.3. Synthèse .....	110
7. ÉTUDE 5 : VERS UNE APPLICATION CLINIQUE.....	<b>111</b>
7.1. Transition et résumé.....	111
7.2. Article 5 .....	112
7.3. Compléments d'analyse .....	120

7.4. Synthèse .....	122
8. DISCUSSION GÉNÉRALE.....	<b>123</b>
9. BIBLIOGRAPHIE.....	<b>129</b>
10. ANNEXES.....	<b>a</b>
10.1. Compléments concernant la détermination des centres articulaires :.....	<b>a</b>
10.2. Compléments concernant la méthode SCoRE :.....	<b>b</b>
10.3. Compléments concernant la détermination des angles articulaires :.....	<b>c</b>
10.4. Compléments concernant les calculs de dynamique inverse :.....	<b>d</b>



## LISTE DES FIGURES

FIGURE 1 - Plateau du jeu de l'oie, version <i>Scolarité de 3ème cycle</i> .....	ii
FIGURE 1.1 - Les trois plans de référence (sagittal médian, transversal et frontal) et les trois axes de référence (médo-latéral X, antéro-postérieur Y et vertical Z) par rapport à la position anatomique (adapté d'Inman et al., 1981) .....	3
FIGURE 1.2 - Description du cycle de marche chez un individu sain, d'après Viel (2000).....	4
FIGURE 1.3 - Modèle IPS appliqué à la marche humaine (adapté de Elhasairi et Pechev, 2015) .....	5
FIGURE 1.4 - Modèle Compass Gait (Inman et al., 1981) .....	7
FIGURE 1.5 - Modèle bipédique de la masse bondissante ( <i>Bipedal Spring-Mass</i> ) proposé par Geyer et al. (2006) .....	7
FIGURE 1.6 - Représentation du modèle poly-articulé (Moretto et al., 2016) .....	8
FIGURE 2.1 - (A) Protocole expérimental réalisé chez les sujets sains. (B) Objet à transporter lors des conditions 2 et 3. (C) Objet à transporter lors de la condition 4 .....	19
FIGURE 2.2 - (A) Protocole expérimental réalisé chez les sujets pathologiques. (B) Objet à transporter lors de la condition 2 .....	20
FIGURE 2.3 - Système d'analyse du mouvement installé au CREPS de Toulouse : caméra Vicon® (entourées en rouge) et image générée par le logiciel Nexus® (encadrée en vert) projeté en fond de salle .....	22
FIGURE 2.4 - Vue de face d'une dyade de sujet équipée (marqueurs réfléchissants et masque) .....	23
FIGURE 2.5 - Placement des marqueurs réfléchissants en fonction de la position anatomique de référence selon les recommandations de Wu et al. (2002 ; 2005) .....	24
FIGURE 2.6 - Localisation du centre articulaire du genou (rond rouge) déterminé à partir des marqueurs réfléchissants (ronds vert) .....	28
FIGURE 2.7 - Reconstruction du PACS sur le logiciel Vicon Nexus® .....	30
FIGURE 2.8 - Vue (A) 3D, (B) de côté et (C) de haut d'un capteur Sensix® .....	33
FIGURE 2.9 - Utilisation de la dynamique inverse (Bottom-up) sur le sujet 1 .....	34
FIGURE 3.1 - Reconstruction of the subjects and the box they carry on Vicon Nexus®.....	41

FIGURE 3.2 - (A) Example of the vertical displacement of the CoM over a walking cycle for a pair of subjects carrying a box. (B) The PAM organization over the different phases of the walking cycle in the WS condition .....	45
FIGURE 3.3 - Mean $\pm$ s.d. of the amplitude of the vertical displacement of the CoM for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition .....	46
FIGURE 3.4 - Mean $\pm$ s.d. of the dimensionless RMSE for the trial in WS condition and for the three trials in the CT condition .....	46
FIGURE 3.5 - Mean $\pm$ s.d. of the recovery rate in the sagittal plane for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition .....	47
FIGURE 3.6 - Mean $\pm$ s.d. of the recovery rate in the three dimensions for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition .....	48
FIGURE 3.7 - Mean $\pm$ s.d. of the total, internal and external mechanical power for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition.....	49
FIGURE 3.8 - Moyenne $\pm$ écart-type du pourcentage d'énergie restituée dans le plan frontal pour l'essai en condition WS et pour les trois essais en condition CT .....	56
FIGURE 3.9 - Exemple de variation de l'énergie cinétique externe vers l'avant (A), de l'énergie potentielle de pesanteur plus de l'énergie cinétique externe verticale (B), de l'énergie cinétique interne du tronc (C), de l'énergie cinétique interne des jambes (D), de l'énergie cinétique interne des bras (E) et de l'énergie mécanique totale (F) sur un cycle de marche pour le sujet 1 (rouge) et le sujet 2 (bleu), en condition WS et CT1 (groupe 1, essai1) .....	57
FIGURE 3.10 - Synthèse de l'étude n°1 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir .....	59
FIGURE 4.1 - Reconstruction of the individuals and the box they carry on Vicon Nexus®..	65
FIGURE 4.2 - Mean $\pm$ SD of the RR of the PACS CoM for the three successive trials .....	67
FIGURE 4.3 - Synthèse de l'étude n°2 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir .....	71
FIGURE 5.1 - Collective transport coupled with a second task requiring attention .....	76
FIGURE 5.2 - Amplitude (A) and period (B) of the vertical displacement of CoM of the system formed by the dyad of individuals and the box they carry in the CC and AC condition .....	79
FIGURE 5.3 - Recovery rate for each dyad in the CC and AC condition .....	80

FIGURE 5.4 - Total MCF (A) and differences ( $\Delta$ ) in MCF of the individuals within each dyad (B) in the CC and AC condition .....	80
FIGURE 5.5 - Diagrammes en boîte à moustache montrant la distribution du coefficient de corrélation pour les forces appliquées par les sujets sur les poignées de la boîte dans les axes médio-latéral, antéro-postérieur et vertical pendant la condition CC et AC .....	86
FIGURE 5.6 - Synthèse de l'étude n°3 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir .....	88
FIGURE 6.1 - Dyad of subjects during a collective load transport .....	94
FIGURE 6.2 - Displacement of the CoM .....	99
FIGURE 6.3 - Powers and energy recovered .....	100
FIGURE 6.4 - Moment cost function .....	100
FIGURE 6.5 - Cumulative Variance Curve (VAF) and number of synergies for each individual .....	101
FIGURE 6.6 - Individual synergy vectors .....	102
FIGURE 6.7 - Cumulative Variance Curve (A) and frequency histogram of the number of synergies for the dyads (B) .....	103
FIGURE 6.8 - Dyad synergy vectors .....	104
FIGURE 6.9 - Synthèse de l'étude n°4 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir .....	110
FIGURE 7.1 - Reconstruction of the patients and the load they carry on Vicon Nexus®.....	115
FIGURE 7.2 - Recovery rate (A, D), amplitude (B, E) and speed (C, F) of the centre of mass (CoM) of the 2 patients (P1 and P2) and of the healthy individual (Control=C) walking alone (A, B, C) and of the CoM of the system formed by the box and the pair (D, E, F) of 2 patients (P1/P2) .....	116
FIGURE 7.3 - Synthèse de l'étude n°5 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir .....	122
FIGURE 10.1 - Angles de rotation entre le repère d'un segment R* et du laboratoire R ....	c

## LISTE DES TABLEAUX

TABLE 2.1 - Critères d'inclusions et d'exclusions respectés lors de l'analyse des sujets sains.....	17
TABLE 2.2 - Critères d'inclusions et d'exclusions respectés lors de l'analyse des sujets atteints de déficience intellectuelle .....	17
TABLE 2.3 - Détermination des segments corporels par les marqueurs réfléchissants suivant les recommandations de Wu et al. (2002 ; 2005) .....	25
TABLE 3.1 - Characteristics of the subjects: mean ( $\pm$ standard deviation) .....	40
TABLE 5.1 - Orientation de la tête, des épaules et du bassin : angles (en degrés) et distance FOR-STE (en centimètres) pour les conditions CC et AC ; moyenne ( $\pm$ écart-type).....	85
TABLE 5.2 - Nombre de décalages temporels supérieurs ou égaux à 150ms entre les mouvements du côté droit et gauche de l'objet, dans les trois directions (X médio-latéral, Y antéropostérieur et Z vertical) et pour les conditions CC et AC .....	87
TABLE 7.1 - Puissance mécanique interne, externe et totale, lors du déplacement des sujets de façon isolée .....	120
TABLE 7.2 - Puissance mécanique interne, externe et totale, MCF de chaque sujet ( $MCF_{\text{subject}}$ ), de la dyade ( $MCF_{\text{tot}}$ ) et différence de MCF entre sujets ( $\Delta MCF$ ) durant un cycle de marche, lors du déplacement d'un objet par une dyade de sujets .....	120
TABLE 10.1 - Exemple de construction des repères pour les membres inférieurs .....	a

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

$a$  : accélération

$A$  : amplitude

AC : Attention Condition

C : Control

CC : Control Condition

CoM : Center of Mass

CRCA : Centre de Recherches sur la Cognition Animale

CREPS : Centre de Ressources, d'Expertises et de Performance Sportives

CT : Collective Transport

CT1 : Collective Transport trial 1

CT2 : Collective Transport trial 2

CT3 : Collective Transport trial 3

CT20 : Collective Transport with load mass of 20 % of the body mass

CT30 : Collective Transport with load mass of 30 % of the body mass

CT40 : Collective Transport with load mass of 40 % of the body mass

ddl : degrés de libertés

DI : Déficient Intellectuel

$E_c$  : Energie cinétique ;  $E_k$  : kinetic Energy

$E_{cext}$  : Energie cinétique externe

$E_{cint}$  : Energie cinétique interne

$E_{kf}$  : kinetic Energy forward

$E_{kml}$  : kinetic Energy medio-lateral

$E_{pot}$  : potential Energy

$E_v$  : vertical Energy

$\vec{F}$  : vecteur Force

$g$  : module du vecteur accélération soumis à la gravité

G : center of Gravity

$h$  : hauteur verticale du CoM

$I$  : matrice d'Inertie  
 ISB : International Society of Biomechanics  
 IPS : Inverted Pendulum System  
 $K$  : rayon de giration autour du CoM  
 $m$  : mass  
 MAS : Maison d'Accueil Spécialisée  
 MCF : Moment Cost Function  
 $MCF_{tot}$  : Moment Cost Function total  
 $\vec{M}$  : vecteur Moment  
 $M_{pt}$  : Moment de force moyen pour le poignet  
 $M_{cd}$  : Moment de force moyen pour le coude  
 $M_{ép}$  : Moment de force moyen pour l'épaule  
 $M_{dors}$  : Moment de force moyen pour le rachis dorsal  
 $M_{cerv}$  : Moment de force moyen pour le rachis cervical  
 $n$  : number  
 $O$  : origine du repère global dans le référentiel Galiléen  
 $O_i$  : valeur Observée  
 $\vec{P}$  : vecteur Poids  
 PACS : Poly-Articulated Collective System  
 PAM : Poly-Articulated Model  
 PCA = Principal Component Analysis  
 $P_{ext}$  : external Power  
 $P_{int}$  : internal Power  
 $P_i$  : valeur Prédite  
 $P_{mecaTot}$  : Total mechanical Power  
 P1 : Patient 1  
 P2 : Patient 2  
 $r$  : coefficient de corrélation  
 $\vec{R}$  : vecteur force de Réaction  
 R : Référentiel Galiléen

$R^*$  : Référentiel barycentrique

$R_s$  : Référentiel capteur Sensix®

$RR$  : Recovery Rate

$RR_{3D}$  : Recovery Rate dans les 3 dimensions

$RR_f$  : Recovery Rate dans le plan frontal

$RR_s$  : Recovery Rate dans le plan sagittal

RMSE : Root Mean Square Error

SCoRE : Symmetrical Center of Rotation Estimation

$T$  : période

TEC : Théorème de l'Energie Cinétique

VAF: cumulative variance curve

$\vec{V}_{fG}(t)$ : vector of the linear forward velocity of the center of Gravity

$\vec{V}_G(t)$  : vecteur Vitesse du centre de Gravité

$\vec{V}_{G_i}(t)$  : vecteur Vitesse du centre de Gravité du  $i^{\text{ème}}$  segment

$\vec{V}_{vG}(t)$ : vector of the linear vertical velocity of the center of Gravity

$W_v$  : travail vertical

$W_{\text{ext}}$  : travail externe

$W_{\text{Fext}}$  : travail des forces externes

$W_{\text{Fint}}$  : travail des forces internes

$W_{kf}$ : travail dû aux changements de vitesses du CoM sur l'axe antéro-postérieur

$W_{ml}$ : travail dû aux changements de vitesses du CoM sur l'axe médio-latéral

WS : Walking Separately

3D : 3 Dimensions

$\Delta\text{MCF}$  : différence entre les sujets pour le Moment Cost Function

$\vec{\sigma}$  : vecteur moment angulaire

$\tau$  : décalage temporel

$\varphi$  : déphasage

$\omega$  : fréquence angulaire

$\vec{\omega}$  : vecteur vitesse angulaire

$\vec{\omega}_i$  : vecteur vitesse angulaire du segment  $i$

# 1. INTRODUCTION GÉNÉRALE

## 1.1. Locomotion et transport de charges, quelques apports théoriques

### 1.1.1. La marche

La marche humaine non-perturbée peut être désignée comme un ensemble coordonné de mouvements de rotations des segments du corps dans le but de maintenir l'équilibre du système tout au long de son déplacement vers l'avant (Perry, 1992). Dans les premiers mois de vie (entre 12 et 18 mois), l'apprentissage de la marche nécessite l'acquisition de compétences cognitives, sensorielles et motrices (Femery, 2003). Par la suite, ce moyen de locomotion est perfectionné, dans le but de se déplacer de façon la plus économique possible (Kuo, 2001).

#### 1.1.1.1. Historique de l'analyse de la marche

Depuis des décennies de nombreux scientifiques s'intéressent à la compréhension du fonctionnement et des mécanismes de ce déplacement nécessitant la station érigée. L'objectif de cette sous-section est de dresser un bref historique de l'étude de la marche. Pour un historique exhaustif, on se référera aux publications de Richard Baker (Baker, 2007) ou David Sutherland (Sutherland, 2001 ; 2002 ; 2005).

Les premières traces de l'intérêt porté à la marche apparaissent dans d'anciens papyrus médicaux (*Edwin Smith Surgical Papyrus*, vers 1500 av. J.C.). Il faudra toutefois attendre l'Antiquité grecque pour trouver les premières analyses descriptives de la marche. Hippocrate (460-370 av. J.C.) émet à cette époque une idée, encore largement prônée aujourd'hui en rééducation, décrivant la marche et le mouvement comme « le meilleur remède de l'Homme ». Aristote (384-322 av. J.C.) est quant à lui le premier à proposer des traités s'intéressant à la marche et au mouvement. Il observe que le poids du corps passe des parties en mouvement sur celles qui ne bougent pas. Ces observations seront confirmées et quantifiées des siècles plus tard.

Durant la Renaissance, Léonardo da Vinci (1452-1519), Galilée (1564-1642) et Isaac Newton (1642-1727) se servent de leurs compétences respectivement en anatomie, en mathématiques et en mécanique pour proposer des descriptions globales de la marche.



Cependant, c'est à partir du 19<sup>ème</sup> siècle que les avancées sur la compréhension des mécanismes de la marche seront de plus en plus nombreuses. Les frères Weber proposent en 1936 les premières descriptions précises du cycle de marche, en se basant sur les lois de la mécanique Newtonienne. Ils décrivent la cadence de marche et associent la marche à des oscillations pendulaires. Leurs études sur des jambes de cadavre les ont orientés vers une théorie qui s'avérera fautive par la suite : la marche est une chute en avant.

A la fin du 19<sup>ème</sup> siècle sont réalisées les premières captures du mouvement. En 1883-1884, Muybridge (1883) et Marey (1884) utilisent les premières techniques photographiques. Marey sera le premier à proposer la chronophotographie pour l'étude des trajectoires du centre de masse (CoM) et l'étude des centres de pressions. L'année suivante, Braune et Fischer proposent des techniques similaires à la chronophotographie en utilisant des bandes lumineuses collées sur les segments corporels. Ces techniques permettront de proposer les premières descriptions tridimensionnelles (3D) des trajectoires, vitesses et accélérations des segments corporels. Grâce aux lois de Newton et à la connaissance des caractéristiques anthropométriques des segments de l'individu, les forces impliquées dans la marche ont pu alors être estimées. Cinquante ans plus tard, Bernstein propose les premières trajectoires des centres de masses des segments corporels.

Au milieu du 20<sup>ème</sup> siècle, l'électromyographie (EMG) apparaît comme une technique de moins en moins invasive. Dans la continuité, Saunders et al. (1953) décrivent en 1953, pour la première fois, les mécanismes utilisés par l'individu pour minimiser sa dépense énergétique au cours de la marche. Cavagna et ses collaborateurs proposent les premières modélisations des échanges énergétiques dans les années soixante (Cavagna et al., 1963 ; Cavagna & Margaria, 1966).

Dans les années 80, le développement des systèmes de captures électroniques couplés à des plateformes de force et à l'EMG permettent de confirmer les premières descriptions des mécanismes mis en place pour une marche économe et de les préciser grâce à des mesures objectives. Inman et al. (1981) proposent les premières analyses mécaniques de la marche (forces de réaction au sol, effet de la gravité sur les segments corporels, etc.). C'est donc seulement depuis la fin du 20<sup>ème</sup> siècle que nous sommes en mesure de proposer une analyse biomécanique précise de la marche, tenant compte des différents champs de la discipline : la cinématique (c.-à-d. la description spatio-temporelle du mouvement), la dynamique (c.-à-d. l'étude des forces mises en cause lors du mouvement),

l'électromyographie (c.-à-d. l'estimation des actions musculaires produites), mais aussi l'énergétique (c.-à-d. l'étude de l'énergie transférée et dépensée). Afin de pouvoir décrire et quantifier uniformément la marche, l'utilisation des plans anatomiques de référence s'est avérée indispensable.

### 1.1.1.2. Plans anatomiques

La position anatomique représentée ci-dessous (Fig. 1.1), correspond à la position dans laquelle un individu est en station debout, le regard à l'horizontale, les membres en extension, le tronc droit, les pieds parallèles, les bras pendants le long du corps et les paumes de main dirigées vers l'avant (c.-à-d. avant-bras et main en supination).

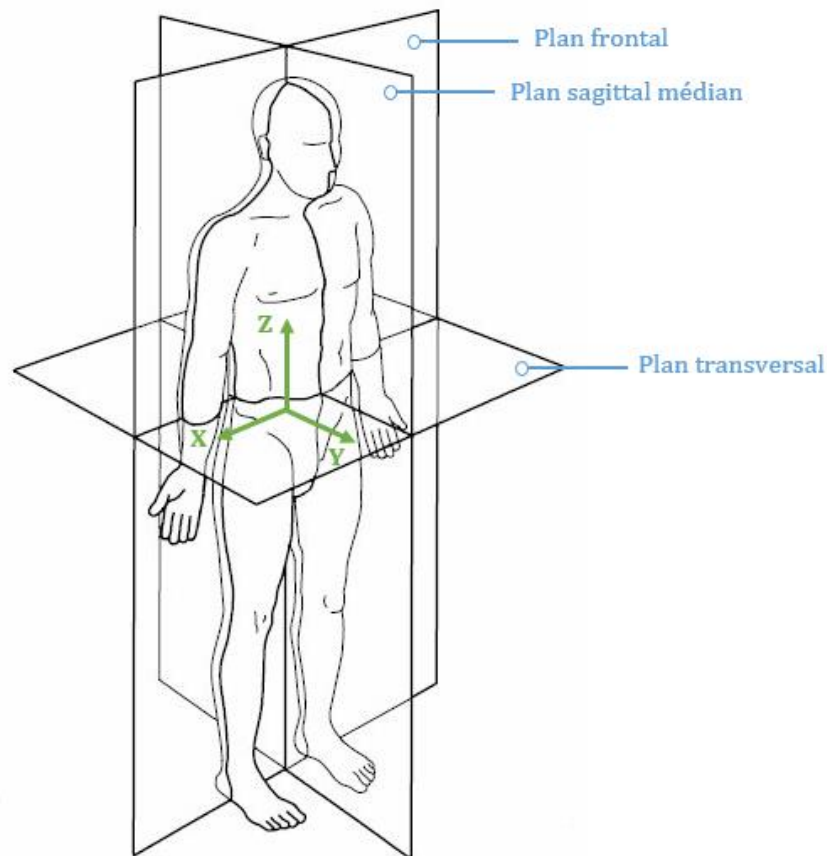


FIGURE 1.1 - Les trois plans de référence (sagittal médian, transversal et frontal) et les trois axes de référence (médio-latéral X, antéro-postérieur Y et vertical Z) par rapport à la position anatomique (adapté d'Inman et al., 1981).

Le plan sagittal, nommé plan sagittal médian, divise l'individu en une partie gauche et une partie droite. Le plan transversal sépare l'individu en une partie crâniale et une partie caudale. Le plan frontal divise quant à lui l'individu en une partie antérieure et une partie postérieure.

Aussi il convient de définir les positions médiale, latérale, proximale et distale. La position médiale est décrite comme proche du plan médian, alors que la position latérale est éloignée du plan médian. La position proximale est la position la plus proche du point de référence dans la position anatomique (c.-à-d. le centre de masse de l'individu). A l'inverse, la position distale représente la position la plus éloignée du point de référence.

### 1.1.1.3. Les différentes phases du cycle de marche

La marche est un déplacement coordonné des différents segments du corps dans les trois plans. A des fins essentiellement cliniques, le patron locomoteur est fréquemment décrit comme une succession de phases qui s'inscrivent dans un cycle. Cette description permet également de préciser le référentiel de discussion à l'analyse biomécanique de la marche et d'introduire les normalisations possibles (e.g. pourcentage du cycle) par rapport à la durée du cycle de marche total (Fig. 1.2).

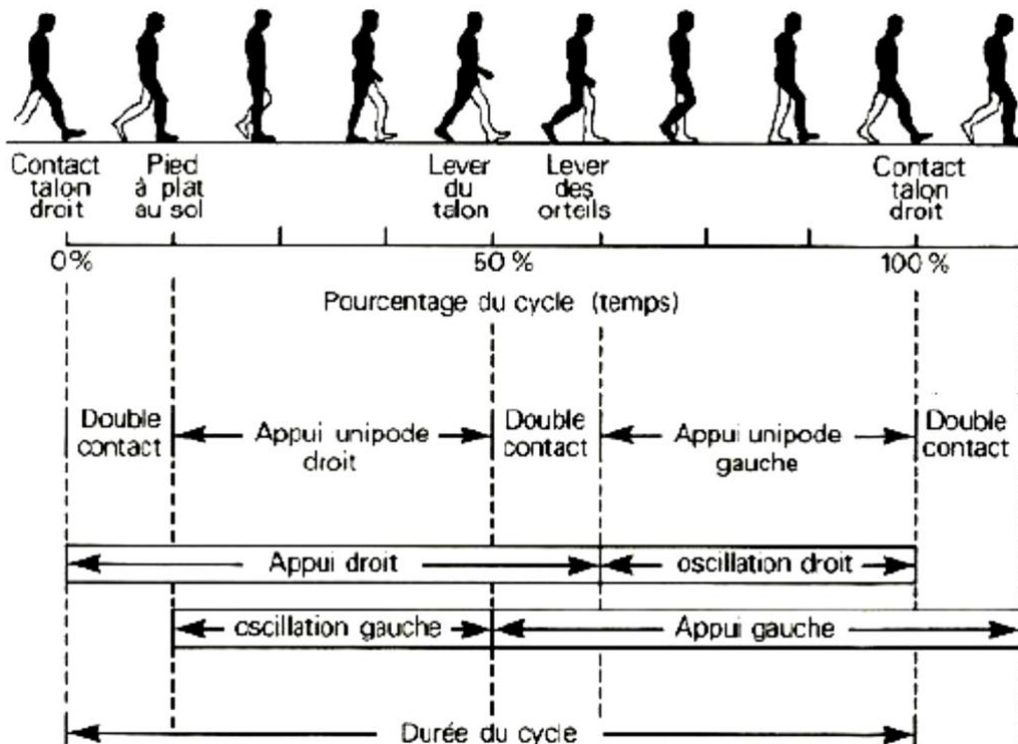


FIGURE 1.2 - Description du cycle de marche chez un individu sain, d'après Viel (2000).

Un cycle de marche est défini entre deux attaques talons du même pied. Il est composé d'une phase d'appui (avoisinant 60% du cycle) et d'oscillation (environ 40 % du cycle) pour les deux membres inférieurs. Le cycle de marche peut également être décrit par deux temps de simple appui (chaque appui unipodal est proche de 37.5% du cycle) et des temps de double contact (chaque phase de double contact avoisine 12.5% du cycle). Lors de la phase de simple appui, le pied est en contact avec le sol pendant que le pied du membre controlatéral oscille. Lorsque l'ensemble du corps se déplace dans la direction du mouvement et que les deux pieds sont au sol, on parle de phase de double contact. Durant cette phase, le poids du corps est transféré de la jambe arrière vers la jambe avant.

#### 1.1.1.4. Exemples de modélisations de la marche

De nombreux scientifiques ont été amenés à utiliser les référentiels et normalisations énoncés plus haut, dans le but de pouvoir proposer des modélisations de la marche. Dans les années soixante, Cavagna et al. (1963) ont présenté le modèle du pendule inversé (Inverted Pendulum System, IPS) pour décrire le déplacement du centre de masse et les échanges énergétiques externes produits tout au long du cycle de marche. Ce modèle représente la masse du corps rassemblée au centre de masse, oscillant au bout d'un segment rigide (Fig. 1.3). La masse rassemblée au CoM décrit un arc de cercle au cours de la phase de simple appui et atteint son point le plus haut lorsque le pied d'appui est à plat et que la jambe est en extension, à l'aplomb du centre de masse.

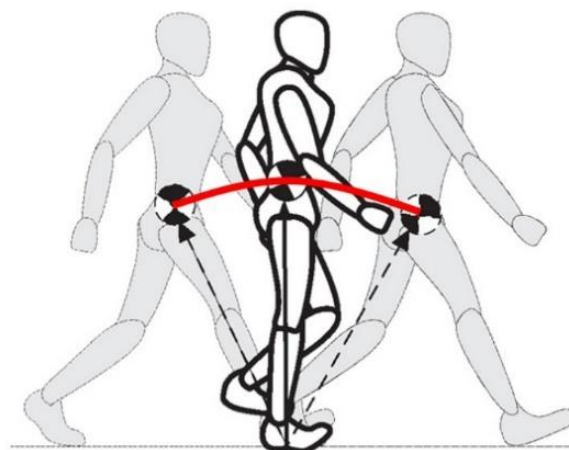


FIGURE 1.3 - Modèle IPS appliqué à la marche humaine (adapté de Elhasairi et Pechev, 2015). Le CoM de l'individu est représenté par le cercle noir et blanc, son déplacement au cours du temps est en rouge.

Dans le modèle IPS, durant la première moitié de la phase d'appui, entre la première attaque talon et le premier appui unipodal, le CoM de l'individu est déplacé vers le haut et l'énergie cinétique est convertie en énergie potentielle gravitationnelle. Lorsque le centre de masse est au plus haut, l'énergie potentielle atteint sa valeur maximale, tandis que l'énergie cinétique externe atteint sa valeur minimale. L'énergie cinétique est l'énergie que possède un système du fait de son mouvement. L'énergie potentielle de pesanteur est l'énergie que possède un système du fait de sa position par rapport à la Terre. Elle est donc liée au poids du système de masse  $m$ . Durant la seconde moitié de la phase d'appui, entre le premier simple contact et le second double contact, le CoM se déplace vers le bas. Dans cette phase du cycle de marche, la vitesse du CoM augmente et l'énergie potentielle est convertie en énergie cinétique.

Dans un modèle IPS parfait, le déplacement du centre de masse est tel que l'énergie cinétique est intégralement transformée en énergie potentielle de pesanteur et inversement. Dans ce cas, les variations d'énergie mécanique externe sont nulles. Nous reviendrons plus en détail sur ces échanges énergétiques dans la partie 2.2.2.2.

Plus complexe, le modèle *Compass Gait* (Fig. 1.4) s'apparente au modèle IPS et propose de simuler la trajectoire du CoM d'un système bipède. Dans ce modèle les membres inférieurs sont tous deux représentés par des segments rigides. Les deux membres inférieurs, ainsi que leur phase d'appui et d'oscillation sont donc pris en compte. Le modèle décrit l'oscillation du membre inférieur controlatéral, entraînant le corps vers l'avant ; pendant que le CoM décrit un arc de cercle autour du membre ipsilatéral en appui (Chow et Jacobson, 1971). Comme dans le modèle du pendule inversé, le CoM du corps atteint son apogée au moment de la phase de simple appui, lorsque le pied est à plat et la jambe en extension. Sous l'action de la gravité, la hauteur du CoM diminue progressivement. A ce moment-là, le membre controlatéral oscillant freine la chute et amorce un appui. La phase de double appui est donc décrite par la transition entre deux arcs de cercles successifs. Parallèlement, le membre ipsilatéral débute sa phase d'oscillation. Le modèle du *Compass Gait* se différencie donc du modèle de pendule inversé puisqu'il propose un cycle de marche complet (Inman et al., 1981).

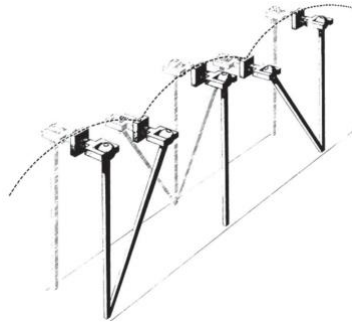


FIGURE 1.4 - Modèle *Compass Gait* (Inman et al., 1981) apparenté à un modèle double pendule-inversé, où le segment rigide noir représente la jambe droite et le segment rigide gris la jambe gauche de l'individu, articulées au bassin. Les arcs de cercles représentent le déplacement théorique du CoM du système.

Cependant, la modélisation « *Compass Gait* » se limite à une étude sagittale du déplacement du CoM et ne tient pas compte des déterminants principaux de la marche non-perturbée : la rotation, l'obliquité et le déplacement latéral du bassin, la flexion du genou en appui, l'action coordonnée du pied et de la cheville. La rigidité lors de la représentation des membres inférieurs dans ce modèle entraîne une sous-estimation de la trajectoire du CoM lors de la phase de double appui (Hayot, 2010). C'est pourquoi Geyer et al. (2006) ont proposé le « *Bipedal Spring-Mass Model* » qui propose une meilleure approximation de la marche et de la course en considérant un système bipédique, composé de segments « ressorts ». Le modèle de « *spring-mass* » avait déjà été décrit en 1989 par Blickhan comme un modèle simple, masse-ressort, consistant en un ressort sans masse attaché à une masse ponctuelle.

Ce modèle « *Bipedal Spring-Mass* » décrit une trajectoire du centre de masse qui pourrait s'apparenter à la courbe d'une fonction sinusoïdale (Fig. 1.5).

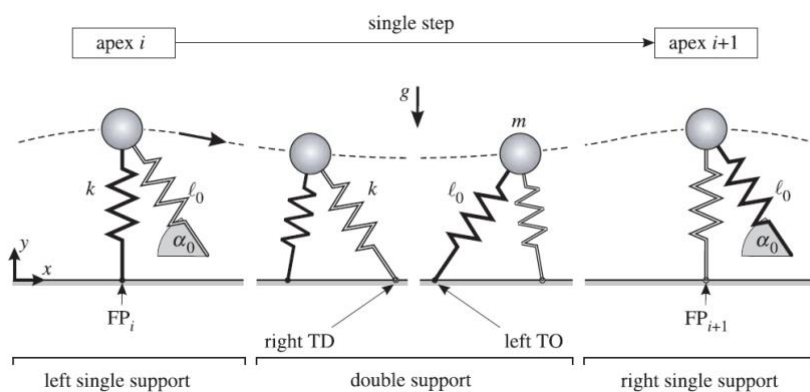


FIGURE 1.5 - Modèle bipédique de la masse bondissante (*Bipedal Spring-Mass*) proposé par Geyer et al. (2006).

Cependant, même s'il néglige certains paramètres locomoteurs, le modèle du pendule inversé propose une estimation fiable et est devenu une référence (Cavagna et al., 1963 ; Farley & Ferris, 1998 ; Donelan et al., 2002 ; Kuo, 2007 ; Mahaudens et al., 2008 ; Gomenuka et al., 2014) pour la description simple du déplacement du centre de masse lors de la marche humaine. L'étendue des études sur l'IPS dans le domaine, permettant la comparaison de nos résultats avec des données existantes, nous a conduit à sélectionner ce modèle pour nos analyses.

Toutefois, ce modèle se contentant de décrire le déplacement du centre de masse et les échanges énergétiques qui en résultent, il ne prend pas en compte la contribution des segments corporels dans le déplacement de l'individu. L'étude du corps d'un individu comme un système poly-articulé composé de  $n$  segments rigides  $S_i$  de masse  $m_i$  permettrait de compléter ce type d'analyse. Nous appellerons ce modèle : Poly-Articulated Model (PAM, Fig. 1.6). Le centre de gravité de chaque segment  $i$  sera noté  $G_i$ . Cette modélisation du corps humain, associée au modèle IPS, nous permettra ainsi d'envisager la contribution des segments au mouvement du CoM global du système et de proposer une analyse cinématique mais aussi énergétique de deux individus transportant une charge ensemble.

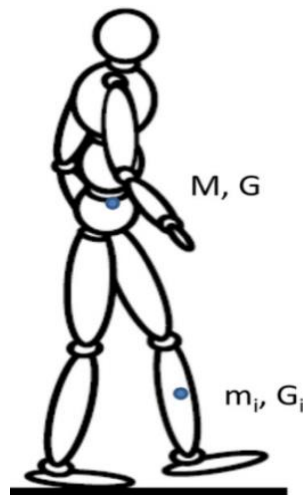


FIGURE 1.6 - Représentation du modèle poly-articulé (Moretto et al., 2016).

#### 1.1.1.5. Etude énergétique de la marche, appliquée au PAM.

Le fait de considérer l'individu comme un système PAM permet de déterminer les paramètres mécaniques pertinents pour l'étude de la locomotion et du transport de charges. Nous présenterons dans cette partie les théorèmes qui permettront de réaliser

l'étude énergétique (estimation de l'énergie mécanique) qui viendra compléter l'analyse cinématique (déplacement du CoM, vitesse et accélération du système, etc.).

L'énergie mécanique est définie comme la somme de l'énergie cinétique et de l'énergie potentielle (Saibene & Minetti, 2003). Puisque les segments sont considérés comme indéformables, nous parlerons ici uniquement d'énergie potentielle de pesanteur. Le travail du poids, appliqué au CoM d'un individu, permet le mouvement de celui-ci. L'énergie mécanique dépend du référentiel choisi. Le théorème de l'énergie mécanique (TEM) énonce que dans un référentiel Galiléen, la variation d'énergie mécanique d'un solide de masse  $m$  constante entre deux points A et B est égale à la somme des travaux des forces non conservatives ( $W_{Fnc}$ ) extérieures et intérieures qui s'exercent sur ce solide entre ces deux points. La quantité d'énergie mécanique est conservée par le système en l'absence de forces non conservatives appliquées au système. Une force est dite non conservative si le travail effectué sur un parcours fermé (on entend par parcours fermé, un mouvement où le point d'application de la force est revenu à sa position initiale à la fin du déplacement) n'est pas nul. C'est le cas des forces de frottements. A l'opposé, une force est dite conservative si le travail effectué sur un parcours fermé est nul. C'est le cas du poids. Le travail du poids est égal à l'opposé de la variation d'énergie potentielle ( $-\Delta E_{pot}$ ).

L'énergie mécanique peut donc être calculée de la façon suivante :

$$E_{méca} = E_{pot} + E_C \quad (1.1)$$

Où  $E_{pot}$  est l'énergie potentielle de pesanteur et  $E_C$  est l'énergie cinétique qui correspond à la somme de l'énergie cinétique externe ( $E_{Cext}$ , Eq. 1.3, bleue) et de l'énergie cinétique interne ( $E_{Cint}$ , Eq. 1.3, vert). L'énergie cinétique externe définit l'énergie cinétique du CoM dans le référentiel Galiléen. L'énergie cinétique interne d'un individu est l'énergie liée aux mouvements des segments corporels dans le référentiel barycentrique. Elle correspond à l'énergie cinétique de translation et de rotation des segments du corps due à leurs mouvements par rapport au CoM et est couramment appelée dans la littérature : énergie de gesticulation (Duboy et al., 1994).

$E_{pot}$  et  $E_C$  peuvent être exprimées comme suit :

$$E_{pot} = mgh_{/R} \quad (1.2)$$

$$E_C = E_{Cext} + E_{Cint} = \frac{1}{2} m \vec{V}_G(t)_{/R}^2 + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (m_i \vec{V}_{G_i}(t)_{/R^*}^2 + m_i K_i^2 \times \vec{\omega}_i^2_{/R^*}) \quad (1.3)$$

Avec,  $m$  la masse du système,  $g$  le module du vecteur accélération soumis à la gravité,  $h$  la hauteur verticale du CoM,  $V_G(t)_{/R}$  la vitesse du centre de gravité G dans R,  $n$  le nombre de segments,  $m_i$  la masse du  $i^{\text{ème}}$  segment,  $V_{G_i}(t)_{/R^*}$  la vitesse du centre de gravité  $G_i$  du  $i^{\text{ème}}$



segment dans le référentiel barycentrique ( $R^*$ ),  $K_i$  le rayon de giration du  $i^{\text{ème}}$  segment autour du CoM et  $\vec{\omega}_i^2 / R^*$  la vitesse angulaire du  $i^{\text{ème}}$  segment dans  $R^*$  (Zatsiorsky, 1983).

D'autre part, l'énergie externe ( $E_{\text{ext}}$ ) du système est définie de la façon suivante :

$$E_{\text{ext}} = E_{\text{pot}} + E_{\text{Cext}} = mgh_{/R} + \frac{1}{2} m \vec{V}_G(t)^2_{/R} \quad (1.4)$$

Dans un référentiel Galiléen, le théorème de l'énergie cinétique (TEC) établit que, pour un système de masse constante, la variation d'énergie cinétique est égale à la somme des travaux des forces externes ( $W_{\text{Fext}}$ , par exemple le poids) et internes ( $W_{\text{Fint}}$ , par exemple les actions musculaires).

$$\Delta E_C = W_{\text{Fext}} + W_{\text{Fint}} \quad (1.5)$$

L'utilisation du modèle IPS associée à la représentation de l'individu par plusieurs segments peut s'avérer pertinente dans l'étude de la locomotion humaine pour discerner la contribution des différents segments corporels au mouvement du centre de masse du sujet, aux transferts d'énergies et à l'économie du système. Ceci sera d'autant plus important quand plusieurs sujets participeront à une même tâche et qu'il sera intéressant d'observer si une coordination de leurs actions existe.

### 1.1.2. Le transport de charges

Après avoir présenté l'analyse de la locomotion par la biomécanique, nous présenterons dans cette partie les différentes approches de l'étude du transport de charges. Il s'agit ici plus de lister les axes de recherches possibles sur cette thématique que de réaliser une revue exhaustive sur la thématique du port de charges. En effet, l'étude du port de charges a fait l'objet de très nombreux travaux à des fins militaires, sportives, cliniques, ergonomiques, robotiques mais aussi anthropologiques. Cette tâche parfois complexe ou contraignante à réaliser, peut avoir des conséquences importantes sur le système musculo-squelettique ou métabolique des individus. Elle fait pourtant partie de notre quotidien.

#### 1.1.2.1. Approche anthropologique

Le port de charges s'est avéré depuis des siècles une nécessité permettant à l'individu de se nourrir, de changer de domicile, de déplacer des outils, etc. Encore aujourd'hui en Afrique par exemple, certains individus sont obligés, afin de subvenir à

leurs besoins, de parcourir chaque jour des dizaines de kilomètres en transportant des litres d'eau. Cette nécessité a entraîné une adaptation de leur méthode de transport leur permettant d'atteindre une meilleure efficacité. Par exemple, des études sur les femmes africaines de la tribu Luo (Maloiy et al., 1986 ; Helgund et al., 1995) ont montré qu'elles étaient capables de transporter sur leur tête des charges pouvant peser jusqu'à 20 % de leur masse corporelle, sans pour autant augmenter leur travail mécanique total comparé aux déplacements effectués sans charge. Pour des charges plus lourdes (30 et 40% de la masse corporelle), ils ont montré que le travail mécanique total augmentait de 10% et 20%, respectivement. Aussi, les auteurs mettent en avant que les femmes africaines de la tribu Luo conservent mieux l'énergie mécanique que les sujets non-entraînés. Cette économie de mouvement des femmes africaines est le résultat d'une plus grande conservation de l'énergie mécanique externe ; résultant d'un meilleur transfert d'énergie entre l'énergie potentielle de pesanteur et l'énergie cinétique du centre de masse, comme cela est le cas pour un pendule.

Une autre étude s'est intéressée aux porteurs Népalais. Ces individus qui doivent transporter de très lourdes charges, là où les routes n'existent pas dans les montagnes de l'Everest, sont connus pour leurs capacités physiques hors normes. Ils sont capables de transporter des charges pouvant peser plus de 125% de leur masse corporelle sur des distances d'environ 100 km (en 7-9 jours) sur un dénivelé positif supérieur à 8000 m et un dénivelé négatif avoisinant les 6300 m (Bastien et al., 2016). Bastien et al. (2016) ont montré que leurs performances n'étaient pas liées à une meilleure économie dans le déplacement de leur CoM, ou du déplacement de leurs segments corporels, mais plutôt à leur capacité à marcher lentement avec des charges lourdes. Les auteurs supposent que cette capacité vient du fait que les porteurs népalais ont développé une aptitude à minimiser les co-contractions pour réduire le coût métabolique, qu'ils ont pu développer lors de leurs entraînements à haute altitude.

#### *1.1.2.2. Approche militaire*

Lors de leurs diverses missions, les soldats doivent fréquemment transporter du matériel lourd et encombrant, ce qui est susceptible d'influencer fortement leur locomotion et leurs performances lors de longues marches. C'est pourquoi, le transport d'équipements chez les militaires est au cœur de nombreuses études. Par exemple,

Lindner et al. (2012) se sont intéressés aux effets de la masse et de la localisation de ces équipements sur l'activité musculaire des membres inférieurs chez les soldats. Cette étude montre que le port d'un sac à dos de 15 kg augmente de 75 % l'activité musculaire (muscles quadriceps, tibial antérieur, fibulaires, gastrocnémiens et biceps fémoral) par rapport aux sujets se déplaçant sans sac à dos. Les équipements plus légers comme le casque ou l'arme ont un impact moins important sur l'activité musculaire des membres inférieurs. La façon de porter l'arme (devant le tronc ou en bandoulière sur l'épaule droite) semble en revanche peu affecter l'activité musculaire.

Grenier et al. (2012a) font quant à eux varier la charge des équipements militaires de 0 à 46 % de la masse corporelle. Ils observent une altération des paramètres spatio-temporels de la marche et une augmentation croissante du travail externe des sujets, parallèlement à l'augmentation de la masse transportée. Cependant le pourcentage d'énergie restituée n'évolue pas.

Krupenevich et al. (2015) proposent pour leur part une étude qui compare la locomotion des hommes et des femmes portant un sac à dos. La charge transportée était de 22kg et les sujets devaient se déplacer à une vitesse imposée de  $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Les auteurs se sont intéressés à la longueur de foulée, au moment musculaire de la hanche (extenseur), du genou (extenseur) et de la cheville (flexion plantaire). Aucune différence significative entre les hommes et les femmes n'a été trouvée dans ces mesures. Ces résultats suggèrent que les femmes n'adaptent pas leur marche à leur plus petite stature et à leur force, qui est généralement moins importante par rapport à celle déployée par les hommes. Ceci pourrait expliquer un taux plus élevé de blessures observé chez les recrues militaires.

### *1.1.2.3. Approche sportive*

Dans de nombreux sports (e.g. rugby, CrossFit, sports de combat, etc.), la performance sportive se traduit de plus en plus par la capacité à se mouvoir efficacement et rapidement, tout en faisant intervenir des charges ou adversaires de plus en plus lourds. Cette performance nécessite une augmentation de force musculaire, mais également une meilleure technicité du mouvement pour aller vers son optimisation, afin de développer une puissance plus importante. L'haltérophilie en est un bon exemple. Une étude descriptive sur ce sport met en avant l'amélioration au cours des vingt dernières

années, des aptitudes physiques mais aussi des techniques que les athlètes féminines participant au championnat du monde utilisent (Akkus, 2012). L'amélioration de la performance sportive serait due à un changement de technique lors du geste sportif, qui se traduirait par un déplacement optimisé de la charge. Ceci permettrait à l'athlète de déplacer des charges plus lourdes que lors des compétitions précédentes. D'autres études se sont intéressées au CrossFit. Ce type d'entraînement est un mode de préparation physique basé sur des intervalles à haute-intensité et des ports de charges. Ces études ont analysé les effets de ces exercices sur le risque de blessures (Mehrab et al., 2017 ; Feito et al., 2018), mais ne se sont pas intéressées aux mécanismes mis en place pour transporter les charges.

### *1.1.2.4. Approche clinique*

Les études précédemment citées ont montré les capacités de l'individu à mobiliser des charges qui sont externes à son corps (sac à dos, jarres remplies d'eau, poids de fontes, etc.). Dans cette sous-partie nous présentons le transport de charges internes à l'individu. Par exemple, lorsqu'une femme est enceinte, son corps se modifie et s'adapte à la mobilisation d'une masse supplémentaire. Certains auteurs se sont donc intéressés à la compréhension des impacts de la grossesse sur la cinématique de la marche. Krkeljas et Moss (2018) ont par exemple observé une augmentation de l'énergie dépensée et une déviation médio-latérale du CoM durant la marche chez les femmes enceintes.

Galli et al. (2015) se sont quant à eux intéressés aux effets de l'obésité sur le pattern de marche chez des individus jeunes souffrants du syndrome de Down. Ils mettent en avant une augmentation de la raideur de la cheville et des compensations au niveau du bassin et des articulations des membres inférieurs chez les personnes qui sont obèses. Ces résultats montrent donc que les sujets qui ont une masse plus importante ont des paramètres locomoteurs modifiés. Une rééducation adéquate doit alors leur être proposée.

### *1.1.2.5. Approche ergonomique*

Nombreux sont les accidents du travail ou les accidents domestiques liés à une mauvaise manutention des charges. De ce fait, de nombreuses études se sont intéressées

à la façon d'optimiser la posture et l'efficacité du port de charges dans les tâches quotidiennes effectuées par les individus, aussi bien en travail posté ou à leur domicile. Par exemple, Hegewald et al. (2018) ont fait une revue de la littérature s'intéressant aux études utilisant des aides techniques pour le transfert et la manutention des patients lors des soins. Les différentes études mettent en avant que ces aides-techniques peuvent prévenir les blessures musculo-squelettiques des soignants lors des manutentions.

D'autres études se sont intéressées au port du sac à dos chez l'enfant et le jeune adulte. Par exemple, Dahl et al. (2016) ont étudié la distribution de la charge et les changements posturaux qui en résultent lors du port d'un sac à dos traditionnel et d'un sac à dos conçu par des ergonomes. Ces auteurs ont montré que le sac à dos conçu par les ergonomes permettait une posture du tronc plus droite et une diminution de l'hyper-extension du rachis cervical, tout en permettant une démarche plus proche de celle réalisée sans sac à dos.

#### *1.1.2.6. Etude sur l'animal*

Pour survivre, les animaux sont souvent amenés à se déplacer avec des charges externes (e.g. transport de nourriture, de congénères, de matériaux pour la construction d'un abri ou d'un nid, d'outils, etc.) ou à se mouvoir malgré des variations importantes de leurs masses corporelles (e.g. hibernation). Jagnandan et Higham (2018) ont réalisé une revue de littérature qui s'intéresse à la façon dont la locomotion est affectée par des rapides changements de masse chez les vertébrés terrestres. Un des exemples cités est celui des lézards qui ont la capacité à s'amputer eux-mêmes de leur queue et qui, de ce fait, sont sujets à des variations rapides de masse. Anderson et al. (2012) ont montré l'incroyable adaptation de ces animaux au gain ou à la perte de masse aussi bien au niveau de la force musculaire, la posture, l'agilité ou la stabilité.

## **1.2. Problématique de la thèse**

Dans les sous-parties précédentes nous avons proposé une revue non-exhaustive des analyses existantes concernant la marche et le transport de charges. Cependant, il n'y a à ce jour aucune étude qui a été consacrée à la locomotion d'un groupe d'individus transportant une charge ensemble. Cette thèse comble cette lacune puisqu'elle propose, à

travers plusieurs protocoles expérimentaux, une analyse du pattern locomoteur et des efforts musculaires des membres supérieurs d'individus transportant une charge à deux. Pour construire nos expériences, nous nous sommes basés sur des modélisations et des méthodes d'analyses précédemment décrites et largement utilisées pour les tâches individuelles.

Lorsqu'il est impossible de réaliser une tâche de transport de charges seul, la collaboration avec un tiers s'avère indispensable. Puisque cette tâche s'avère bien souvent incontournable dans le quotidien de tout-un-chacun, le but de notre protocole expérimental était de comprendre les mouvements de plusieurs individus qui transportent un objet ensemble. Pour cela, nous nous sommes posés les questions suivantes :

- Le transport de charges réalisé par deux individus est-il économe ?
- Si le transport de charges à deux est économe, jusqu'à quel point l'est-il ?
- Quels sont les mécanismes (efforts musculaires, coordination, etc.) mis en place lorsque deux individus collaborent ?

C'est donc pour construire un protocole fiable, qui permettrait de répondre à ces questions, que nous avons dans un premier temps réalisé des expériences préliminaires. Le but était de choisir une situation de laboratoire proche de celle que l'on trouverait dans une tâche de la vie quotidienne (par exemple lorsque l'on déménage, lorsque l'on réalise une séance de sport, etc.). Face à cela, nous avons réfléchi à la façon de porter l'objet, au sens de déplacement des sujets et à leur positionnement l'un par rapport à l'autre. Puis, nous avons cherché, sur base du transport individuel, la localisation la plus pertinente de la charge à transporter, mais aussi la valeur de la masse des charges qu'il serait intéressant d'investiguer. Les décisions furent également dépendantes de nos contraintes expérimentales (taille de la zone d'enregistrement, matériel à disposition, etc.), afin de pouvoir garantir une analyse cinématique rigoureuse et précise.

Lorsque notre protocole fut construit, une analyse des comportements individuels des sujets participant au transport collectif d'un objet a été réalisée (cf. étude 1). Nous nous sommes ensuite intéressés à l'étude du système composé des deux individus et de la charge qu'ils transportent (cf. étude 2). Des variations dans le protocole expérimental ont également permis d'observer les évolutions des comportements liés à i) l'ajout d'une tâche attentionnelle et concomitante au déplacement de l'objet (cf. étude 3) ii) l'augmentation de la masse transportée (cf. étude 4). Enfin, ces protocoles expérimentaux

ont été partiellement reproduits avec des personnes atteintes de déficience intellectuelle, dans le but de proposer aux thérapeutes un nouvel exercice de rééducation (cf. étude 5).

Pour finir, il est important de noter que l'avancée de la technologie permet également de répondre à la problématique initialement posée : « Comment transporter un objet que l'on ne peut pas ou difficilement déplacer seul ? ». C'est par exemple le cas grâce à une collaboration Homme-robots. Notons que ce sont aussi les études existantes dans le domaine de la robotique qui ont inspiré nos recherches. La collaboration Homme-robots (c.-à-d. Collaborative Robots, « Cobots ») a commencé à être décrite à la fin des années 90 par Peshkin et Colgate (1999). Toutefois cette dernière étude se limitait à une collaboration entre un homme et un robot développée à des fins industrielles. Plus récemment, une étude de la collaboration entre un robot humanoïde et un humain a été présentée par Agravante et al. (2016). Ces auteurs ont proposé l'adaptation de Cobot au transport d'objets volumineux et/ou lourds. Pour ce faire, des modèles prédictifs ont été mis en place et permettent aujourd'hui de simuler des déplacements de robots humanoïdes, ainsi que des collaborations Homme-robot. Cependant ces analyses doivent être complétées. Les recherches menées sur la robotique étant à ce jour onéreuses et complexes, des expériences faisant intervenir des humains pourrait permettre de faciliter l'avancée des recherches dans cette discipline. Les valeurs obtenues sur des groupes d'individus humains seraient ainsi un bon moyen de renforcer ces modèles prédictifs et donc de perfectionner la collaboration Homme-robot. Nous nous sommes alors trouvés face à un questionnement qui pourrait permettre de comprendre certains mécanismes du transport collectif de charges dans le domaine des sciences du mouvement humain, mais également dans le domaine de la robotique.

## 2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

### 2.1 Population et protocole

#### 2.1.1 Population étudiée

Dans ce travail nous avons analysé vingt et un sujets sains, ainsi que deux sujets atteints de déficience intellectuelle, en respectant les critères d'inclusions et d'exclusions ci-dessous (Tab. 2.1 et 2.2 respectivement).

TABLE 2.1 - Critères d'inclusions et d'exclusions respectés lors de l'analyse des sujets sains.

Critères d'inclusions	Critères d'exclusions
Sujets sains	Déficit visuel non-corrigé
Age > 18 ans et < 60 ans	Dysfonctionnement de l'appareil locomoteur
Sujets consentants et éclairés	Pathologies orthopédiques
Sexe masculin	Pathologies vestibulaires
	Pathologies neurologiques
	Pathologies psychiatriques ou démences
	Activité physique intensive (e.g. sportifs de haut-niveau, etc.)

TABLE 2.2 - Critères d'inclusions et d'exclusions respectés lors des expériences menées sur sujets atteints de déficience intellectuelle.

Critères d'inclusions	Critères d'exclusions
Sujets polyhandicapés et cérébrolésés	Déficit visuel non-corrigé
Age > 18 ans et < 60 ans	Trouble oppositionnel avec provocation ou assimilés
Sujets et tuteurs consentants et éclairés	Limitations articulaires
Sexe masculin	Douleurs
Aptitude à comprendre une consigne simple	
Aptitude à se déplacer seul	
Bilans GMFCS et SMAF réalisés	

Avant la séance, chaque sujet a été informé du but de l'étude, de sa durée et des tests auxquels il allait être soumis. Il était libre de participer ou non à l'étude et de s'en



retirer à tout moment. Il a été demandé à chacun de lire et de signer un formulaire de consentement. Toute personne dont l'image fixe ou en mouvement a été enregistrée a signé un formulaire qui autorise l'utilisation de celle-ci. Ainsi, le travail a pu se dérouler dans le respect et la sécurité du sujet tout en conservant la confidentialité des données. Les recherches menées dans cette thèse étaient toutes non-invasives et exigeaient une sollicitation physique et mentale ne dépassant pas celle nécessaire à l'accomplissement des activités de la vie quotidienne, en accord avec la définition d'une étude non-interventionnelle proposée par le comité bio-éthique du CNRS. Les différentes activités réalisées par les sujets ont été : marcher seul, transporter à deux sur quelques mètres une charge dont l'intensité pouvait varier de  $\pm 10, 20, 30$  et  $40\%$  du poids du corps, transporter une charge légère en réalisant en même temps une tâche nécessitant de l'attention et de la précision.

### 2.1.2 Protocole expérimental

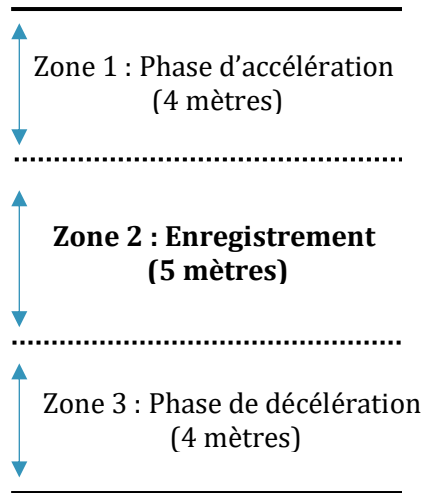
Les expériences ont été réalisées au sein de la salle d'analyse du mouvement partagée par l'Université Paul Sabatier et le CREPS de Toulouse. Les sujets ont été appariés par taille et poids afin d'éliminer les disparités entre les individus au sein d'une dyade.

L'étude a été réalisée exclusivement sur des sujets masculins car le nombre de sujets féminins se portant volontaire n'était pas suffisant pour proposer une analyse statistique correcte. Les refus ont souvent été expliqués par le fait qu'elles ne souhaitent pas se montrer dévêtues devant un expérimentateur masculin.

Lors de leur arrivée, la lecture et la signature des formulaires ont été réalisés, puis les sujets ont été équipés, mesurés et pesés.

Les figures 2.1 et 2.2 décrivent les différentes conditions expérimentales mises en place, respectivement pour les sujets sains et atteints de déficience intellectuelle.

(A)



### Condition 1

- Marche
- Pas d'objet à transporter
- Vitesse spontanée
- 1 Essai\*

### Condition 2

- Transport collectif de charges
- **Objet I** pesant 13,41 kg
- Vitesse spontanée
- 3 Essais

### Condition 3

- Transport collectif de charges + seconde tâche
- **Objet I** pesant 13,41 kg
- Vitesse spontanée
- 1 Essai\*

### Condition 4

- Transport collectif de charges
- **Objet II** dont la masse était modifiée pour chaque essai
- Vitesse spontanée
- 1 Essai 20%, 1 essai 30% et 1 essai 40% de la masse totale des deux sujets

Ordre des essais 1 à 3 randomisé

\* Des essais supplémentaires ont été réalisés avec des vitesses imposées différentes (60, 80, 100, 120 et 140 % de la vitesse spontanée). Ces essais ne seront pas traités dans cette thèse.

(B)



Objet I construit en bois avec poignées et base en aluminium, dont le tout mesure 1,16x0,40x0,28m (L x l x h).

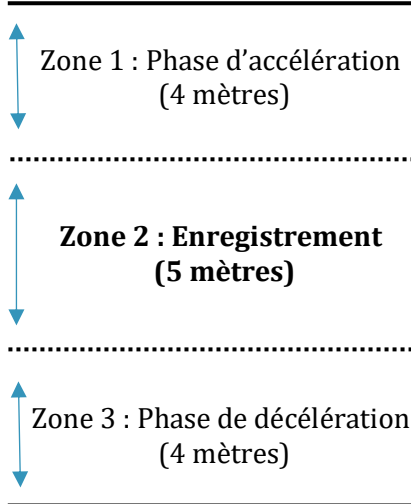
(C)



Objet II pouvant accueillir des disques de fonte (avec poignées, tige centrale et base en aluminium) dont le tout mesure 1,16x0,45x0,37m (L x l x h).

FIGURE 2.1 – (A) Protocole expérimental réalisé chez les sujets sains. (B) Objet à transporter lors des conditions 2 et 3. (C) Objet à transporter lors de la condition 4.

(A)



### Condition 1

- Marche seul
- Pas d'objet à transporter
- Vitesse spontanée
- Essai 1: Sujet cérébrolésé
- Essai 2: Sujet polyhandicapé
- Essai 3: Sujet sain

Ordre des essais 1 à 3 randomisé

### Condition 2

- Transport collectif de charges
- **Objet I** pesant 13,41 kg
- Vitesse spontanée
- Essai 1: Sujet polyhandicapé et sujet cérébrolésé appariés
- Essai 2: Sujet cérébrolésé et sujet sain appariés
- Essai 3: Sujet polyhandicapé et sujet sain appariés

Ordre des essais 1 à 3 randomisé

(B)



Objet I construit en bois avec poignées et base en aluminium, dont le tout mesure 1,16x0,40x0,28m (L x l x h).

FIGURE 2.2 – (A) Protocole expérimental réalisé chez les sujets souffrants de déficience intellectuelle. (B) Objet à transporter lors de la condition 2.

Pour l'ensemble des conditions testées, il a été demandé aux sujets de ne pas communiquer entre eux. De plus, afin d'éviter toute communication non-verbale liée aux expressions du visage, les sujets portaient un masque pendant les expériences (Fig. 2.1 & 2.2). Ceci permettait de considérer ensuite que seules les informations proprioceptives et visuelles pouvaient expliquer les comportements observés. Il a alors été déclaré aux sujets : « Vous devrez vous déplacer/transporter l'objet/transporter l'objet en gardant la bille au centre de la cible, à la vitesse de marche qui vous est confortable et naturelle, du point A au point B. La communication avec votre binôme est interdite durant l'ensemble des expériences. ». L'objet à transporter était réalisé en bois et en aluminium et pouvait donc être considéré comme rigide et indéformable. Dans les conditions 2 et 3, l'objet a été construit afin que la masse de la charge qu'il représente soit faible (environ 10% du poids corporel moyen des deux sujets), et aussi afin qu'il puisse accueillir un plateau pour réaliser la tâche secondaire de précision. Un second objet, réalisé exclusivement en aluminium et respectant les mêmes dimensions en largeur que le premier objet, a été créé pour la condition 4 dans laquelle on fait varier la masse de la charge transportée par ajout de disques de fonte. La main qui portait l'objet était positionnée en pronation pour l'ensemble des groupes et des conditions expérimentales.

### 2.1.3 Acquisition des données

Lors de la réalisation de l'expérience par les sujets, l'acquisition de données cinématiques et cinétiques a pu être réalisée grâce au système optoélectronique Vicon® (Oxford), à des marqueurs réfléchissants et à des capteurs de forces et moments six composantes (Sensix®).

Le système Vicon® (Fig. 2.3) est un outil d'analyse du mouvement en trois dimensions (3D) qui, à partir de caméras émettrices-réceptrices, capte le déplacement dans l'espace de marqueurs réfléchissants placés sur la peau des sujets. L'analyse de la marche instrumentée en 3D fournit des résultats complets sur la marche normale et pathologique (Cimolin et Galli, 2014). Le système Vicon® permettra ici d'acquérir le déplacement des marqueurs dans l'espace du laboratoire au cours du temps avec une fréquence d'acquisition de 200Hz. La salle d'analyse du mouvement du CREPS est équipée de 13 caméras : onze MX3 et deux TS40.

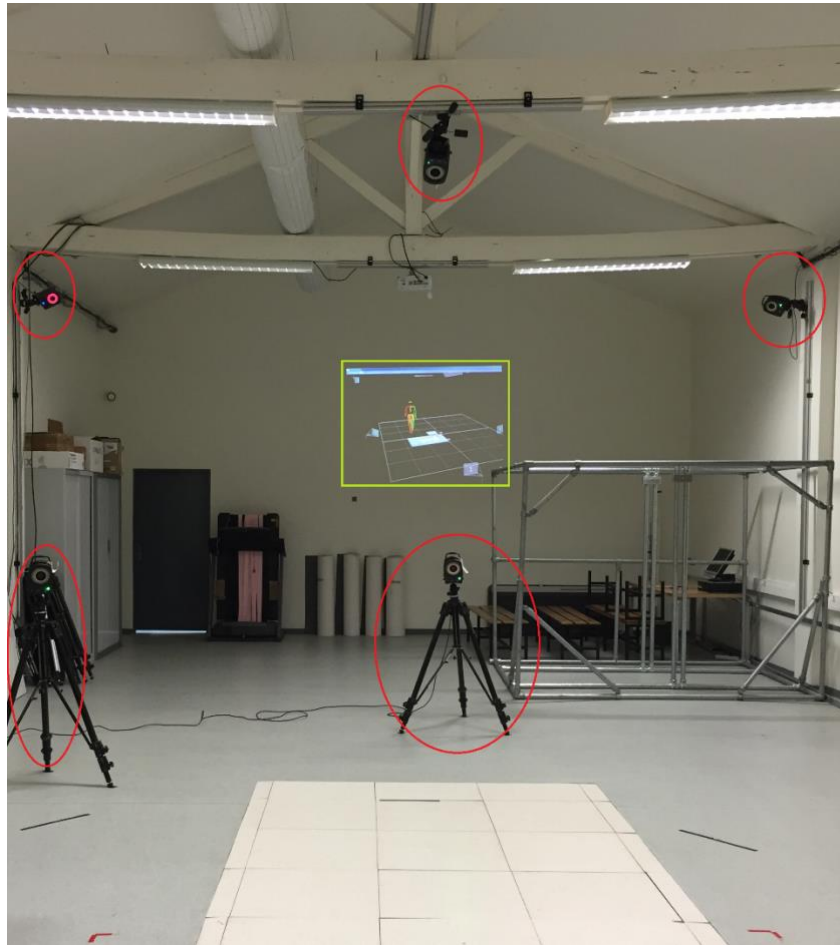


FIGURE 2.3 - Système d'analyse du mouvement installé au CREPS de Toulouse : caméras Vicon® (entourées en rouge) et image générée par le logiciel Vicon Nexus® (encadrée en vert) projetée en fond de salle.

La position des caméras dans la pièce définit un volume utile pour mesurer les mouvements à étudier durant les expériences. Ce volume doit être calibré pour pouvoir reconstruire les trajectoires des marqueurs. Ce calibrage renseigne le système sur les positions relatives de chaque caméra et permet de définir un repère commun. Avant chaque enregistrement, nous avons donc calibré le système. Celui-ci consiste dans un premier temps à poser un masque à l'aide du logiciel Vicon Nexus® sur les éléments réagissant aux infra-rouges et repérés par les caméras, lorsque leur enregistrement n'est pas nécessaire à l'expérience. Ensuite, nous devons mouvoir une tige de calibrage dans le champ des caméras pour ajuster le modèle des caméras à l'espace de travail. Celle-ci est composée d'une tige rigide, d'une équerre et de plusieurs marqueurs. Nous terminons enfin par une phase de calibrage statique, qui consiste à placer la tige de calibration dans le champ des caméras, afin de définir les axes du repère global lié au laboratoire, repère dans lequel les coordonnées des marqueurs sont calculées. L'interface du logiciel Vicon

Nexus<sup>®</sup> donne un indice de calibration afin que l'on puisse juger de la qualité de la calibration. Si l'erreur est supérieure à la valeur 0,15 pour l'une des caméras, un nouveau calibrage est nécessaire. Cette procédure augmente la précision des calculs de reconstruction tridimensionnelle lors de l'enregistrement des données.

Une fois l'acquisition réalisée, des algorithmes de reconstruction sur le logiciel Vicon Nexus<sup>®</sup> 1.8.5 permettent d'identifier un même marqueur vu par au moins deux caméras et d'en déduire sa position tridimensionnelle dans l'espace. Cette méthode nécessite cependant également une reconstruction manuelle fastidieuse lors des pertes de marqueurs par le système ou lors des erreurs de trajectoires proposées par les algorithmes. Les images seront vérifiées une à une pour assurer une bonne fiabilité des trajectoires des déplacements des marqueurs dans l'espace.

L'enregistrement du déplacement des sujets et de leurs segments corporels est rendu possible grâce à l'utilisation de marqueurs réfléchissants. Ces marqueurs mesurent 14 mm et sont positionnés sur les repères osseux et l'ombilique des sujets (Fig 2.4) en accord avec le placement proposé par la société internationale de biomécanique (ISB) et publié par Wu et al. (2002, 2005).

Les marqueurs sont fixés à l'aide de scotch double face hypo-allergénique de faible épaisseur. La salle est maintenue à une température de 24°C afin que les sujets puissent être dévêtus et que la calibration des caméras ne soit pas affectée par les variations de température.

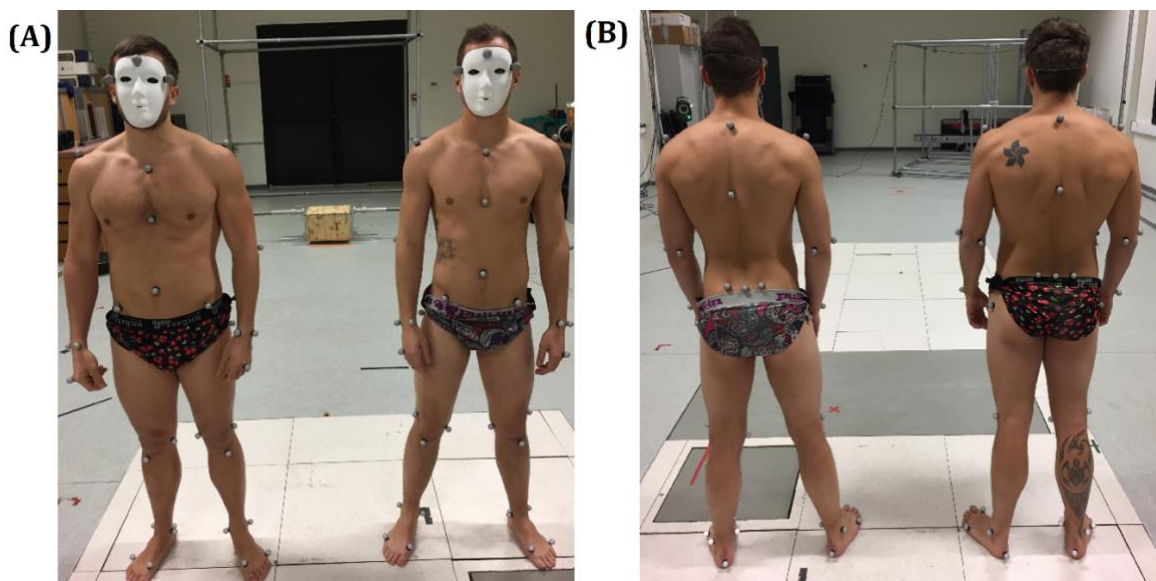


FIGURE 2.4 - Vue (A) de face et (B) de dos d'une dyade de sujet équipée (marqueurs réfléchissants et masque).

## 2.2. Modélisations et méthodes de calcul utilisées durant la thèse.

### 2.2.1. Modélisation du PAM

#### 2.2.1.1 Détermination des segments

Les segments sont considérés indéformables et reliés les uns aux autres par des liaisons parfaites de différents degrés de liberté (ddl) selon l'articulation. En mécanique, une liaison est décrite comme parfaite, lorsque la puissance dissipée par cette liaison est nulle, c'est-à-dire lorsque le contact se fait sans frottement. En réalité, il s'agit d'une approximation théorique qui est faite pour simplifier les calculs réalisés plus loin.

La détermination des segments corporels est rendue possible grâce à l'utilisation des marqueurs réfléchissants précédemment décrits (Fig. 2.5).

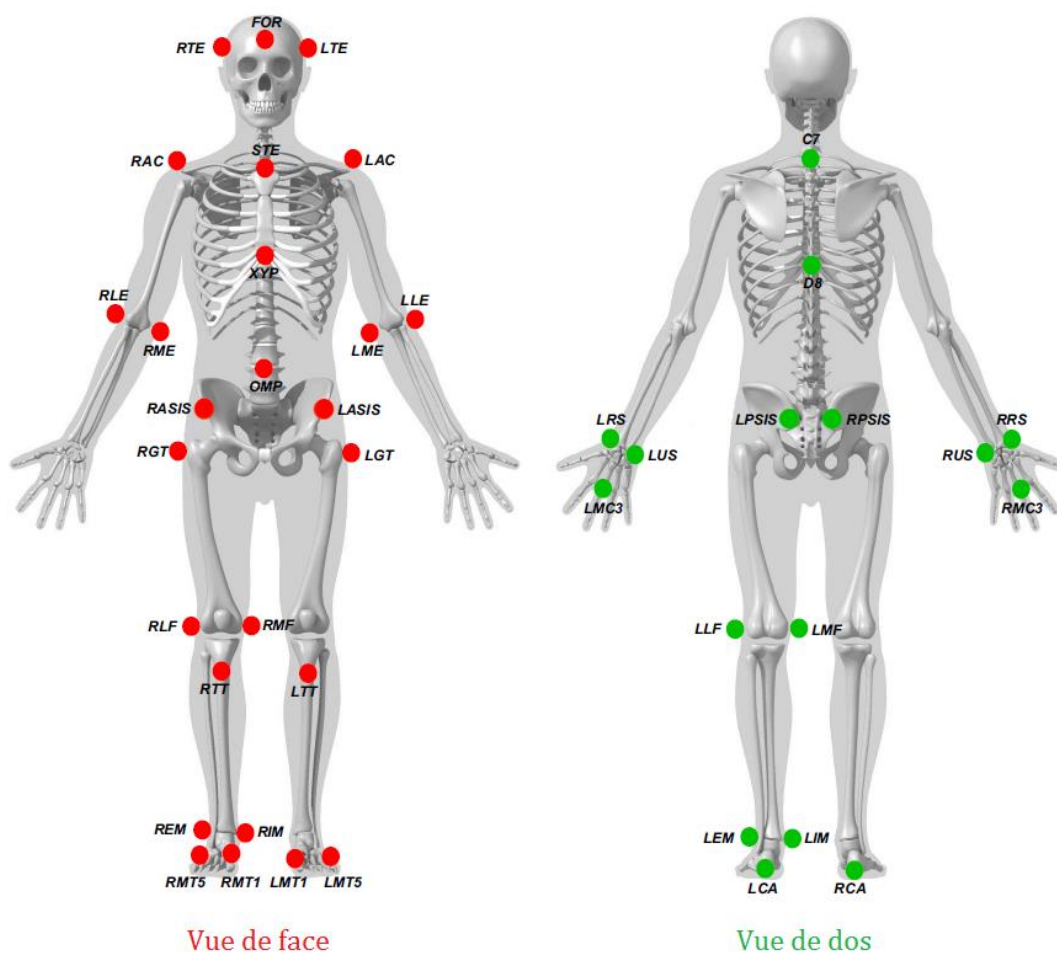


FIGURE 2.5 - Placement des marqueurs réfléchissants en fonction de la position anatomique de référence selon les recommandations de Wu et al. (2002 ; 2005).

La délimitation des segments par les marqueurs est décrite dans le tableau 2.3 ci-dessous.

Dans le modèle PAM que nous utilisons, le corps est divisé en seize segments de la façon suivante : tête, rachis dorsal, rachis lombaire, bassin, bras droit et gauche, avant-bras droit et gauche, mains droite et gauche, cuisses droite et gauche, jambes droite et gauche, ainsi que pieds droit et gauche. Les marqueurs sont représentés sur la figure 2.5, en rouge pour la vue de face, en vert pour la vue de dos. Les marqueurs de la tête (c.-à-d. FOR, RTE et LTE) étaient fixés sur le masque du sujet. Il a été vérifié que les mouvements du sujet n'entraînaient pas de mouvement du masque par rapport au visage.

TABLE 2.3 - Détermination des segments corporels par les marqueurs réfléchissants suivant les recommandations de Wu et al. (2002 ; 2005).

Segments	Marqueurs
Tête	FOR – RTE – LTE
Rachis dorsal	STE – C7 – D8 – XYP
Rachis lombaire	D8 – XYP – OMP
Bassin	RASIS – LASIS – LPSIS – RPSIS
Bras	RAC – RLE – RME (Droit) ou LAC – LME – LLE (Gauche)
Avant-bras	RLE – RME – RRS – RLS (Droit) ou LLE – LME – LRS – LLS (Gauche)
Mains	RRS – RLS – RMC3 (Droite) ou LRS – LLS – LMC3 (Gauche)
Cuisses	RGT – RMF – RLF (Droite) ou LGT – LMF – LLF (Gauche)
Jambes	RMF – RLF – RIM – REM (Droite) ou LMF – LLF – LIM – LEM (Gauche)
Pieds	RMT1 – RMT5 – RCA (Droit) ou LMT1 – LMT5 – LCA (Gauche)

### 2.2.1.2. Caractéristiques inertielles d'un segment

Les caractéristiques inertielles principales d'un segment les plus souvent utilisées dans la littérature sont : sa masse  $m_i$ , la position de son centre de gravité ( $G_i$ ) par rapport à l'origine du segment et sa matrice d'inertie exprimée au centre de gravité (Begon & Lacouture, 2005). L'utilisation de ces données nous permettra de pouvoir déterminer le centre de gravité global du système à chaque instant, mais également de déterminer les caractéristiques dynamiques de chaque segment au cours du temps. Ces caractéristiques dynamiques nous permettront d'estimer les actions mécaniques résultantes tout au long



du cycle de marche. Le centre de gravité de l'ensemble du corps de masse  $m$ , sera noté  $G$  et déterminé comme suit :

$$\overrightarrow{OG} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^n m_i \overrightarrow{OG}_i \quad (2.1)$$

Avec  $O$  l'origine du repère global dans le référentiel Galiléen.

Les deux méthodes les plus utilisées pour déterminer les caractéristiques inertielles d'un individu sont les méthodes géométrique et proportionnelle (Begon & Lacouture, 2005). Dans la littérature, les modèles décrivent le corps humain comme une chaîne arborescente de 15 (Hanavan, 1964), 16 (Jensen, 1978) ou 17 (Hatze, 1979) formes irrégulières poly-articulées.

La méthode anthropométrique géométrique considère le corps comme un ensemble de volumes poly-articulés représentés par des formes simples. Elle nécessite de faire des mesures anthropométriques souvent fastidieuses et nombreuses (e.g. 246 relevés anthropométriques pour le modèle proposé par Hatze en 1979), complétées par des photographies (face et profil).

La méthode anthropométrique proportionnelle a été proposée dans les années 50 par Dempster (1955). Celui-ci a utilisé des cadavres pour extraire les données anthropométriques. Cette méthode utilise des équations de régression le plus souvent à une seule variable (c.-à-d. soit la masse totale du corps pour le calcul de la masse des segments, soit la longueur des segments pour le calcul de la position des centres de gravité des segments et de leur rayon de giration). Le modèle proposé par Zatsiorsky et Seluyanov (1983) utilise quant à lui les deux variables (masse et taille de l'individu) dans une même équation. Certains auteurs rajoutent également d'autres paramètres comme la circonférence ou la largeur et l'épaisseur des segments (McConville & Churchill, 1980). Dans la méthode proportionnelle les paramètres inertiels sont le plus souvent fonction de la population étudiée et du genre des sujets.

En 1996, De Leva a proposé une adaptation de la table de Zatsiorsky & Seluyanov (1983). Cette dernière utilisant la crête iliaque pour définir l'extrémité proximale de la cuisse, le choix de l'extrémité pouvait entraîner une variation de la longueur de jambe au cours du mouvement. Les corrections sur le placement des marqueurs proposés par De Leva permettent d'utiliser des calculs plus fiables et en adéquation avec les équations de la mécanique des solides indéformables. Dans la table proposée par de Leva, les masses des segments sont calculées en fonction des masses corporelles. La position du centre de

masse des segments est estimée à partir de leur longueur et des origines proximales et crânielles. Les rayons de giration sont déterminés en fonction de la longueur des segments.

Les limites de cette méthode apparaissent notamment dans l'hypothèse sous-jacente selon laquelle tous les individus ont la même forme : seules la taille et la masse globale des individus sont prises en compte. De plus, les tables anthropométriques considèrent les segments des individus comme des solides rigides indéformables et ne considèrent par conséquent pas la déformation des tissus mous (c.-à-d. les tissus musculaires, adipeux, viscéraux, etc.). Le placement des marqueurs sur les repères osseux réduit en partie ce biais mais peut également être à l'origine d'artefacts. Ces artefacts peuvent être limités par l'utilisation de filtres lissants. Dans notre étude, les profils cinématiques et dynamiques ont été filtrés avec un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 4. Pour les données cinématiques, la fréquence de coupure a été fixée à 5 Hz. Pour les données d'enregistrement de forces et de moments, elle a été fixée à 10 Hz. Les procédures de filtrage ont été appliquées dans les sens aller et retour afin d'éviter l'apparition, sur les signaux lissés, d'hystérésis ou de déphasage temporel (Winter, 1990).

#### *2.2.1.3. Centres articulaires et méthode SCoRE (Symmetrical Center of Rotation Estimation)*

Dans ce travail, la détermination des centres articulaires et des matrices de rotation a été réalisée à partir de méthodes développées ou présentées dans d'autres travaux, qui ont donné lieu à des publications (Wu & Cavanagh, 1995 ; Wu et al., 2002 ; 2005 ; Ehrig et al., 2006 ; Monnet et al., 2007 ; Villeger, 2014).

Lorsque l'individu est modélisé comme un système poly-articulé, l'étude dynamique des différents segments nécessite l'estimation des centres articulaires et des liaisons inter-segmentaires. Il existe des liaisons à un ou plusieurs degrés de liberté. Dans le cas des liaisons à un ou deux degrés de liberté, les systèmes d'analyses optoélectroniques permettent une estimation précise et aisée des centres articulaires. Toutefois, cette technique nécessite un placement rigoureux des marqueurs sur les repères osseux. Par exemple, le centre articulaire du genou est déterminé comme le milieu des marqueurs réfléchissants positionnés sur les condyles fémoraux latéral et médial (Fig. 2.6). C'est également le cas pour le poignet, le coude et la cheville.

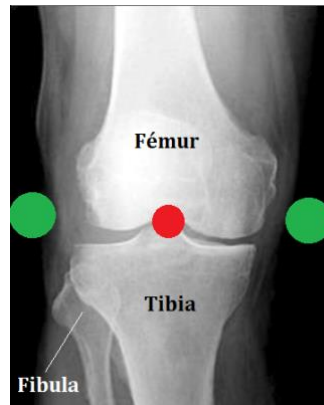


FIGURE 2.6 - Localisation du centre artulaire du genou (rond rouge) déterminé à partir des marqueurs réfléchissants (ronds vert). Radiographie adaptée de Moon et al. (2015).

Cependant, pour des liaisons à trois degrés de liberté, il est difficile de déterminer le centre artulaire uniquement à partir du placement des marqueurs réfléchissants. C'est le cas pour l'épaule et la hanche.

La méthode Symmetrical Center of Rotation Estimation (SCoRE) a été proposée initialement pour les liaisons rotules, mais elle a également été validée par Ehrig et al. (2006) pour la hanche. Cette méthode permet l'estimation des centres articulaires en déterminant un point fixe de l'articulation appartenant aux deux segments reliés par cette articulation. Ce point fixe est défini comme le centre fonctionnel de l'articulation. Le mouvement de ce point est fixe dans le repère non Galiléen  $R^*$  de chaque segment adjacent à l'articulation. Par exemple, pour l'épaule on cherche un point fixe dans le repère de l'humérus et un autre dans le repère du tronc. Pour ce faire l'assignation d'un repère orthonormé à chaque segment est nécessaire. Dans notre travail les repères locaux, tout comme le placement des marqueurs sur les segments, sont réalisés selon les recommandations de la société internationale de biomécanique (ISB) publiées par Wu et al. (2002, 2005). Les axes X, Y et Z sont déterminés en accord avec les axes de référence décrits à la partie 1.1.1.2. Un exemple de construction des repères associés aux membres inférieurs est proposé en annexes.

Après détermination des segments corporels nous pouvons appliquer l'hypothèse de la méthode SCoRE. Cette hypothèse stipule qu'à chaque instant, un seul et même point de contact existe entre le segment distal et le segment proximal.

Les méthodes de calcul permettant la détermination de la position du centre fonctionnel dans les repères des segments sus et sous-jacents sont présentées en annexes. Le calcul

doit être effectué sur les données d'une acquisition cinématique (par exemple enregistrées grâce au système Vicon®) de plusieurs mouvements de la jambe. Dans notre travail nous avons réalisé quatre fois chaque mouvement (flexion-extension, adduction-abduction et rotation interne-externe), de chaque côté (droite, gauche) et pour chaque articulation concernée (hanche, épaule).

Pour la hanche par exemple, on peut déterminer le centre fonctionnel de cette articulation  $O_h$  pour n'importe quel mouvement car nous avons sa position dans les deux repères. Après la définition de  $O_h$  par la méthode SCoRE, les repères locaux des cuisses sont redéfinis en remplaçant le marqueur du grand trochanter par le centre fonctionnel de la hanche. La même méthodologie est appliquée à l'épaule.

A partir de cette méthode, la position du centre de rotation de la hanche peut être déterminé à 1.2 mm près (Ehrig et al., 2006). Concernant l'épaule, il peut être déterminé à 3 mm près (Monnet et al., 2007).

#### *2.2.1.4. Angles articulaires*

Une estimation précise et reproductible des centres articulaires permet de calculer plus précisément l'orientation des segments dans l'espace et donc de préciser les angles articulaires tridimensionnels pour chaque individu et pour chaque dyade analysée. Nous avons suivi les recommandations de Wu et al. (2002, 2005) pour déterminer ces angles. Ces auteurs utilisent la méthode de trois rotations élémentaires successives autour d'axes mobiles. Dans le cas de la marche normale, les mouvements sont, par ordre d'importance, la flexion-extension, l'adduction-abduction et la rotation interne-externe, qui se réalisent respectivement autour des axes X (médio-latéral), Y (antéro-postérieur) et Z (vertical). La séquence de rotation peut donc être XY'Z''.

La valeur de ces angles tridimensionnels correspond à l'orientation du segment dans un repère donné. Dans cette étude, nous avons cherché à exprimer l'orientation des segments corporels de chaque individu dans le repère Galiléen. Pour exprimer l'orientation du segment dans ce repère, l'extraction d'une matrice de passage est nécessaire depuis le repère du segment. La détermination des matrices de passage et des angles articulaires est donnée en exemple pour la cuisse en annexe.

Cependant, il est important de noter que les angles articulaires dépendent de la qualité de l'acquisition des données cinématiques et du bruit du aux mouvements de la peau sur les structures osseuses. Certains auteurs ont proposé des procédures d'optimisation locale (Chèze et al., 1995) ou globale (Leardini et al., 2005).

#### 2.2.1.5. Application du PAM au collectif

Afin de pouvoir étudier les mouvements segmentaires de deux sujets transportant un objet nous avons appliqué le PAM à l'ensemble du système « sujets + objet ». Chaque individu était représenté par 16 segments ; l'objet à transporter était quant à lui considéré comme un seul segment ; soit un total de 33 segments. Comme cela avait été décrit pour les segments corporels, le segment « objet » est considéré comme rigide et indéformable. Nous avons nommé cette représentation Poly-Articulated Collective System (PACS). La figure 2.7 ci-dessous montre sa reconstruction sur le logiciel Vicon Nexus 1.8.5<sup>©</sup>.

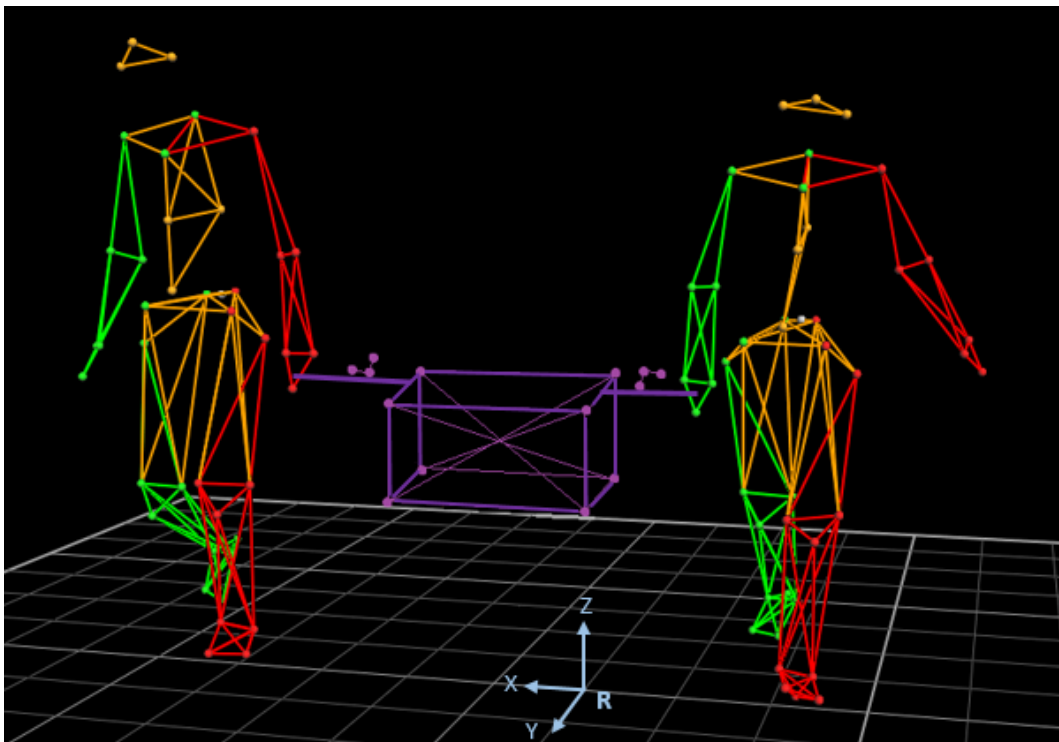


FIGURE 2.7 - Reconstruction du PACS sur le logiciel Vicon Nexus<sup>©</sup>. Chaque hémicorps d'un individu est représenté en vert (hémicorps droit) ou en rouge (hémicorps gauche), le tronc (tête, rachis dorsal, rachis lombaire et bassin) est représenté en orange. L'objet à transporter est en violet ; le repère R propre au laboratoire (Galiléen) en bleu.

## 2.2.2 Analyse des données

### 2.2.2.1. Etude du déplacement du centre de masse

Dans un premier temps, les trajectoires décrites dans le modèle « *Bipedal Spring-Mass* » (présenté au 1.1.1.4) nous ont orientés vers l'utilisation de la fonction sinusoïdale pour la description du déplacement du centre de masse de l'individu. Pour ce faire, nous avons calculé les paramètres tels que :

1. L'amplitude du centre de masse ( $A_{CoM}$ , en mètres ; avec  $Z_{max}$  la hauteur maximale du centre de masse et  $Z_{min}$  la hauteur minimale du centre de masse) :

$$A_{CoM} = \frac{Z_{max} - Z_{min}}{2} \quad (2.2)$$

2. La fréquence angulaire ( $\omega$ , en radian. seconde<sup>-1</sup> ; avec T la période calculée pic à pic) :

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \quad (2.3)$$

3. Le déphasage ( $\varphi$ , en radian ; avec le  $\tau$  décalage temporel) du déplacement vertical du centre de masse :

$$\varphi = \tau * \frac{2\pi}{T} \quad (2.4)$$

Pour décrire le déplacement vertical théorique  $Z(t)$  du centre de masse en fonction du temps (Castillo et al., 2014), l'équation de la fonction sinusoïdale peut alors prendre la forme suivante :

$$Z(t) = A \sin(\omega t + \varphi) \quad (2.5)$$

Afin de quantifier à quel point le déplacement vertical du CoM était proche d'une sinusoïde, nous avons calculé l'erreur type (Root Mean Square Error, RMSE) entre la courbe du déplacement vertical du CoM et la courbe définie par la fonction sinusoïdale.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (P_i - O_i)^2}{n}} \quad (2.6)$$

Avec  $P_i$  la valeur prédite (valeur de la sinusoïde),  $O_i$  la valeur observée (valeur du déplacement vertical du CoM, mesurée expérimentalement) et n le nombre de valeurs.

La longueur des pas durant un cycle de marche a également été investiguée lors de l'étude sur l'évolution de la charge. Elle a été calculée comme la distance entre deux attaques talon successives d'un même pied.

### 2.2.2.2. Calcul de l'énergie mécanique

L'objectif de notre étude a ensuite été de comprendre et quantifier les transferts d'énergies au CoM du système étudié, mais aussi de tenir compte de la contribution des segments qui le composent.

Dans un premier temps, l'estimation de l'énergie cinétique externe et de l'énergie potentielle de pesanteur (définies au 1.1.1.5) permettent de calculer le pourcentage d'énergie restituée (que nous appellerons dans cette thèse *RR*, pour « *Recovery Rate* »), en utilisant la même méthode que celle proposée par Cavagna et al. (1976). Le *RR* permet de rendre compte du comportement pendulaire du CoM de notre système et vient compléter l'étude du déplacement du centre de masse initiée au 2.2.2.1. Ce ratio permet également de quantifier la part d'énergie cinétique externe transformée en énergie potentielle de pesanteur. Ce modèle a été proposé dans la littérature pour une étude du plan sagittal (Cavagna et al., 1976 ; Heglund et al., 1995 ; Bastien et al., 2016).

En accord avec ces travaux et considérant l'évolution des paramètres au cours du temps, nous avons calculé le travail externe ( $W_{ext}$ ) comme la somme des incréments de la courbe  $E_{ext}$  dans le plan sagittal en fonction du temps, le travail vertical ( $W_v$ ) comme la somme des incréments de la courbe de l'énergie verticale (somme de l'énergie potentielle de pesanteur et de l'énergie cinétique verticale) en fonction du temps et le travail horizontal au CoM sur l'axe antéro-postérieur ( $W_{kf}$ ) comme la somme des incréments de la courbe de l'énergie cinétique en fonction du temps sur ce même axe. Ce score est exprimé en pourcentage.

$$RR = 100 \frac{W_{kf} + W_v - W_{ext}}{W_{kf} + W_v} \quad (2.7)$$

Plus la valeur du *RR* est élevé, plus le déplacement du CoM du système est proche de celui d'un IPS et plus l'énergie potentielle de pesanteur est transformée en énergie cinétique externe dans le plan sagittal.

Nous avons également proposé dans l'étude 1, un calcul du pourcentage de restitution dans les 3D (cf. 3.2, comme l'avait réalisé Collett et al., 2007 pour l'analyse de la marche sur tapis roulant).

Toutefois, l'étude du *RR* appliquée au CoM des sujets ou du système PACS ne permet pas de distinguer la contribution des différents segments corporels aux transferts

d'énergies. L'introduction du PAM a permis de combler cette lacune et d'estimer l'énergie cinétique interne définie à la partie 1.1.1.5.

La somme de l'énergie cinétique externe, de l'énergie potentielle de pesanteur et de l'énergie cinétique interne a permis de calculer l'énergie mécanique totale. Ces calculs seront appliqués au système étudié à chaque instant  $t$  d'un cycle de marche et permettront d'appréhender pour la première fois les variations énergétiques au sein de chaque dyade.

### 2.2.2.3. Estimation des forces et des moments à chaque articulation

Nous avons utilisé des capteurs d'effort six composantes Sensix® (Fig. 2.8) pour pouvoir enregistrer les forces et les moments appliqués aux poignées de l'objet.

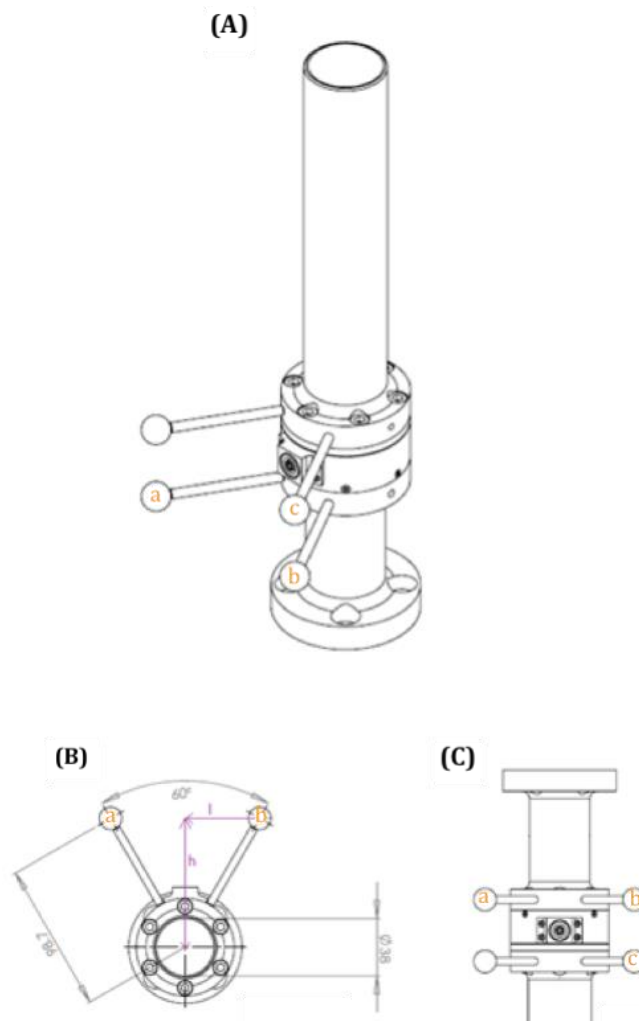


FIGURE 2.8 – Vue (A) 3D, (B) de côté et (C) de dessus d'un capteur Sensix®. Avec a, b et c les marqueurs fixés sur les capteurs.



Afin de pouvoir estimer les efforts musculaires produits par les sujets (c.-à-d. les forces et les moments à chaque articulation) dans les conditions 3 et 4, nous avons utilisé la dynamique inverse (méthode *Bottom-up* ; Cahouët et al., 2002 ; Rao et al., 2006) à partir des enregistrements des forces et moments par les capteurs de force (Ren et al., 2005). Avant tout calcul les marqueurs placés sur les capteurs Sensix® permettent de déterminer la matrice de rotation nécessaire pour projeter dans le référentiel galiléen R les données enregistrées à chaque instant dans le référentiel du capteur  $R_s$ .

Pour des raisons inhérentes au matériel, seuls les forces et moments de réaction des membres supérieurs ont pu être enregistrés (Fig. 2.9). La mise en place de plateformes de forces, disposées dans la salle d'analyse du mouvement, pourrait permettre de compléter ces analyses.

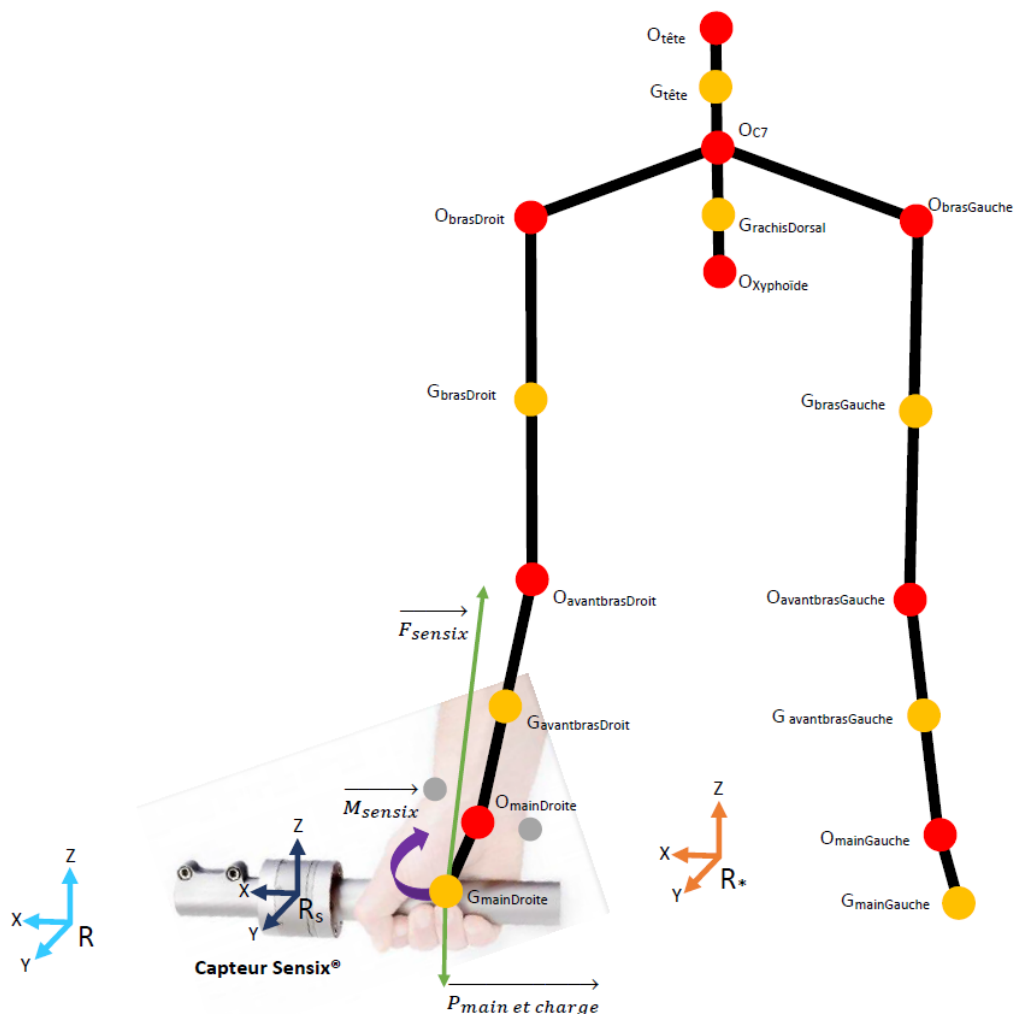


FIGURE 2.9 – Application de la dynamique inverse (Bottom-up) au sujet 1. Représentation des centres de rotation articulaires (rouge), des centres de masse des segments (jaune) et

d'un exemple de forces (vert) et moment (violet) appliqués au capteur Sensix® et à la main droite. Le référentiel galiléen R est représenté en bleu, le référentiel barycentrique R\* est représenté en orange, le référentiel Rs du capteur Sensix® est représenté en marine. Les points gris sont les marqueurs placés sur les styloïdes radiales et ulnaires.

La figure 2.9 illustre la méthode appliquée au sujet 1, qui tient le capteur Sensix® par la main droite. Pour des raisons pratiques, la main du sujet est représentée en supination sur la figure. Concernant la main libre, seule la masse de la main est prise en compte dans les calculs. Cette méthode a été appliquée aux deux sujets ayant réalisé le transport de charges et est détaillée ci-dessous pour l'individu 1 uniquement (poignet droit).

- Poignet droit

$$\vec{F}_{\text{mainDroite}} = m_{\text{mainDroite}} \times \vec{a}_{\text{mainDroite}} \quad (2.8)$$

Avec  $\vec{F}$  la force calculée ( $\text{kg.m.s}^{-2}$ ),  $m$  la masse ( $\text{kg}$ ) et  $\vec{a}$  l'accélération ( $\text{m.s}^{-2}$ ). L'accélération est obtenue en calculant la dérivée seconde de la position des segments dans le repère Galliléen. Pour rappel, les segments sont délimités par 42 marqueurs, placés sur les repères osseux des sujets en accord avec le modèle proposé par Wu et al. (2002, 2005).

$$\vec{R}_{\text{poignetDroit}} = \vec{F}_{\text{mainDroite}} - \vec{P}_{\text{mainDroite}} - \vec{F}_{\text{sensix}} \quad (2.9)$$

Avec  $\vec{R}$  la force de réaction ( $\text{kg.m.s}^{-2}$ ),  $\vec{P}$  le poids ( $\text{kg.m.s}^{-2}$ ) et  $\vec{F}_{\text{sensix}}$  la force appliquée au capteur Sensix® ( $\text{kg.m.s}^{-2}$ ).

$$\vec{\sigma}_{\text{mainDroite}} = I_{\text{mainDroite}} \times \vec{\omega}_{\text{mainDroite}} \quad (2.10)$$

Avec  $\vec{\sigma}$  le moment angulaire ( $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-1}$ ),  $I$  la matrice d'inertie ( $\text{kg.m}^2$ ) et  $\vec{\omega}$  la vitesse angulaire ( $\text{rad.s}^{-1}$ ). La vitesse angulaire a été obtenue par la dérivée de la position angulaire des segments dans le référentiel Galiléen R.

$$\begin{aligned} \vec{M}_{\text{poignetDroit}} = & \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{mainDroite}}) + m_{\text{mainDroite}} \times ((G_{\text{mainDroite}} - O_{\text{mainDroite}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{mainDroite}})) \\ & - ((O_{\text{mainDroite}} - G_{\text{mainDroite}}) \cdot \vec{P}_{\text{mainDroite}}) - (\vec{M}_{\text{sensix}} + ((G_{\text{sensix}} - O_{\text{mainDroite}}) \cdot \vec{F}_{\text{sensix}})) \end{aligned} \quad (2.11)$$

Avec  $\vec{G}$  le vecteur position du centre de masse (m),  $G$  le module du vecteur position du centre de masse (m),  $O$  le module du vecteur position du centre de rotation de l'articulation (m) et  $\vec{M}_{\text{sensix}}$  le moment appliqué au capteur Sensix® ( $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-2}.\text{rad}^{-1}$ ).

Le détail de la dynamique inverse appliquée aux autres articulations (poignet gauche, coude droit, coude gauche, épaule droite, épaule gauche, tête et rachis dorsal) est présenté en annexe.

#### 2.2.3.4. Calcul du Moment Cost Function

L'utilisation de la dynamique inverse nous permet d'estimer les forces et moments produits à chaque articulation des membres supérieurs de l'individu. Sur la base d'une méthode appliquée par Costes et al. (2018) pour l'étude des changements de positions en cyclisme, nous avons calculé le Moment Cost Function (MCF). La dynamique inverse permet ainsi d'estimer l'effort musculaire résultant (moment résultant et forces inter-segmentaires) développé à une articulation (Amarantini, 2003). L'estimation des efforts musculaires dans ce travail sera alors calculée comme la somme des normes vectorielles des moments de force développés par les muscles qui agissent autour de chaque articulation des membres supérieurs.

$$MCF = \sqrt{M_{pt\_D}^2} + \sqrt{M_{cd\_D}^2} + \sqrt{M_{ép\_D}^2} + \sqrt{M_{pt\_G}^2} + \sqrt{M_{cd\_G}^2} + \sqrt{M_{ép\_G}^2} + \sqrt{M_{dors}^2} + \sqrt{M_{cerv}^2} \quad (2.12)$$

Avec  $M_{pt}$ ,  $M_{cd}$ ,  $M_{ép}$ ,  $M_{dors}$  et  $M_{cerv}$  respectivement les valeurs moyennes des moments tridimensionnels des côtés droits (D) et gauche (G) pour le poignet, le coude et l'épaule, ainsi que celles du rachis dorsal et du rachis cervical, tout au long d'un cycle de marche.

$\sqrt{M^2}$  représente la norme Euclidienne de chaque articulation (c.-à-d.  $= \sqrt{\sum_{i=1}^3 (M_i)^2}$ , avec  $M_i$  la  $i^{\text{ème}}$  composante dimensionnelle du vecteur  $M$ ).

## 3. ÉTUDE 1 : PATRON LOCOMOTEUR ET ÉCHANGES MÉCANIQUES DURANT UN TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES, UNE ANALYSE INDIVIDUELLE

### 3.1. Résumé

Alors que le comportement locomoteur d'humains marchant seuls, chargés ou non chargés, a fait l'objet de nombreuses études, le comportement locomoteur d'humains transportant collectivement une charge est très mal documenté dans la littérature en biomécanique. L'objectif principal de notre recherche était de vérifier l'hypothèse selon laquelle le coût mécanique de la locomotion est comparable lorsque deux personnes transportent un objet collectivement et lorsqu'elles marchent seules.

Pour tester cela, les mouvements de dix paires d'individus marchant côte à côte, séparément ou transportant un objet ensemble, ont été enregistrés avec un système d'analyse du mouvement en trois dimensions (Vicon®). Les corps humains ont été représentés sous la forme de systèmes poly-articulés afin de calculer leur centre de masse global et de calculer la puissance mécanique totale qu'ils produisent. Nous avons utilisé le modèle du pendule inversé (dans le plan sagittal et en 3 dimensions) comme modèle biomécanique de la locomotion et avons évalué le comportement pendulaire des structures locomotrices des individus par leur pourcentage d'énergie restituée, c'est-à-dire la proportion d'énergie transférée entre l'énergie potentielle et cinétique au centre de masse.

Notre analyse montre des résultats similaires concernant le déplacement périodique du centre de masse et la puissance mécanique, entre les individus marchant seuls et les individus portant collectivement un objet. De plus, un meilleur comportement pendulaire a été trouvé dans le plan sagittal et en 3D pour les paires d'individus portant un objet, ce qui suggère qu'au niveau individuel, il y a une meilleure gestion des énergies potentielle et cinétique lorsque deux individus portent un objet collectivement que lorsqu'ils marchent non-chargés.

### 3.2. Article 1

Locomotor pattern and mechanical exchanges during collective load transport.

Guillaume Fumery<sup>a,b</sup>, Hugo Mérienne<sup>a</sup>, Vincent Fourcassié<sup>a</sup> & Pierre Moretto<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Centre de Recherches sur la Cognition Animale, Centre de Biologie Intégrative, Université de Toulouse, CNRS, UPS, France

<sup>b</sup> Physical Medicine and Rehabilitation Center, MAS Marquiol, Toulouse, France

---

#### ARTICLE INFO

Submitted in:  
*Human Movement Science*  
(Under Review)

*Keywords:*  
Collective behavior  
Transport  
Locomotion  
Gait  
Center of mass

#### ABSTRACT

While the locomotor behavior of humans walking alone, loaded or unloaded, has been extensively studied, the locomotor behavior of humans transporting a load collectively is very poorly documented in the biomechanics literature. Yet, collective carriage is now appearing in some sport activities such as CrossFit. The primary aim of our research was to test the hypothesis that the mechanical cost of locomotion is comparable when two individuals are transporting an object collectively and when they are walking alone. To test this, the movements of ten pairs of individuals walking side by side, separately or while transporting collectively an object, were recorded with a three-dimensional motion analysis system (Vicon®). Our results show a similar pattern in the periodic displacement of the center of mass and in mechanical costs, between individuals walking alone and individuals carrying a load collectively. Moreover, a better pendulum-like behavior was found in the sagittal plane and in 3D for the pairs of individuals carrying an object, which suggests that the saving in mechanical exchanges is higher when two individuals are carrying an object collectively than when they are walking alone.

---

#### Highlights:

- Gait is more economic in two subjects carrying a load than in single subjects.
- Mechanical power and speed increase in successive trials of collective carriage.
- Coordination of muscular efforts between subjects remains to be explored.

### 3.2.1. Introduction

Load carriage is part of the routine of everyday life in humans and the effect of load carriage (load on top of the head: Heglund et al., 1995; on the shoulders: Castillo et al., 2014; on the back: Ackerman and Seipel, 2014; Bastien et al., 2016) on the locomotor behavior of single individuals is relatively well documented in the literature. However, humans are also endowed with the capacity to transport objects collectively and there are hitherto to our knowledge no studies on the biomechanics of individual locomotion during collective transport in humans. Our study fills this gap with an analysis of individual locomotor pattern and mechanical exchanges during a collective transport task. This type of task is part of the exercises regularly performed by athletes in the CrossFit program (i.e. CrossFit daily training or CrossFit events, Feito et al., 2018). Locomotion in humans is characterized by a low mechanical work and is thus particularly economical. Cavagna et al. (1963) were the first to suggest that this economy could be explained by modelling the body as an inverted pendulum system (IPS). In this model the oscillations of the center of mass of the body (CoM) during stable walking in the sagittal plane is represented as a wave with constant amplitude and period (Cavagna et al., 1977; Kuo, 2007). For an ideal pendulum this undulation can be represented by a sine wave as a function of time. It has been shown that the displacement of the CoM in humans is not an ideal sine function but is very close to it (Saunders et al., 1953; Ackerman et al., 2014). The oscillations of the CoM allow the transfer of potential energy into kinetic energy and *vice versa* on each gait cycle, explaining the major part of the mechanical economy of walking (Cavagna et al., 2000; Lee and Farley, 1998). Although there are also during walking some oscillations of the CoM in the frontal plane due to the movement of the pelvis (Blickhan et al., 2007; Kuo, 1999; Mahaudens et al., 2008) and the stabilization of lateral motion (Kuo, 1999), they actually contribute a very weak part of the overall changes in mechanical energy (Cavagna et al. 1963; Tesio and Detrembleur, 1998). The question we ask in this paper is whether individuals are walking as economically when they are transporting collectively an object as when they are walking alone and unloaded.

Representing the body by its CoM allows to understand a good part of the biomechanics of locomotion. However, it neglects some important information, namely the variations of kinetic energies at the level of each body segment. Yet, the study of the mechanical exchanges due to the body segments during collective carriage could

complement the global analysis of the CoM and highlight the regulation of walking economy. High resolution 3D tracking and reconstruction techniques (Tesio and Detrembleur, 1998) allows to take this into account by using a Poly-Articulated Model (PAM) (Moretto et al., 2016; Zatsiorsky and Seluyanov, 1983), i.e. a poly-articulated system of multiple rigid segments, where each segment  $i$  is characterized by a center of mass  $CoM_i$  and a mass  $m_i$ . In this paper, we used this approach to test the general hypothesis that when two individuals are transporting an object collectively their locomotor pattern is similar to that of an unloaded individual walking alone at a spontaneous speed.

### 3.2.2. Material & methods

#### 3.2.2.1. Individuals

Ten pairs of healthy male individuals, whose characteristics are presented in Table 3.1, took part in the experiment.

TABLE 3.1 - Characteristics of the subjects: mean ( $\pm$  standard deviation).

	Age (yr)	Size (m)	Mass (kg)
<b>Subject 1 (S1)</b>	25.40 ( $\pm$ 4.72)	1.77 ( $\pm$ 0.07)	74.78 ( $\pm$ 9.00)
<b>Subject 2 (S2)</b>	25.30 ( $\pm$ 2.71)	1.77 ( $\pm$ 0.05)	74.54 ( $\pm$ 12.38)

The individuals had no orthopedic disabilities, no dysfunctions of the locomotor system, no neurological or vestibular diseases, no visual deficits and no proprioceptive disorders or dementia. Informed consent was obtained from all participants. The research was non-invasive and respected a level of activity practiced daily by the individuals, in accordance with the definition of a non-interventional study given by the CNRS bioethical office.

#### 3.2.2.2. Procedure

The volunteers performed successively four trials at spontaneous speed on a 13m-long walkway: one while walking side by side separately (condition Walking Separately: WS) and three while walking with a box they carry together by two lateral handles (condition Collective Transport: CT). The mass of the box was 13.41 kg and its size was 0.40x0.40x0.28 m (Length x Width x Height).

### 3.2.2.3. Data acquisition

Thirteen infrared (11 MX3 and 2 TS40) video cameras (Vicon®, Oxford) were used to acquire the kinematic data. Forty-two markers were placed on bony landmarks and on the navel of each volunteer, according to Wu et al. (2002, 2005). Following Ackerman et al. (2014), in order to compare the locomotor pattern of individuals walking loaded and unloaded, we conducted the analysis of the kinematic data of the two individuals and the load separately, i.e. we considered three separate systems. The calibrated volume (30m<sup>3</sup>) was set in the middle of the walkway in order to record the walking patterns at a stable speed (i.e. to exclude the acceleration and deceleration phases at the beginning and at the end of each trial). To allow the kinematic analysis, the volunteers and the box were reconstructed with the software Nexus© 1.8.5 (Fig. 3.1).

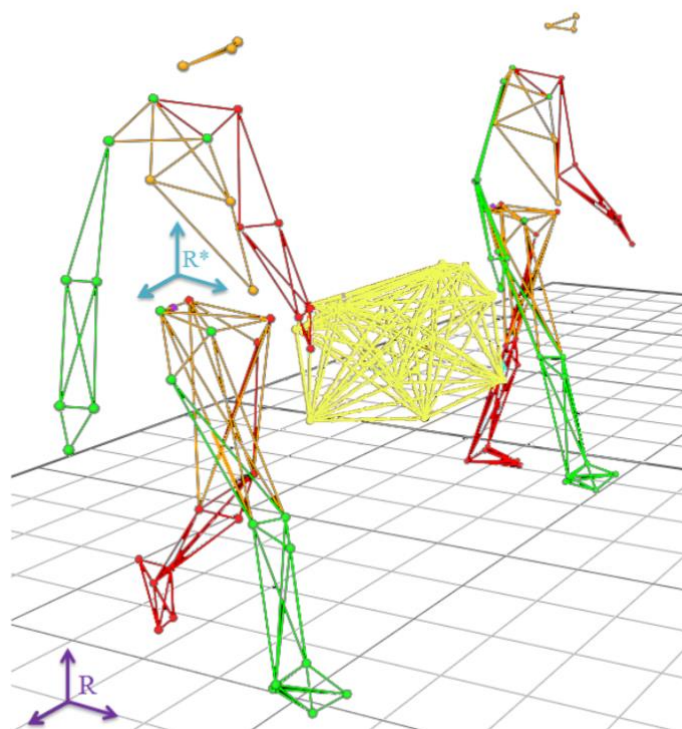


FIGURE 3.1 - Reconstruction of the subjects and the box they carry on Vicon Nexus®.

The sampling frequency was set at 200 Hz (filtered by a 4<sup>th</sup> order Butterworth filter and a 5 Hz cut frequency). The precision of the optoelectronic system was 1 mm for 1 m. The points correspond to the locations of the markers placed on the body according to De Leva's model (De Leva, 1996). The R\* referential (segments coordinate system) is represented in blue and the R referential (external coordinate system) in purple. The left



side of the body is represented in red, the right side in green and the head, trunk and pelvis in orange and the box in yellow.

### 3.2.2.4. Parameters computed

#### 3.2.2.4.1. Inverted Pendulum System and external work

The IPS model allows us to evaluate the pendulum-like behavior of the CoM of each volunteer in the WS and CT conditions. The De Leva's Anthropometrics tables (1996) allowed us to estimate the mass, the center of mass position  $CoM_i$  and the radius of gyration of each segment. The global CoM of each volunteer was then computed from the  $CoM_i$  of their segments.

*Sine wave:* To record at least one gait cycle for each individual, a walking cycle was defined as the interval between two heel strikes of the same leg. One gait cycle thus consisted of two steps. Following Ackerman et al. (2014), we modeled the vertical motion of the CoM along time in the sagittal plane as a sine function.

The amplitude ( $A = \frac{Z_{max} - Z_{min}}{2}$ ; in meter), angular frequency ( $\omega = \frac{2\pi}{T}$ ; in radian. second<sup>-1</sup>, with T the period) and phase shift ( $\varphi = \tau * \frac{2\pi}{T}$ , in radian; with  $\tau$  the time shift) of the vertical displacement of the CoM allowed us to determine the function as Castillo et al. (2014):

$$Z(t) = A \sin(\omega t + \varphi) \quad (3.1)$$

The difference between the vertical displacement of the CoM and the adjusted sinusoidal function was assessed by the Root Mean Square Error (RMSE). The RMSE was normalized by the amplitude (RMSE/A), so that we only considered the error due to the alterations of the periodic signal.

*External work:* We computed the kinetic and potential energies as well as the external works on the antero-posterior, medio-lateral and vertical axis.

$W_{kf}$  is the positive work to accelerate the CoM forwards, calculated as the sum of the increments of the forward kinetic energy ( $E_{kf}$ , computed on the antero-posterior axis) along the time curve with:

$$E_{kf} = \frac{1}{2} m \vec{V}_f(t)_{/R}^2 \quad (3.2)$$

where  $m$  is the mass of the individual and  $\vec{V}_f(t)_{/R}$  is the linear forward velocity of the CoM in the Galilean reference frame (R).

$W_{kh}$  is the positive work to accelerate the CoM on the medio-lateral and antero-posterior axis, calculated as the sum of the increments of the horizontal kinetic energy (i.e. the medio-lateral kinetic energy  $E_{kml}$ , computed on the medio-lateral axis, plus the forward kinetic energy  $E_{kf}$ ) along the time curve with:

$$E_{kml} = \frac{1}{2} m \overrightarrow{V}_{ml} (t) ^2_{/R} \quad (3.3)$$

where  $\overrightarrow{V}_{ml} (t)_{/R}$  is the linear medio-lateral velocity of the CoM in the Galilean reference frame (R).

$W_v$  is the positive work to move the CoM against gravity, calculated as the sum of the increments of the vertical kinetic energy ( $E_{kv}$ , computed on the vertical axis) plus the potential energy ( $E_{pot}$ , computed on the vertical axis) along the time curve with:

$$E_{kv} = \frac{1}{2} m \overrightarrow{V}_v (t) ^2_{/R} \quad (3.4)$$

and

$$E_{pot} = mgh_{/R} \quad (3.5)$$

where  $\overrightarrow{V}_v (t)_{/R}$  is the linear vertical velocity of the CoM in R,  $g=9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  the module of the acceleration vector due to gravity and  $h_{/R}$  the vertical height of the CoM position in R.

$W_{ext(sagittal)}$  and  $W_{ext(3D)}$  are the positive external work to raise and accelerate the CoM in the sagittal plane and in the three directions of the space (i.e. mediolateral, anteroposterior and vertical axis), respectively. They are computed as the sum of the increments of the external mechanical energy ( $E_{ext(sagittal)}$  and  $E_{ext(3D)}$ ) along the time curve (Bastien et al., 2016; Burdett et al., 1983) with:

$$E_{ext(sagittal)} = E_{pot} + E_{kv} + E_{kf} \quad (3.6)$$

$$E_{ext(3D)} = E_{ext(sagittal)} + E_{kml} \quad (3.7)$$

We also computed the energy recovered through the pendulum-like oscillations of the CoM ( $RR$ , called recovery rate in Fumery et al., 2018). This metric has been proposed by Cavagna et al. (1976) as an indicator of the amount of energy transferred between the potential and the kinetic energy of the CoM due to its pendulum-like behavior: the closer the value of  $RR$  to 100%, the more consistent the locomotor pattern is with the IPS model (Bastien et al., 2016; Cavagna et al., 1963; Fumery et al., 2018; Gomenuka et al., 2014; Willems et al., 1995).

For the sake of comparison with the data of the literature, we first computed a value of the energy recovered for the sagittal plane only ( $RRs$ , Eq. 3.8) and then, since we had the positions of the markers in 3D, for the three dimensions of the space ( $RR_{3D}$ , Eq. 3.9).

$$RR_s = 100 \frac{W_{kf} + W_v - W_{ext(sagittal)}}{W_{kf} + W_v} \quad (3.8)$$

$$RR_{3D} = 100 \frac{W_{kh} + W_v - W_{ext(3D)}}{W_{kh} + W_v} \quad (3.9)$$

Here, we assumed that the friction forces at the joints and at the ground contacts can be neglected. If the system is submitted only to conservative forces (friction forces at joints and ground contacts neglected), then the variation of the external mechanical energy is null and the system is conservative. In this case, the system could have a 100% recovery and all potential energy would be converted into kinetic energy.

#### 3.2.2.4.2 Internal work

In order to take into account the coordination between all body segments we determined the internal work by considering each individual as a poly-articulated system consisting of 16 segments.

Following the assumption of a conservative PAM, the internal work ( $W_{int}$ ) was computed in 3D as the sum of the increments of the  $E_{int,k}$  along the time curve with:

$$E_{int,k} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{16} (m_i \vec{V}_i(t)_{/R^*}^2 + m_i K_i^2 \times \vec{\omega}_i^2_{/R^*}) \quad (3.10)$$

where  $m_i$  is the mass of the  $i^{\text{th}}$  segment,  $\vec{V}_i(t)_{/R^*}$  the linear velocity of its  $i^{\text{th}}$  segment CoM in the barycentric reference frame ( $R^*$ , Fig. 3.1),  $K_i$  its radius of gyration around its  $i^{\text{th}}$  segment CoM and  $\vec{\omega}_i^2_{/R^*}$  its angular velocity in the  $R^*$  (Duboy et al., 1994).

#### 2.4.3 Total work and power

The total mechanical energy of the PAM ( $E_{tot}$ ) was computed as follows in 3D in the  $R$  reference frame (Leboeuf and Lacouture, 2008; Moretto et al., 2016).

$$E_{tot} = E_{pot} + E_{kv} + E_{kf} + E_{kml} + E_{int,k} \quad (3.11)$$

Finally, since the cycle duration was longer in the CT than in the WS condition, in order to compare the two conditions we assessed the quantity of energy expanded by the volunteers per unit time by calculating the total mechanical power of the PAM ( $P_{mecaTot}$ ).

$$P_{mecaTot} = \frac{W_{ext}}{time} + \frac{W_{int}}{time} = P_{ext} + P_{int} \quad (3.12)$$

#### 3.2.2.5. Data analysis

The data were analyzed with Matlab R2016b© and R 3.4.3©. After checking for normality, a paired Student t-test was used to compare the parameters assessed in the WS condition and in the first trial of the CT condition. The changes in the three successive trials in the CT conditions (CT1, CT2 and CT3) were tested with a linear mixed model (GLMM) with trial number entered as a fixed factor and volunteer identity as a random

variable. An alpha-value of 0.05 was defined as the level of statistical significance. The Cohen's  $d$  was used to quantify the effect size. According to Cohen (1992), the effect size was defined as trivial ( $<0.20$ ), small ( $0.20-0.49$ ), medium ( $0.50-0.79$ ) or large ( $>0.80$ ).

### 3.2.3. Results

#### 3.2.3.1. Center of Mass trajectories

The CoM velocity (mean $\pm$ s.d.) was  $1.25\pm 0.12$  m.s<sup>-1</sup> in the WS condition and  $1.28\pm 0.17$ ,  $1.36\pm 0.13$  and  $1.40\pm 0.14$  m.s<sup>-1</sup> (trial 1, 2 and 3 respectively) in the CT conditions. There was no significant difference between the trial in the WS condition and the first trial in the CT condition (Student  $t$  test:  $t=-1.15$ ,  $p=0.26$ ,  $d=0.20$ ). However, the CoM velocity increased by 6.25 % between the first and second CT trial (GLMM:  $t=5.03$ ,  $p<0.01$ ,  $d=0.53$ ), by 9.38 % between the first and third CT trial ( $t=7.51$ ,  $p<0.01$ ,  $d=0.77$ ) and by 2.94 % between the second and third CT trial ( $t=2.41$ ,  $p=0.02$ ,  $d=0.30$ ).

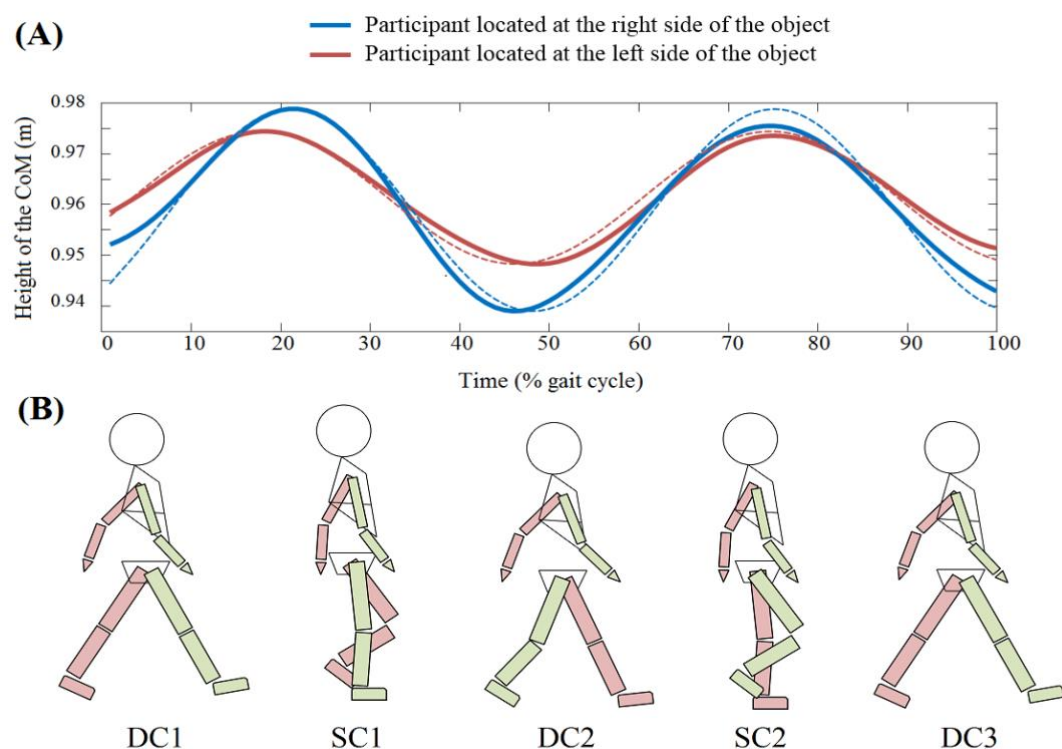


FIGURE 3.2 - (A) Example of the vertical displacement of the CoM over a walking cycle for a pair of subjects (height: 1.726 m and 1.725 m) carrying a box of 13.41 kg while walking at a speed of 1.29 m.s<sup>-1</sup>. The continuous lines correspond to the experimental results and the dashed lines to the fitted sinusoidal function. (B) The PAM organization over the different phases (DC: double contact and SC: single contact) of the walking cycle in the WS

condition. The time cycle was normalized by considering the duration of the gait cycle of each subject.

Whether in the WS or CT condition, the vertical displacement of the CoM of the two individuals was sinusoidal (Fig. 3.2).

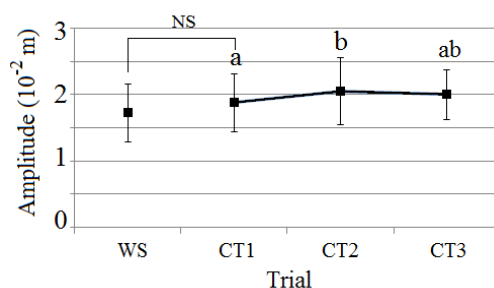


FIGURE 3.3 - Mean  $\pm$  s.d. of the amplitude of the vertical displacement of the CoM for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition ( $N=20$  in all trials). For the CT condition the values of the bars bearing the same letter (a, b) are not significantly different (GLMM). NS = no significant difference (paired  $t$ -Test for the comparison between the trial in the WS condition and the first trial in the CT condition).

The amplitude of the CoM increased by 11.76% between the trial in the WS condition and the first trial in the CT condition (Fig. 3.3, Student  $t$  test:  $t=2.07$ ,  $p=0.05$ ,  $d=0.37$ ). For the three CT trials, the amplitude increased by 10.53% between the first and second trial (GLMM:  $t= 2.82$ ,  $p<0.01$ ,  $d=0.36$ ) did not differ significantly between the first and third trial ( $t=1.99$ ,  $p=0.05$ ,  $d=0.30$ ), and between the second and third trial ( $t=-0.81$ ,  $p=0.42$ ,  $d=0.11$ ).

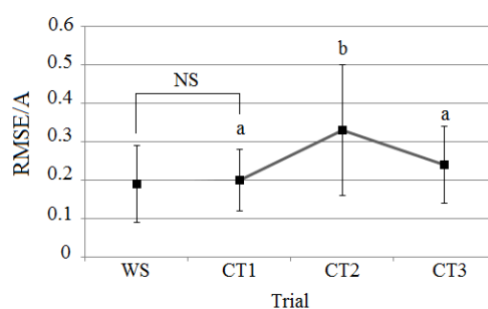


FIGURE 3.4 - Mean  $\pm$ s.d. of the dimensionless RMSE (RMSE normalized by the amplitude of the vertical displacement of the CoM) for the trial in WS condition and for the three trials in the CT condition ( $N=20$  in all trials). See figure 3.4 for other notations.

The RMSE was not significantly different between the trial in the WS condition and the first trial in the CT condition (Fig. 3.4, Student  $t$  test:  $t=-0.43$ ,  $d=0.11$ ). The RMSE then increased by 65 % in the second CT trial (GLMM:  $t=3.48$ ,  $p<0.01$ ,  $d=1.03$ ). No significant difference in the RMSE was found between the first and the third CT trial ( $t=0.87$ ,  $p=0.39$ ,  $d=0.44$ ) but a significant one was found between the second and the third CT trial ( $t=2.55$ ,  $p=0.01$ ,  $d=0.67$ ), with a 37.5% decrease.

### 3.2.3.2. Inverted Pendulum System

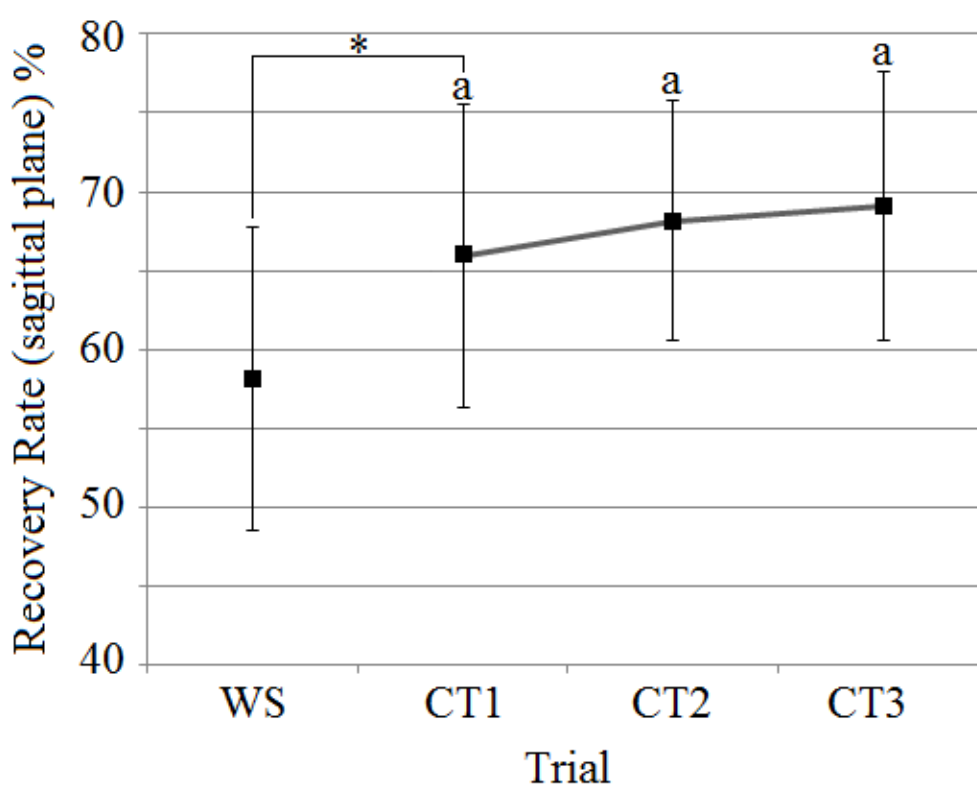


FIGURE 3.5 - Mean  $\pm$  s.d. of the recovery rate in the sagittal plane for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition ( $N=20$  in all trials). \* = significant difference ( $p=0.02$ ). See figure 3.4 for other notations.

The energy recovered in the sagittal plane (RRs: Fig. 3.5) increased from 58.74% in the WS condition to 66.04% in the first trial of the CT condition (Student  $t$  test:  $t=2.64$ ,  $p=0.02$ ,  $d=0.75$ ). However, there was no significant difference between the three trials in the CT condition (GLMM:  $F=1.99$ ,  $p=0.15$ ;  $d=0.26$ ,  $d=0.34$  and  $d=0.11$  for CT1vsCT2, CT1vsCT3 and CT2vsCT3, respectively).

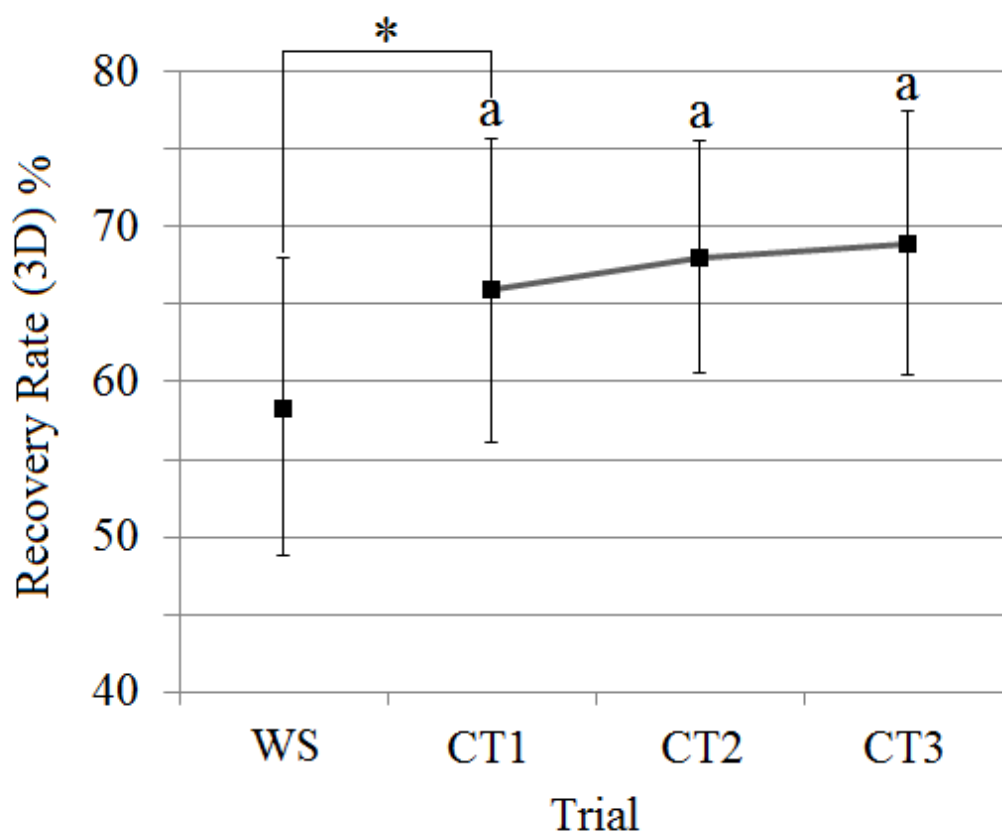


FIGURE 3.6 - Mean  $\pm$  s.d. of the recovery rate in the three dimensions for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition ( $N=20$  in all trials). See figure 3.4 for other notations.

The energy recovered in 3D ( $RR_{3D}$ ; Fig. 3.6) also increased and raised from 58.45% in the WS condition to 65.91% in the first trial of the CT condition (Student  $t$  test:  $t=2.50$ ,  $p=0.02$ ,  $d=0.77$ ). In the same way as the  $RRs$ , there was no significant difference in the  $RR_{3D}$  between the three trials in the CT condition (GLMM:  $F=1.83$ ,  $p=0.17$ ;  $d=0.24$ ,  $d=0.33$  and  $d=0.11$  for CT1vsCT2, CT1vsCT3 and CT2vsCT3, respectively).

## 3.2.3.3. Total mechanical power

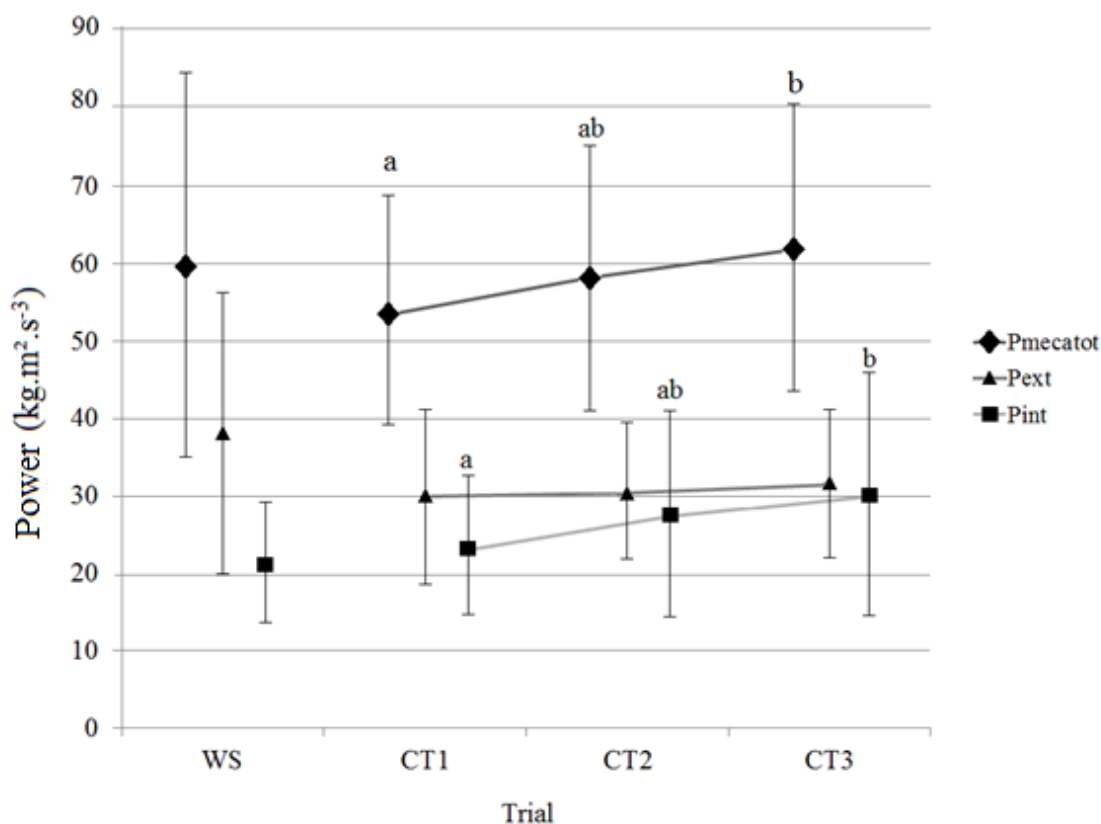


FIGURE 3.7 - Mean  $\pm$  s.d. of the total, internal and external mechanical power for the trial in the WS condition and for the three trials in the CT condition ( $N=20$  in all trials). For the CT condition and for each variable measured, the values of the bars bearing the same letter (a, b) are not significantly different (GLMM).

The internal, external and total mechanical power, computed for the two poly-articulated systems, were not different between the WS and the first trial in the CT condition (Fig. 3.7, Student  $t$  test:  $t=-1.03$ ,  $t=1.90$  and  $t=1.17$  and  $d=0.54$ ,  $d=0.35$ ,  $d=0.12$  for  $P_{int}$ ,  $P_{ext}$  and  $P_{mecaTot}$ , respectively,  $p>0.05$  in all cases). Overall, there was also no significant difference between the three trials in the CT condition for  $P_{ext}$  (GLMM:  $F=0.08$ ,  $p=0.92$ ;  $d=0$ ,  $d=0.06$  and  $d=0.07$  for CT1vsCT2, CT1vsCT3 and CT2vsCT3, respectively). However, we found that  $P_{int}$  increased by 29.69% ( $t=2.158$ ,  $p=0.037$ ,  $d=0.54$ ) and  $P_{mecaTot}$  by 15.72% ( $t=2.319$ ,  $p=0.026$ ,  $d=0.28$ ) between the first and the third CT trial. No significant difference in  $P_{int}$  and  $P_{mecaTot}$  was found between the first and second CT trial



(GLMM:  $t=1.353$ ,  $d=0.37$  and  $t=1.330$ ,  $d=0.31$ , respectively,  $p>0.05$  in both cases) and between the second and third CT trial (GLMM:  $t=0.785$ ,  $d=0.07$  and  $t=0.964$ ,  $d=0.02$ , respectively,  $p>0.05$  in both cases).

### 3.2.4. Discussion

The aim of our study was to test the hypothesis that the locomotor pattern of an individual walking while carrying a load with another individual remains as pendular and economical as when he is walking alone. This hypothesis was tested by using the IPS model associated with a PAM to assess the economy of the locomotor pattern. The IPS represents the ideal situation of a pendulum displacement of the CoM and is considered as a model of energy saving during walking (Donelan et al., 2002). The PAM allowed us to compute the position of the CoM and to take into account the internal work (Moretto et al., 2016; Zatsiorsky and Seluyanov, 1983). To our knowledge, it is the first time that the economy of gait during collective load carriage in humans is investigated. Our work explores first the immediate adaptation of the individuals to load transport (WS vs CT1), then the adaptation to the task due to its repetition (CT1, CT2 and CT3).

When the RMSE and the amplitude of the vertical displacement of the CoM was compared between the WS and the first trial of the CT condition, no significant differences were found. The vertical displacement of the CoM of the individuals as a function of time in the two conditions thus followed the same sinusoidal pattern. These results are consistent with those of Holt et al. (2003) who found no significant difference in the amplitude of the CoM displacement for isolated individuals walking loaded (wearing a backpack) or unloaded.

To assess the consistency of the walking pattern with the IPS model we computed the energy recovered according to Cavagna et al. (1977), i.e. in the sagittal plane only, and the energy recovered in the three dimensions of the space,  $RR_{3D}$  to take into account the fact that the potential energy can be transferred in forward as well as in transverse kinetic energy.

The value of  $RRs$  we found in the WS condition (58%) is close to that found by Bastien et al. (2016) in unloaded Nepalese porters and untrained individuals, i.e. 61% for individuals walking at  $1.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Because the value of  $RRs$  increases in the first trial of the CT condition compared to the trial in the WS condition, one can say that the walking pattern of the individuals was closer to a pendulum-like behavior when achieving the collective load

transport task than when they walk separately. This result can be compared to that found by Heglund et al. (1995) in African women of the Luo tribe carrying loads on the top of their heads. These authors found a  $RRs$  of 65% for unloaded women and a  $RRs$  of 68% for women carrying a load representing 10% of their body-mass (BM).

The values of  $RR_{3D}$  we found are very close to that found for  $RRs$ . Thus, one can conclude that the pendular behavior of the CoM is low in the frontal plane. Since this is observed both in the WS and CT conditions one can say that the walking pattern is not disturbed by the collective transportation task despite the physical link established between the two individuals. Finally, one should note that both  $RRs$  and  $RR_{3D}$  increase between the trial in the WS condition and the first trial in the CT condition, suggesting an immediate adaptation to load transport in individuals. Thus, it seems that the additional efforts linked to the coordination between individuals in the frontal plane do not disturb the energy recovered by each individual.

When the individuals are considered as a poly-articulated system and the contribution of each body segment can be assessed, the total mechanical power can be computed. In our study, we found that the mechanical power (whether internal, external or total) did not change in the first trial of the CT condition compared to the trial in the WS condition. Although Heglund et al. (1995) calculated mechanical power only in the sagittal plane the values they found are comparable to ours for African women carrying loads of up to 20% of their BM on top of their head. Our results are also close to those of Bastien et al. (2016) on individual Nepalese porters in which the changes in mechanical energy due to the lateral movements of the CoM were also neglected. In agreement with our findings these authors found that for individuals walking at a speed of  $1.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  the mass-specific total work was independent of the load carried although it decreases with increasing loads for higher speeds ( $W_{\text{ext}}$  is stable but  $W_{\text{int}}$  decreases) (Bastien et al., 2016).

When comparing the three successive trials in the CT condition we observed an increase in the speed of the CoM, which could be considered a result of training. Indeed, this could correspond to a better motor control of the task, i.e. for the same economy in mechanical output, individuals perform the carriage task faster. In the same way as in Holt et al. (2003), this increase was accompanied by an increase of the CoM amplitude. Nevertheless, the total mechanical cost of locomotion also increased over trials. This could be explained by an increase both of the internal power and of the CoM speed over trials. Both the  $RRs$  and  $RR_{3D}$  also tended to increase (Fig. 3.5). The movements of the body

segments could contribute to increase the pendulum like behavior of the overall CoM, and thus reach a higher economy level.

Our study shows that the displacement of the CoM of an individual during the collective transport of an object follows the same sinusoidal pattern as that of an individual walking alone and unloaded. Moreover, during collective transport the pendular behavior of the CoM of the individuals increases, so that their locomotor pattern was more consistent with the IPS model. In parallel, we noted an increase in the speed and in the CoM amplitude during successive trials, which seems an adaptation to the collective transport situation. Finally, when the external and internal power are considered in 3D, we found that the total mechanical cost of locomotion did not change when walking alone and when walking while transporting an object with another individual and this despite the physical link between individuals. Our results are in accordance with the literature on load transport by single individuals and demonstrate the stability and economy of the locomotor pattern during load transport in general. It should be noted however that the object carried by the individuals in our experiment was relatively light and that one does not know whether the same results would be observed with heavier objects. A study of the metabolic cost and efficiency (Minetti et al., 2006) incurred in a collective load carriage task could be helpful to complement the mechanical analysis presented here.

Today, carriage tasks are increasingly appearing as training exercises to improve physical capacities. The study presented here provides a better understanding of the effects on locomotion of collective load carriage between two human individuals and can be adapted to CrossFit training by team.

### **Acknowledgements**

Financial support was provided by the ANRT (CIFRE 2015/1321) and the MAS Marquiol for G.F. PhD grant.

### **Conflict of interest**

The authors do not have to disclose any financial or personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) their work.

## References

- Ackerman, J., & Seipel, J. (2014). A model of human walking energetics with an elastically-suspended load. *Journal of Biomechanics*, 47, 1922–1927.
- Bastien, G. J., Willems, P. A., Schepens, B., & Heglund, N. C. (2016). The mechanics of head-supported load carriage by Nepalese porters. *Journal of Experimental Biology*, 219, 3626–3634.
- Blickhan, R., Seyfarth, A., Geyer, H., Grimmer, S., Wagner, H., & Gunther, M. (2007). Intelligence by mechanics. *Philosophical Transactions of the Royal Society*, 365, 199–220.
- Burdett, R.G., Skrinar, G.S., & Simon, S.R. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 1, 63-72.
- Castillo, E., Lieberman, G., McCarty, L., & Lieberman, D. (2014). Effects of pole compliance and step frequency on the biomechanics and economy of pole carrying during human walking. *Journal of Applied Physiology*, 177, 507-517.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18, 1-9.
- Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). Sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262, 639-657.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work basic mechanisms in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 268, 243–261.
- Cavagna, G. A., Willems, P., & Heglund, N. (2000). The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528, 657-668.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155–159.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29, 1223-1230.
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35, 117-124.
- Duboy, J., Junqua, A., & Lacouture, P. (1994). *Mécanique humaine*. Paris, Revue E.P.S., Activité physique et sports recherche et formation, pp1-222.

- Feito, Y., Burrows, E.K., & Tabb, L.P. (2018). A 4-year analysis of the incidence of injuries among CrossFit-trained participants. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(10), 232596711880310.
- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2018). Walking pattern efficiency during collective load transport. *Gait & Posture*, 64, 244-247.
- Gomenuka, N.A., Bona, R.L., da Rosa, R.G., & Peyré-Tartaruga, L.A. (2014). Adaptations to changing speed, load and gradient in human walking: Cost of transport, optimal speed, and pendulum. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in sports*, 24, e165-e173.
- Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M., & Cavagna, G. A. (1995). Energy- saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375(6526), 52-54.
- Holt, K. G., Wagenaar, R. C., Lafiandra, M. E., Kubo, M., & Obusek, J. P. (2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of biomechanics*, 36, 465-471.
- Kuo, A.D. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research*, 18, 917-930.
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 26, 617-656.
- Leboeuf, F., & Lacouture, P. (2008). Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. *Movement & Sports Sciences*, 63, 37-52.
- Lee, C. R., & Farley, C. T. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 201, 2935-2944.
- Mahaudens, P., Banse, X., & Detrembleur, C. (2008). Effects of short-term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 28, 703-707.
- Minetti, A. E., Formenti, F., & Ardigò, L. P. (2006). Himalayan porter's specialization: Metabolic power, economy, efficiency and skill. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273, 2791-2797.
- Moretto, P., Villeger, D., Costes, A., & Watier, B. (2016). Elastic energy in locomotion: spring mass vs. poly-articulated models. *Gait & Posture*, 48, 183-188.

- Saunders, J., Inman, V., & Eberhart, H. (1953). The major determinant in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35, 543.
- Tesio, L., & Detrembleur, D. L. C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds, *Clinical Biomechanics*, 13, 77–82.
- Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N.C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198, 379–393.
- Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. Biomechanics VIII-b, Human Kinetics Publishers Inc., Champaign, IL, pp1152–1159.

### 3.3. Compléments d'analyse

Cette étude propose une analyse du patron locomoteur et des échanges d'énergies mécaniques externes dans le plan sagittal et en 3D, mais aussi une quantification des puissances mécaniques lorsque deux sujets marchent non-chargés ou transportent une charge ensemble. Cependant, elle n'observe pas le pourcentage d'énergie restituée spécifiquement dans le plan frontal.

Pour compléter cette analyse, nous avons donc utiliser la même méthode pour calculer un  $RR$  dans le plan frontal (ci-après nommé  $RR_f$ ) et observer les transferts d'énergie externe sur les axes médio-latéral et vertical (Eq. 3.12).

$$RR_f = 100 \frac{W_{kml} + W_v - W_{ext(frontal)}}{W_{kml} + W_v} \quad (3.12)$$

Avec  $W_{kml}$  le travail permettant le déplacement du CoM sur l'axe médio-latéral,  $W_v$  le travail permettant le déplacement du CoM sur l'axe vertical (énergies cinétique externe verticale et potentielle de pesanteur) et  $W_{ext(frontal)}$  le travail permettant le déplacement du CoM dans le plan frontal (calculés avec la même méthode qu'au 2.2.2.2).

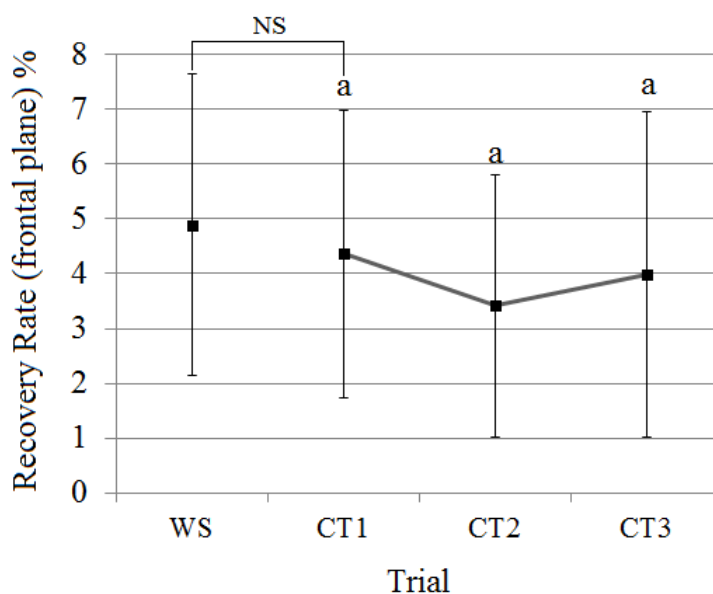


FIGURE 3.8 - Moyenne  $\pm$  écart-type du pourcentage d'énergie restituée dans le plan frontal pour l'essai en condition WS et pour les trois essais en condition CT (N = 20 dans tous les essais). Les valeurs des barres portant la même lettre (a) ne sont pas significativement différentes (test t apparié pour la comparaison de l'essai en condition

WS et du premier essai en condition CT, GLMM pour la comparaison des trois essais de la condition CT). NS = pas de différence significative.

L'analyse statistique montre que le pourcentage d'énergie restituée dans le plan frontal (Fig. 3.8) n'était pas significativement différent entre la condition WS et la condition CT (test t de Student:  $t = 0.87$ ,  $p = 0.39$ ), et entre les trois essais de la condition CT (GLMM:  $F = 1.37$ ,  $p = 0.27$ ). Notons également que les valeurs du *RRf* sont nettement inférieures aux valeurs du *RRs* (Fig. 3.2), montrant que le transfert d'énergie dans le plan frontal est très faible par rapport au plan sagittal.

Au travers de ces calculs, nous avons analysé le déplacement du CoM global des individus. Cependant, il a également été intéressant d'examiner comment le déplacement de ce CoM a été généré. Pour ce faire, nous avons calculer les puissances mécaniques internes produites par chaque individu. Une analyse complémentaire distinguant l'énergie cinétique interne des membres supérieurs, inférieurs et du tronc pourrait compléter ces résultats et permettre de mieux comprendre la contribution des segments principaux (Fig. 3.9).

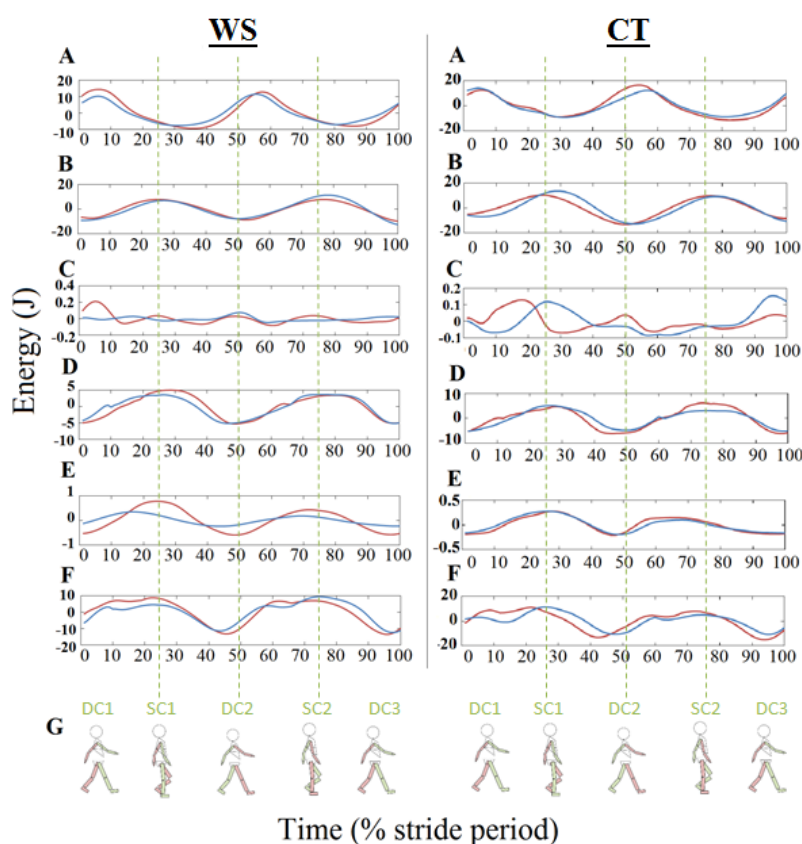


FIGURE 3.9 - Exemple de variation de l'énergie cinétique externe vers l'avant (A), de l'énergie potentielle de pesanteur plus de l'énergie cinétique externe verticale (B), de



l'énergie cinétique interne du tronc (C), de l'énergie cinétique interne des jambes (D), de l'énergie cinétique interne des bras (E) et de l'énergie mécanique totale (F) sur un cycle de marche pour le sujet 1 (rouge) et le sujet 2 (bleu), en condition WS et CT1 (groupe 1, essai 1). Les valeurs d'énergie sont centrées sur leur moyenne.

La figure 3.9 montre donc un exemple de la part d'énergie cinétique interne ( $E_{int,k}$ ) des trois parties principales du corps (tronc, membres supérieurs et inférieurs notés  $E_{int,k}^{tr}$ ,  $E_{int,k}^{ul}$ , et  $E_{int,k}^{ll}$ , respectivement) dans l'un de nos groupes pour les essais WS et CT1. On peut voir que les variations de  $E_{int,k}^{ll}$  sont environ deux fois plus grandes que celles de  $E_{int,k}^{ul}$ , et dix fois plus grandes que celles de  $E_{int,k}^{tr}$ . Les ordres de grandeur sont approximativement les mêmes entre les conditions WS et CT1 pour tous les paramètres calculés. La coordination du tronc et des membres inférieurs ne semble donc pas différer entre les conditions WS et CT1. Cependant, une meilleure synchronisation entre les sujets concernant l'énergie cinétique interne de leurs membres supérieurs est observée dans la condition CT1 par rapport à la condition WS (Fig. 3.9.E). Nous faisons l'hypothèse que cela est causé par le lien qui les unit lors de la condition CT ; c'est-à-dire par l'objet à transporter. Il semblerait donc qu'une meilleure coordination entre les sujets se mettent en place au niveau de leurs membres supérieurs, lorsqu'un transport collectif de charges est réalisé.

### 3.4. Synthèse

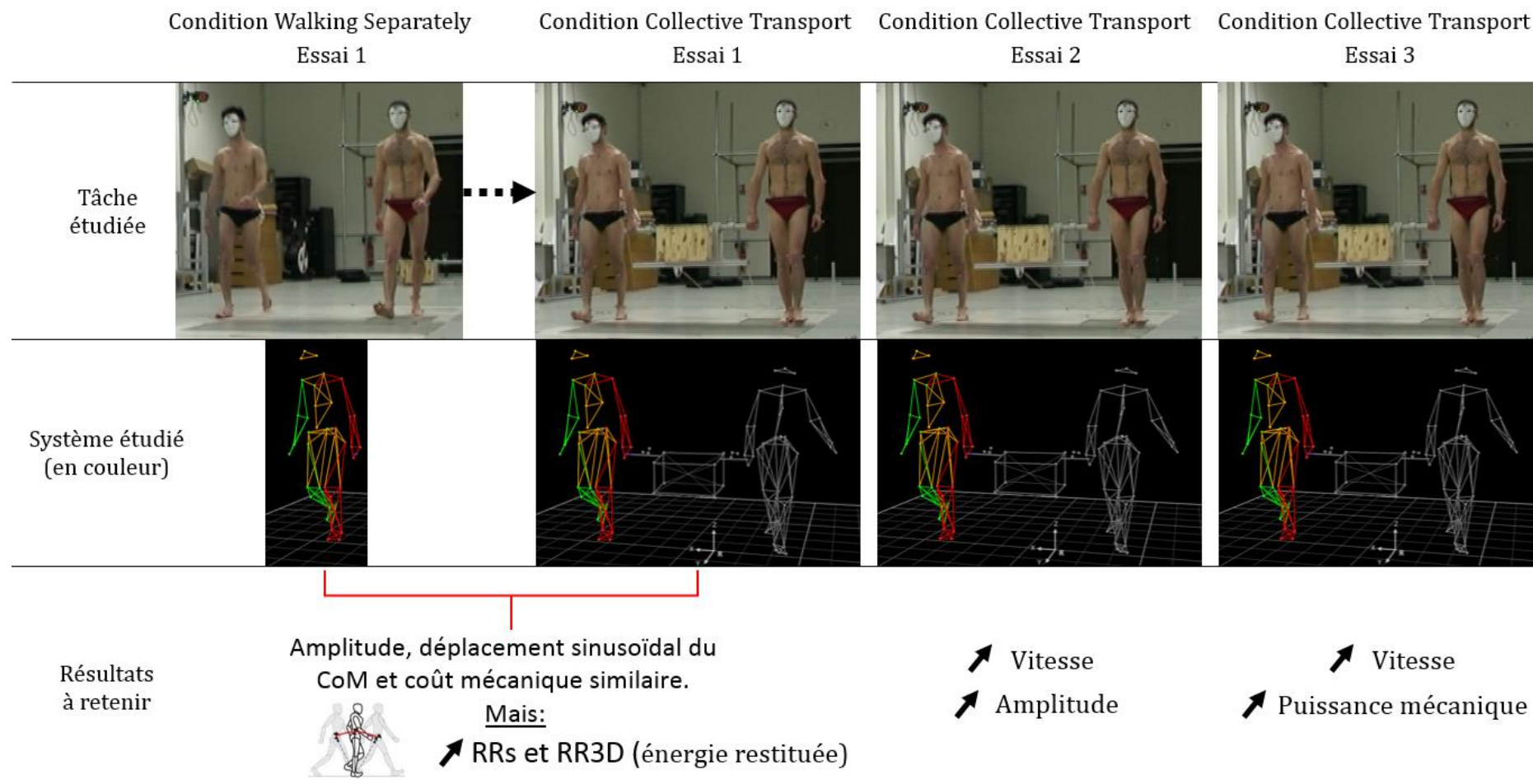


FIGURE 3.10 - Synthèse de l'étude n°1 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir.

## 4. ÉTUDE 2 : ÉCONOMIE DU PATRON LOCOMOTEUR DURANT UN TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES, APPLICATION DU MODÈLE PACS

### 4.1. Transition et résumé

Dans l'étude précédente nous nous sommes intéressés à deux individus transportant une charge légère ensemble. Pour ce faire, nous avons analysé le comportement individuel de chaque sujet afin de les comparer à leur déplacement à vitesse stable, sans lien physique et sans charge.

Dans cette seconde étude, nous avons voulu proposer une autre façon d'étudier le transport collectif en analysant le déplacement d'un système poly-articulé composé des deux individus et de la charge qu'ils transportent. Ce type d'analyse permet de savoir si les deux individus arrivent à mobiliser la charge ensemble, tout en collaborant pour que le tout soit économique. En effet, si le transport collectif de charges est économique, on pourrait s'attendre à ce que le centre de masse de l'ensemble, formé par plusieurs individus et par la charge qu'ils transportent, aient le même comportement pendulaire qu'un individu isolé marchant seul. L'objectif principal de notre étude était d'évaluer à quel point cela serait le cas.

Nous avons enregistré la cinématique 3D du mouvement des segments du corps de dix dyades formées par deux personnes portant une charge ensemble lors de trois essais successifs. Les individus ont porté la charge côte à côte sur une trajectoire rectiligne de 13 mètres. Ensuite, le pourcentage d'énergie restituée au centre de masse de l'ensemble formé par les deux individus et la charge qu'ils portent a été calculé (c'est-à-dire le pourcentage de l'énergie potentielle qui est convertie en énergie cinétique, et inversement).

Les valeurs du pourcentage de restitution étaient similaires à celles trouvées dans la littérature pour les personnes marchant seules, ce qui montre que les échanges énergétiques externes se produisant lors du transport collectif sont aussi économiques pour l'ensemble du système que ceux lorsque l'individu marche seul. Le pourcentage d'énergie restituée a également augmenté au cours des essais successifs, suggérant une amélioration des performances suite à la familiarisation avec la tâche.

Nos résultats démontrent donc la capacité des humains à collaborer efficacement pour porter une charge de façon économique. Notons aussi que les valeurs du pourcentage d'énergie restituée que nous avons trouvé pourraient être utilisées comme référence chez les robots collaboratifs.

## 4.2. Article 2

**Gait & Posture, 64 (2018): 244-247**

Walking pattern efficiency during collective load transport

Guillaume Fumery<sup>a,b</sup>, Laetitia Claverie<sup>a</sup>, Vincent Fourcassié<sup>a</sup> & Pierre Moretto<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Centre de Recherches sur la Cognition Animale, Centre de Biologie Intégrative, Université de Toulouse, CNRS, UPS, France

<sup>b</sup> Physical Medicine and Rehabilitation Center, MAS Marquiol, Toulouse, France

---

### ARTICLE INFO

Received 9 March 2018  
 Received in revised form  
 1 June 2018  
**Accepted 17 June 2018**

*Keywords:*

Gait  
 Collective behavior  
 3D-motion analysis  
 Recovery rate  
 Center of mass

### ABSTRACT

*Background:* While the locomotor behavior of humans walking alone has been extensively studied, the locomotor behavior of humans transporting a load collectively is very poorly documented in the biomechanics literature. Yet, collective transport could find potential developments in other domains such as rehabilitation and robotics.

*Research question:* If collective load transport is made economically one could expect that the center of mass of the ensemble formed by several individuals and the load they carry has the same pendulum-like behavior as a single individual walking alone. The main objective of our study was to assess to what extent this is the case.

*Methods:* We recorded the 3D kinematics of movement of the body segments of ten dyads formed by two persons carrying a load together in three successive trials. The individuals carried the load, side by side, along a 13m straight trajectory. Then, the recovery rate of the center of mass of the ensemble formed by the two individuals and the load they carry (i.e. the rate of transfer between potential and kinetic energy) was computed.

*Results:* The values of recovery rate were similar to those found in the literature for individuals walking alone, showing that the external energetic exchanges occurring during collective transport are as efficient as those occurring in single gait. The recovery rate also increased in successive trials, suggesting an improvement of the performance with familiarization.

*Significance:* Our results demonstrate the ability of humans to collaborate efficiently for carrying a load. The values of recovery rate we found could be used as a benchmark for the control of collaborative robots.

---

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.114>

### Highlights:

- Locomotion is as pendular in two subjects carrying a load as in single subjects.
- The center of mass displacement becomes more pendular in successive trials.
- Results propose values of mechanical economy for human-robot collaboration.
- Coordination of articular efforts between subjects needs to be explored.

#### **4.2.1. Introduction**

The development of robots to assist humans in factories, hospitals and at home has become an important issue in ergonomic engineering [1]. Surprisingly, although research on human biomechanics is often used as a basis for robotic development [2], only few studies have been published so far on the biomechanical interactions between humans and robots during collective load carriage [3]. As a first step to understand the nature of these interactions, we thus decided to investigate the mechanical economy achieved by humans during a collective load carriage task. The concept of mechanical economy has mostly been studied so far in single gait of unloaded individuals. It is based on the work by Cavagna et al. [4] who suggested that the low mechanical work achieved during walking in humans could be explained by the pendular displacement of the center of mass (CoM) of the body leading the authors to model the body as an inverted pendulum system (IPS). Because it is pendular and thus induces a transfer between potential and kinetic energy along the walking cycle, the spontaneous walking pattern is considered as an efficient means of locomotion [4,5]. One had to wait the work of Heglund et al. [6] on African women for the first study on the effect of load carriage on the mechanical economy of walking. However, these authors worked on single individuals and did not extend their study to collaborative load transport, which is likely to affect walking in a very different manner. In this study, we investigated whether two human individuals transporting an object collectively behave economically. We computed the CoM of the ensemble formed by a dyad of individuals and the load they carry. Then, we studied its displacement during a whole walking cycle at constant speed. High-resolution 3D tracking and reconstruction techniques of kinematic data [7] of the dyads allow to do this by representing each dyad as a Poly-Articulated Collective System (PACS), i.e. a poly-articulated system of multiple  $n$  rigid segments [8]. If the CoM displacement of the PACS has the same pendulum-like

behavior as the CoM of a single individual as described in the literature, the external work would be minimal for a constant speed.

## 4.2.2. Material and methods

### 4.2.2.1. Population

Twenty healthy male volunteers tested by pair (mean  $\pm$  SD: individual 1 on the left side of the load: height=1.77  $\pm$  0.07 m, mass=74.78  $\pm$  9.00 kg; individual 2 on the right side of the load: height=1.77  $\pm$  0.05 m, mass=74.54  $\pm$  12.38 kg) performed successively three trials at spontaneous speed on a 13m-long walkway (Fig. 4.1). The individuals walked side by side with a box (mass=13.41 kg) they carried by two lateral handles. The mass of the box was close to 10% of the body-mass of the two individuals. This way we respected a level of activity practiced daily by the individuals, according to the definition of a non-interventional study of the CNRS bioethical office. Informed consent was obtained from all participants.

### 4.2.2.2. Experimentation

Thirteen infrared (11 MX3 and 2 TS40) transmitter-receivers video cameras (Vicon®, Oxford metric's, Oxford, United Kingdom) were used to acquire the kinematic data of one gait cycle by trial. The Vicon® calibrated volume (30m<sup>3</sup>) was set in the middle of the walkway to record the walking patterns at stable speed. The gait cycle of the PACS was recorded from the first heel strike of individual 1 to the third heel strike of individual 2.

Ninety-eight retro-reflective markers were placed on the PACS (i.e. 42 on each individual according to Wu et al. [9,10] and 14 on the box), and their positions were recorded at a frequency of 200 Hz (filtered with a 4th order Butterworth filter and a 5 Hz cut frequency). The kinematic analysis of the PACS was carried out with the software Vicon Nexus® 1.8.5 (Fig. 4.1).

### 4.2.2.3. Computed parameters

The De Leva Anthropometric tables [11] allowed us to estimate the mass  $m_i$  and the CoM $i$  of each segment and to assess the global CoM of the PACS (Fig. 4.1). The CoM of the PACS (Eq. 4.1) was computed as follows:

$$\overrightarrow{G}_{PACS} = \frac{1}{m_{PACS}} \sum_{i=1}^{n=33} m_i \overrightarrow{G}_i \quad (4.1)$$

With  $\overrightarrow{G_{PACS}}$  the 3D position of the PACS CoM in the frame R (the global coordinate system),  $m_{PACS}$  the mass of the PACS,  $n$  the number of PACS segments (i.e. 16 segments per volunteer plus one segment for the box) and  $\overrightarrow{G_i}$  the 3D position of the CoMi in the frame R (Fig. 4.1).

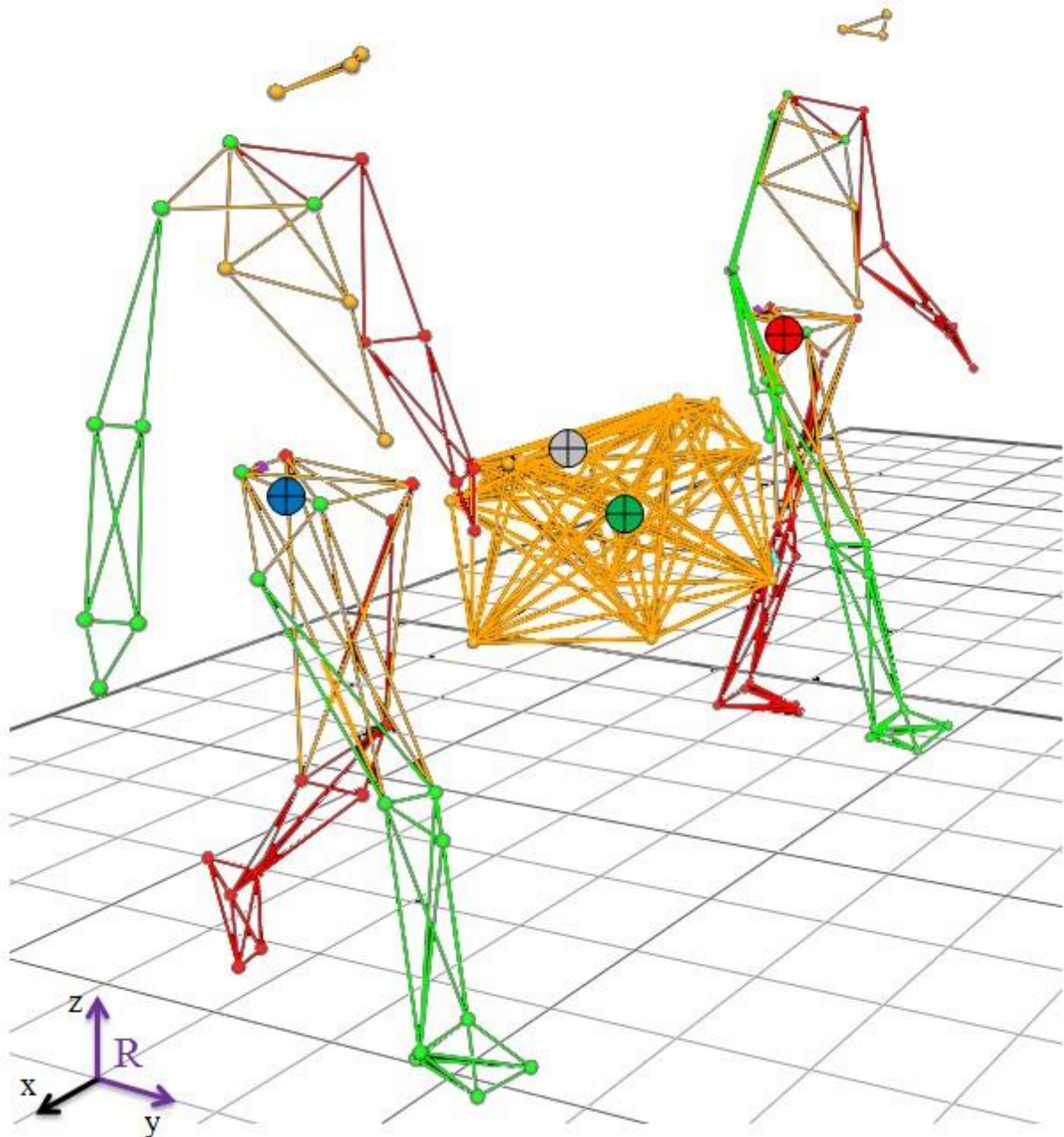


FIGURE 4.1 - Reconstruction of the individuals and the box they carry on Vicon Nexus®. The left side of the body is represented in red, the right side in green and the head, trunk and pelvis in orange. The points correspond to the locations of the markers. The circled crosses represent the CoM of individual 1 (red), individual 2 (blue), the box (green) and



the PACS (grey). The sagittal plane is in purple in the R referential (external coordinate system), with x the medio-lateral axis, y the antero-posterior axis and z the vertical axis. Then, we computed with the same method as Bastien et al. [12] the forward kinetics, as well as the vertical and external work of the global CoM of the PACS. We assumed that the friction at the joints and ground contacts could be neglected. The forward kinetics work  $W_{kf}$  is the positive work to accelerate the CoM forwards, calculated as the sum of the increments of the forward kinetic energy ( $E_{kf}$ , computed on the y axis, Eq. 4.2) along the time curve with:

$$E_{kf} = \frac{1}{2} m \overline{V}_{fG}^2(t) \quad (4.2)$$

where  $m$  is the mass of the individual and  $\overline{V}_{fG}(t)$  is the linear forward velocity of the CoM in the global coordinate system R.

The vertical work  $W_v$  is the positive work to move the CoM against gravity, calculated as the sum of the increments of the vertical kinetic energy ( $E_{kv}$ , computed on the z axis, Eq. 4.3) plus the potential energy ( $E_{pot}$ , Eq. 4.4) along the time curve with:

$$E_{kv} = \frac{1}{2} m \overline{V}_{vG}^2(t) \quad (4.3)$$

and

$$E_{pot} = mgh \quad (4.4)$$

where  $\overline{V}_{vG}(t)$  is the linear vertical velocity of the CoM in R,  $g=9.81\text{ms}^{-2}$  is the module of the acceleration vector due to gravity and  $h$  the vertical height of the CoM position in R (z-component).

The external work  $W_{ext}$  is the positive external work to raise and accelerate the CoM. It is computed as the sum of the increments of the external mechanical energy ( $E_{ext}$ , Eq. 4.5) along the time curve with:

$$E_{ext} = E_{pot} + E_{kv} + E_{kf} \quad (4.5)$$

Following Cavagna et al. [12], we computed the recovery rate (RR) of the PACS CoM (Eq. 4.6) in the sagittal plane to obtain an indication of the amount of energy transferred between the potential and the kinetic energy: the closer the value of RR is to 100%, the more consistent the locomotor pattern is with the IPS model [4,13–15].

$$RR = 100 \frac{W_{kf} + W_v - W_{ext}}{W_{kf} + W_v} \quad (4.6)$$

If the friction forces were to be neglected and the system was conservative, it would have a RR equal to 100%.

#### 4.2.2.4. Data analysis

The data were analyzed with Matlab R2016b© and R 3.4.3©. After checking for normality, a paired t-test was used to compare the RR between successive trials. The significance threshold was set at 0.05.

#### 4.2.3. Results

The RR was not significantly different between the first and second trials ( $t=0.57$ ) but increased by 15% between the second and third trials ( $t=-2.73$ ,  $p=0.02$ ) and by 11% between the first and third trials ( $t=-2.85$ ,  $p=0.02$ ) (Fig. 4.2). The variability of the RR also decreased from trial 1 to trial 3, as shown by the value of the relative standard deviation (RSD=23, 36 and 14% for trial 1, 2 and 3 respectively).

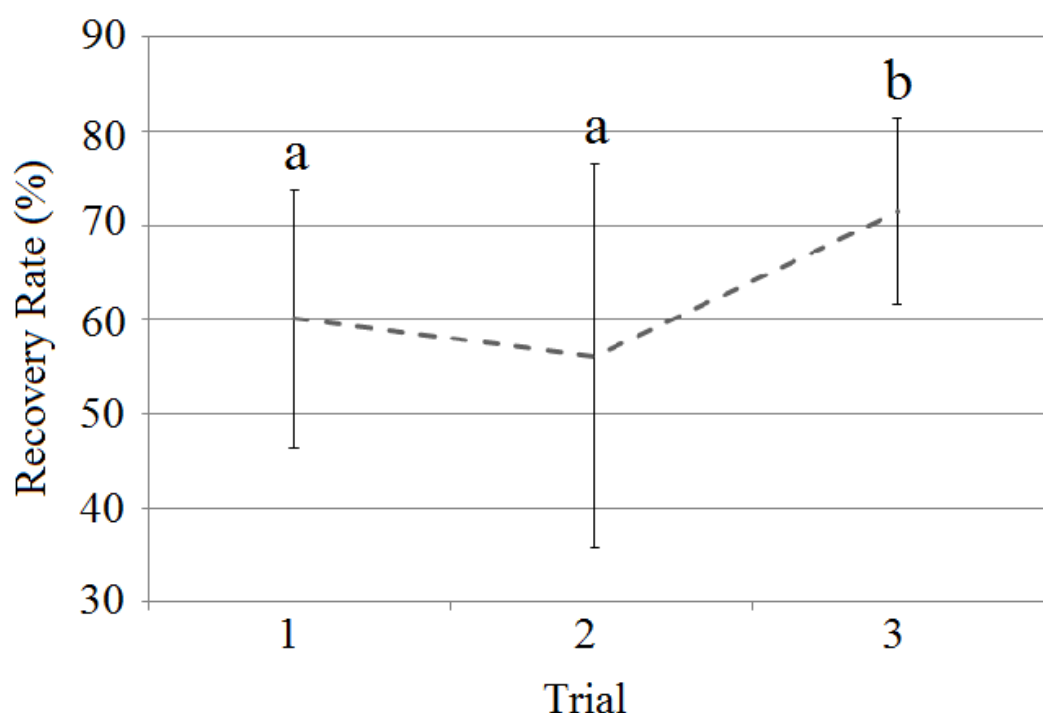


FIGURE 4.2 - Mean  $\pm$  SD of the RR of the PACS CoM for the three successive trials ( $N=10$  in all trials). The bars sharing the same letters indicate values that are not significantly different ( $p>0.05$ ).

#### 4.2.4. Discussion

In this study, we investigated the pendular displacement of dyads of individuals carrying a load collectively. To do this, we first computed the position of the global CoM of the PACS. Then, we computed an index commonly used in studies of individual locomotion, the recovery rate, to evaluate the pendular displacement of the global CoM during three successive trials of the same dyads of individuals. The RR was not significantly different between the first and second trials (mean  $\pm$  CI0.95:  $60.25 \pm 7.59$  and  $56.20 \pm 9.19\%$ , respectively). These values are close to those found by Bastien et al. [13] on unloaded Nepalese porters and untrained individuals (RR=61%). Thus, the displacement of the CoM of the PACS is as pendular as that of the CoM of single individuals walking alone [13], highlighting a comparable transfer between potential and kinetic energy. Further research focusing on the articular efforts deployed by each individual during the transport would be required to understand the mechanisms underlying this result.

Our results also show a better pendulum-like behavior of the PACS and a lower variability between the ten dyads of individuals in the third trial, suggesting an improvement of the performance with familiarization. Our approach allows to quantify the efficiency of a dyad of individuals carrying the same object and to propose a value of recovery rate that could be integrated to define the range of parameter values of a pattern generator designed for collaborative robots [16,17].

#### Conflict of interest statement

The authors do not have to disclose any financial or personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) their work.

#### Acknowledgements

Financial support was provided by the ANRT (CIFRE 2015/1321) and the MAS Marquiol for G.F. PhD grant.

#### References

[1] M.A. Goodrich, A.C. Schultz, Human-robot: a survey, *FTHCI 1* (2007) 203–275.

- 
- [2] C. Vassallo, A.H. Olivier, P. Souères, A. Crétual, O. Stasse, J. Pettré, How do walkers behave when crossing the way of a mobile robot that replicates human interaction rules? *Gait Posture* 60 (2017) 188–193.
- [3] A. Bussy, P. Gergondet, A. Kheddar, F. Keith, A. Crosnier, Proactive behavior of a humanoid robot in a haptic transportation task with a human partner, IEEE (Ro-Man), Paris, France, September 9–13, 2012.
- [4] G.A. Cavagna, F.P. Saibene, R. Margaria, External work in walking, *J. Appl. Physiol.* 18 (1963) 1–9.
- [5] J.M. Donelan, R. Kram, A.D. Kuo, Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking, *J. Biomech.* 35 (2002) 117–124.
- [6] N.C. Heglund, P.A. Willems, M. Penta, G.A. Cavagna, Energy-saving gait mechanics with head-supported loads, *Nature* 375 (1995) 52–54.
- [7] L. Tesio, D.L.C. Detrembleur, The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds, *Clin. Biomech.* 13 (1998) 77–82.
- [8] P. Moretto, D. Villeger, A. Costes, B. Watier, Elastic energy in locomotion: spring mass vs. poly-articulated models, *Gait Posture* 48 (2016) 183–188.
- [9] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, et al., ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion— part I: ankle, hip, and spine, *J. Biomech.* 35 (2002) 543–548.
- [10] G. Wu, F.C.T. van der Helm, H.E.J. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A.R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, et al., ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II: shoulder, elbow, wrist and hand, *J. Biomech.* 38 (2005) 981–992.
- [11] P. De Leva, Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters, *J. Biomech.* 29 (1996) 1223–1230.
- [12] G.A. Cavagna, H. Thys, A. Zamboni, Sources of external work in level walking and running, *J. Physiol.* 262 (1976) 639–657.
- [13] G.J. Bastien, P.A. Willems, B. Schepens, N.C. Heglund, The mechanics of headsupported load carriage by Nepalese porters, *J. Exp. Biol.* 219 (2016) 3626–3634.

- [14] N.A. Gomenuka, R.L. Bona, R.G. da Rosa, L.A. Peyré-Tartaruga, Adaptations to changing speed, load and gradient in human walking: cost of transport, optimal speed, and pendulum, *Scand. J. Med. Sci. Sports* 24 (2014) e165–e173.
- [15] P.A. Willems, G.A. Cavagna, N.C. Heglund, External, internal and total work in human locomotion, *J. Exp. Biol.* 198 (1995) 379–393.
- [16] M. Peshkin, E. Colgate, Cobots, *Ind. Robot* 26 (1999) 335–341.
- [17] D.J. Agravante, A. Sherikov, P.-B. Wieber, A. Cherubini, A. Kheddar, Walking pattern generators designed for physical collaboration, *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, France, May 16–21, 2016.

### 5.3. Synthèse

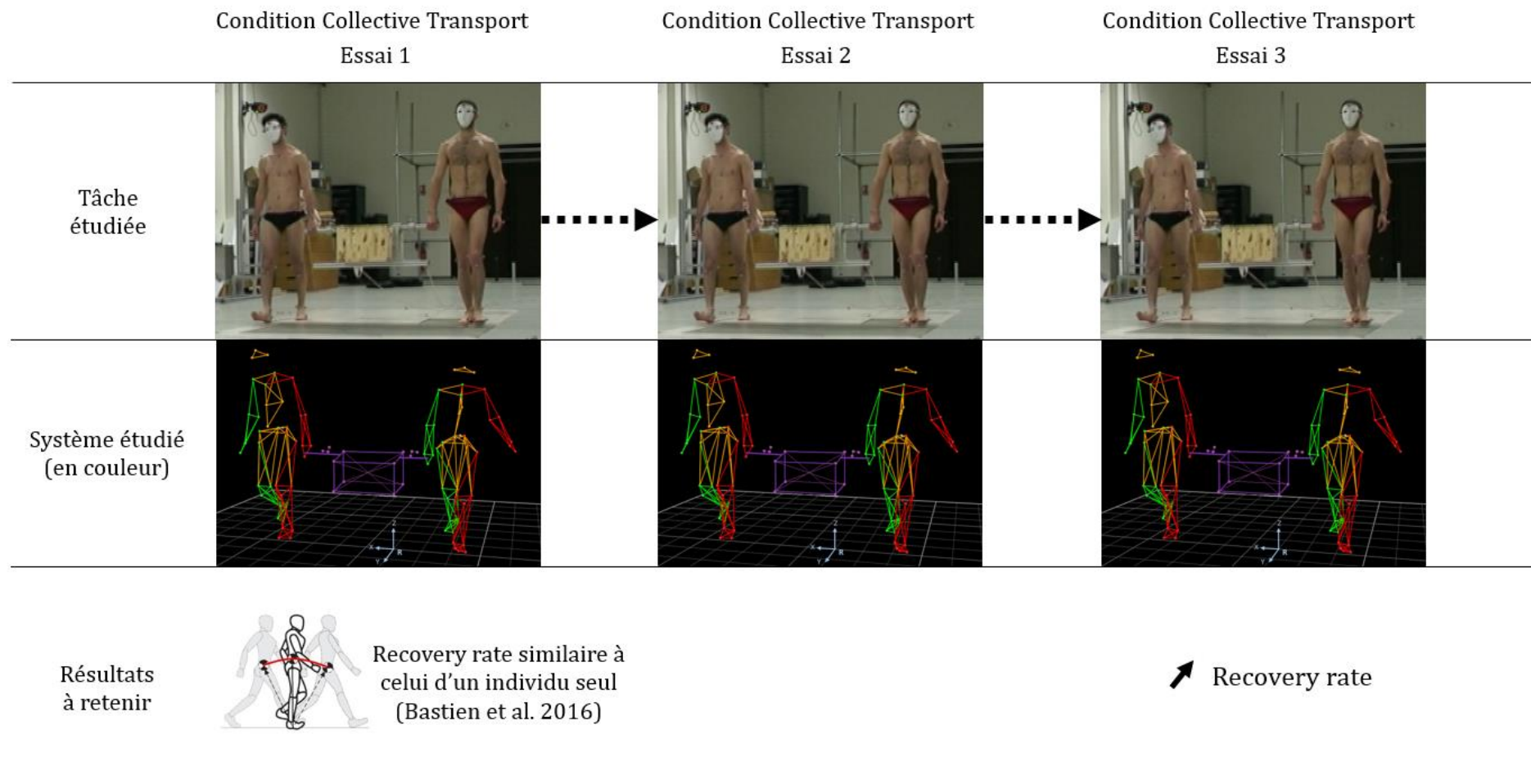


FIGURE 4.3 - Synthèse de l'étude n°2 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir.

## 5. ÉTUDE 3 : PERFORMANCES LOCOMOTRICES IMPLIQUANT UNE TÂCHE DE TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES COUPLÉE À UNE TÂCHE D'ATTENTION

### 5.1. Transition et résumé

Marcher avec une charge est une tâche à la fois motrice et cognitive, qui convient à la construction de paradigmes d'interférence lorsque deux tâches sont concomitantes. Afin de compléter les études précédentes, nous avons étudié l'impact de l'ajout d'une seconde tâche (exigeante au niveau attentionnel) sur le déplacement locomoteur du système constitué par deux individus et une charge qu'ils transportent. Nous avons alors examiné dans quelle mesure l'économie du transport de la charge par une dyade d'individus est affectée lorsque des individus doivent effectuer une seconde tâche motrice, qui nécessite de l'attention, en même temps.

Pour ce faire, dix dyades d'individus ont été étudiées successivement dans deux conditions. Dans le premier cas, les dyades devaient transporter une boîte collectivement alors que dans le deuxième cas, elles devaient transporter la même boîte tout en maintenant une bille au centre d'une cible, représentée sur le dessus de l'objet à transporter. Le pourcentage d'énergie restituée, l'amplitude et la période de la trajectoire du centre de masse (CoM) du système formé par chaque dyade plus la boîte ont été calculés. Les forces et les moments articulaires exercés par les membres supérieurs des individus à l'intérieur de chaque dyade ont été déterminés à l'aide de la méthode par dynamique inverse, puis analysés afin de déterminer la manière dont les individus coordonnent leurs efforts.

Nous avons observé une diminution de la performance globale des dyades dans la condition d'attention. Nos résultats démontrent donc qu'une seconde tâche peut réduire l'économie du transport de charges réalisée collectivement. Dans cette condition, les efforts musculaires des membres supérieurs étaient mieux répartis pour la moitié des groupes.

## 5.2. Article 3

Locomotor performance involving a collective load carriage task with an attention task.

Guillaume Fumery<sup>a,b</sup>, Laetitia Claverie<sup>a</sup>, Vincent Fourcassié<sup>a</sup> & Pierre Moretto<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Centre de Recherches sur la Cognition Animale, Centre de Biologie Intégrative, Université de Toulouse, CNRS, UPS, France

<sup>b</sup> Physical Medicine and Rehabilitation Center, MAS Marquiol, Toulouse, France

---

### ARTICLE INFO

*To be submitted*

*Keywords:*

Gait

Collective Behavior

3D-Motion Analysis

Recovery Rate

Center of mass

Attention

### ABSTRACT

*Background:* Walking with a load is a task that has both a motor and cognitive component and that is suitable for building dual-task interference paradigms. Here we study the particular case of collective load carriage.

*Research question:* We investigated to what extent the economy of load carriage by a dyad of individuals is affected when individuals have to perform a second distractive task at the same time.

*Methods:* Ten dyads of individuals were studied successively in two conditions. In the first condition the dyads had to transport a box collectively while in the second condition they had to transport the same box while at the same time maintaining a ball in a target on its top. The recovery-rate, the amplitude and the period of the trajectory of the center of mass (CoM) of the system formed by each dyad plus the box were computed. The forces and articular moments exerted on the upper limbs of individuals within each dyad were determined with the inverse dynamic method and then analyzed in order to investigate how individuals coordinate their effort.

*Results:* We observed a decrease in the overall performance of the dyads in the attention condition (i.e. when the second task was added). However, the muscular efforts of the upper-limbs were better distributed during this condition.

*Significance:* Our results demonstrate that a second task requiring attention can decrease the economy of a load carriage task individuals have to achieve collectively.

---



### Highlights:

- Load transport by a dyad is less efficient when coupled with a second task.
- Individual efforts within a dyad are better balanced when joint attention is required.
- Amplitude and speed of dyad center of mass decrease when joint attention is required.

#### **5.2.1. Introduction**

Dual-task interference paradigms are commonly used in psychology to highlight the cognitive limits of the human brain (Pashler, 1994). In this kind of paradigm the two tasks involved can have either or both a cognitive and a motor component. Locomotion is a well-known example of a task that has both a cognitive and a motor component (Yogev et al., 2008; Yogev-Seligmann et al., 2010) and that can be used in interference paradigms. For example, Frengopoulos et al. (Frengopoulos et al., 2018) have shown that walking along an L-shaped path while at the same time performing an arithmetic task deteriorates the mobility function. Load carriage is another case in point. Although carrying a light load on the shoulders (Castillo et al., 2014) or on the back (Ackerman et al., 2014 ; Bastien et al., 2016) does not require much attention and thus does not affect the locomotor pattern, this may not be true of others manners to carry a load, e.g. when the load has to be balanced on top of the head (Heglund et al., 1995) or when it is carried collectively, which requires some kind of coordination between individuals. In a recent study of a collective load carriage task performed by dyads of individuals (Fumery et al., 2018) we show that the external energetic exchanges occurring during this type of transport are as efficient as those occurring in single gait. Here we extend this study by investigating to what extent the performance of the system formed by the dyad of individuals and the box they carry is impacted when they have to perform together another task, requiring both motor skills and attention.

We used 3D motion analysis techniques to analyze the locomotor pattern of ten dyads of individuals carrying a box collectively and compared this pattern when this task was coupled or not with a second task, consisting in maintaining a ball in the center of a circular target drawn on the top of the box. We recorded the forces applied on the box to compute the muscular moments and joint forces they produced at the upper-body segments. At the same time, we assessed to what extent the individuals were invested in the second distractive task by measuring the accuracy with which they maintained the

ball inside the target. We tested the general hypothesis that the pendulum-like trajectory of the center of mass of the system formed by the individuals and the load they carry will be disrupted by the mobilization of the cognitive functions required to perform the second task.

## 5.2.2. Material and methods

### 5.2.2.1. Population

Ten pairs of healthy male individuals (mean $\pm$ s.d.: volunteer 1 - at the left side of the load: height = 1.77 $\pm$ 0.07 m, mass = 74.78 $\pm$ 9.00 kg; volunteer 2 - at the right side of the load: height = 1.77 $\pm$ 0.05 m, mass = 74.54 $\pm$ 12.38 kg) participated in the experiments. The individuals had no orthopedic disabilities, no dysfunctions of the locomotor system, no neurological or vestibular diseases, no visual deficits and no proprioceptive disorders or dementia. Informed consent was obtained from all participants.

### 5.2.2.2. Experimental protocol

The individuals were tested in two conditions. In the first condition (Control Condition: CC) they had to walk side by side at spontaneous speed while at the same time carrying a box (mass = 13.41 kg, size: 0.40x0.40x0.28 m) by two lateral handles (Fig. 5.1). The mass of the box was close to 10% of the body-mass of the two volunteers. Therefore, the effort required to transport the box respected a level of activity practiced daily, according to the definition of a non-interventional study given by the CNRS bioethical office. To become accustomed to the task the volunteers performed three successive trials and we retained only the third trial for the analysis.

In the second condition (Attention Condition: AC), the individuals were instructed that, in addition to the transport of the box, they had to perform an accuracy task which consisted in keeping a ball (diameter: 19mm, mass: 2g) in the center of a circular target drawn on the top of the box (inset Fig. 5.1). The individuals were not allowed to communicate when performing the task. A performance score (score<sub>p</sub>) was assigned to each image of the videos captured by a Vicon® system (200 images/s), depending on the location of the ball in the target: 1 when the ball was inside the small circle, 0.5 when it was in-between the small and large circle and 0 when it was outside the large circle. The

accuracy over the whole gait cycle was measured by an overall score ( $\text{Score}_{\text{accuracy}}$ ), expressed in percentage, and calculated as follows:

$$\text{Score}_{\text{accuracy}} = \frac{\sum \text{Score}_p \times 100}{t_{\text{gait cycle}}} \quad (5.1)$$

where  $t_{\text{gait cycle}}$  represents the number of Vicon<sup>®</sup> images recorded along one gait cycle.

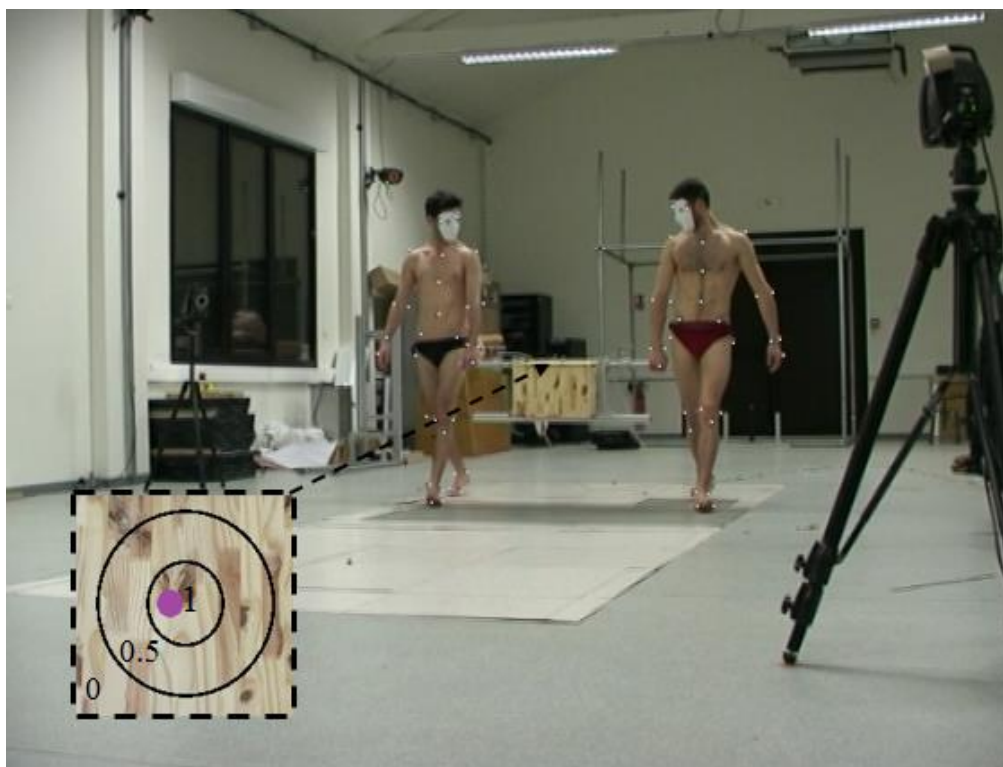


FIGURE 5.1 - Collective transport coupled with a second task requiring attention (Attention Condition). The dyad of volunteers had to carry a box (mass = 13.41 kg, size: 0.40x 0.40 x 0.28) from one end of the experimental room to the other (13m) while at the same time maintaining a ball (diameter=19mm, mass=2g) in the center of a circular target (diameter of the small and large circle: 120 mm and 240 mm respectively) drawn on the upper side of the box (see inset). In this example, the dyad would obtain a  $\text{score}_p$  of 1 because they maintain the ball (purple) inside the small circle. They would obtain a  $\text{score}_p$  of 0.5 if the ball were in-between the small and large circle and of 0 if the ball were outside the two circles.

### 5.2.2.3. Kinematic and kinetic data acquisition

Thirteen infrared (11 MX3 and 2 TS40) transmitter-receiver video cameras (Vicon<sup>®</sup>, Oxford metric's, Oxford, United Kingdom) were used to acquire the kinematic

data. Forty-two retro-reflective markers were placed on bony landmarks and on the navel of each individual (according to Wu et al. 2002 ; 2005) and fourteen on the box (Fig. 5.1). The ball itself was reflective and was tracked by the Vicon<sup>®</sup> system. The positions of the markers were recorded at a 200 Hz frequency. In order to record the gait pattern at stable speed (i.e. to exclude the acceleration and deceleration phases at the beginning and end of each trial) the volume calibrated by the Vicon<sup>®</sup> system (30 m<sup>3</sup>) was located in the middle of the 13m-long walkway crossed by the volunteers. The data were recorded on one gait cycle of the system formed by the poly-articulated model (Moretto et al., 2016 ; Zatsiorsky & Seluyanov, 1983) of the two individuals and the load they carry (herewith called Poly-Articulated Collective System, PACS), defined from the first heel strike of individual 1 to the third heel strike of individual 2. The two lateral handles used by the individuals to transport the box were equipped with Sensix<sup>®</sup> force sensors with a sampling frequency of 2000 Hz. We applied a 4<sup>th</sup> order Butterworth filter and a 5 Hz and 10 Hz cut frequency to analyze the positions of the markers and the forces exerted on the box handles, respectively. The kinematic analysis was conducted using the Vicon Nexus 1.8.5<sup>®</sup> software, which allows to reconstruct the two individuals and the box they carry from the 98 3D locations of the markers.

#### 5.2.2.4. Computed parameters

##### 5.2.2.4.1. Displacement of the CoM<sub>PACS</sub>

The De Leva Anthropometric tables (De Leva, 1996) allowed us to estimate the mass  $m_i$  and the CoM of each segment  $i$  (CoM <sub>$i$</sub> ) of the PACS and to compute its global CoM (CoM<sub>PACS</sub>) as follows:

$$\mathbf{G}_{PACS} = \frac{1}{m_{PACS}} \sum_{i=1}^{n=33} m_i \mathbf{G}_i \quad (5.2)$$

with  $\mathbf{G}_{PACS}$  the 3D position of the CoM<sub>PACS</sub> in the frame R (the global coordinate system),  $m_{PACS}$  the mass of the PACS,  $n$  the number of PACS segments (i.e. 16 segments per volunteer plus one segment for the box) and  $\mathbf{G}_i$  the 3D position of the CoM <sub>$i$</sub>  in the frame R. We assumed the friction at the joints and ground contacts could be neglected.

The amplitude ( $A = Z_{max} - Z_{min}$ , with  $Z$  the height of the CoM<sub>PACS</sub>, in meters, Holt et al., 2003) and the period (peak to peak, in percent of the gait cycle) of the CoM<sub>PACS</sub> were also assessed.

We used the same method as Bastien et al. (2016) to compute the forward kinetic ( $W_{kf}$ ), as well as the vertical ( $W_v$ ) and external work ( $W_{ext}$ ) of the CoM<sub>PACS</sub>. Based on the external work, we then computed the percentage of energy recovered (called recovery rate  $RR$  in Fumery et al., 2018) of the CoM<sub>PACS</sub> in the sagittal plane to assess the amount of energy transferred between the potential and the kinetic energy:

$$RR = 100 \frac{W_{kf} + W_v - W_{ext}}{W_{kf} + W_v} \quad (5.3)$$

The closer the value of  $RR$  to 100%, the more consistent the locomotor pattern is with the inverted pendulum system (IPS) model of locomotion (Bastien et al., 2016 ; Cavagna et al., 1963 ; Gomenuka et al., 2014 ; Willems et al., 1995). The IPS represents the ideal situation of a pendulum-like displacement of the CoM and is considered as a model of energy saving during walking (Donelan et al., 2002).

#### 5.2.2.4.2. Muscular efforts of the upper limbs

We computed the Moment Cost Function ( $MCF$  in  $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-2}$ , Costes et al., 2018) with the inverse dynamic method in order to quantify the muscular constraints produced at all the joints of the upper limbs.

$$MCF = \sqrt{M_{L\_wt}^2} + \sqrt{M_{R\_wt}^2} + \sqrt{M_{L\_el}^2} + \sqrt{M_{R\_el}^2} + \sqrt{M_{L\_sh}^2} + \sqrt{M_{R\_sh}^2} + \sqrt{M_{back}^2} + \sqrt{M_{neck}^2} \quad (5.4)$$

Where  $M_{L\_wt}$ ,  $M_{R\_wt}$ ,  $M_{L\_el}$ ,  $M_{R\_el}$ ,  $M_{L\_sh}$ ,  $M_{R\_sh}$ ,  $M_{back}$  and  $M_{neck}$  are the mean values over a PACS gait cycle of the three-dimensional left and right wrist, left and right elbow, left and right shoulder, top of the back and neck moments, respectively.  $\sqrt{M^2}$  represents the Euclidian norm of  $M$  (i.e. =  $\sqrt{\sum_{i=1}^3 (M_i)^2}$ , with  $M_i$  the  $i$ -th component of the vector  $M$ ). We summed the  $MCF$  values of each individual to obtain the total moment cost function (Total  $MCF$ ). The Total  $MCF$  allows to quantify the global muscular effort produced at the upper-limbs of the PACS during one gait cycle. Finally, the  $MCF$  difference ( $\Delta MCF$ ) between the two individuals was computed to investigate whether the volunteers produced the same effort in the upper limbs during load transport.

#### 5.2.2.5. Data analysis

The data were analyzed with Matlab R2016b© and StatView 5.0© software. A paired t-test was used to compare the  $RR$ s, the amplitudes, the periods and the velocities

of the vertical displacement of the  $\text{CoM}_{\text{PACS}}$  between the CC and AC condition. The significance threshold was set to 0.05. All values in the result section are given as mean  $\pm$ s.d.

### 5.2.3. Results

#### 5.2.3.1. Center of mass trajectories

The  $\text{CoM}_{\text{PACS}}$  velocity decreased significantly between the CC ( $1.40 \pm 0.14 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) and the AC condition ( $1.23 \pm 0.18 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) ( $t=3.385$ ,  $p=0.008$ ). The same was true for the  $\text{CoM}_{\text{PACS}}$  amplitude (Fig. 5.2A,  $t=3.704$ ,  $p=0.005$ ). However, the period was not significantly different between the two conditions (Fig. 5.2B,  $t=0.842$ ,  $p=0.422$ ).

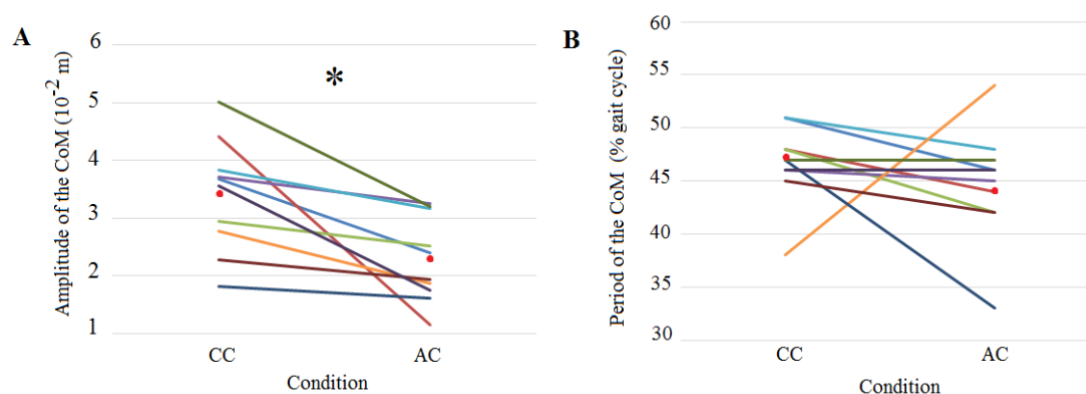


FIGURE 5.2 - Amplitude **(A)** and period **(B)** of the vertical displacement of CoM of the system formed by the dyad of individuals and the box they carry in the CC and AC condition. Each dyad was tested successively in the two conditions and the values for the same dyad in the two conditions are linked by a line (N=10 dyads). The red points represent the mean. The same color is assigned to each dyad in both figures. CC: Control Condition. AC: Attention Condition. \* = significant difference ( $p=0.005$ , paired  $t$ -test).

The percentage of energy recovered decreased significantly ( $30.47 \pm 18.60$  %) between the CC to the AC condition (Fig. 5.3,  $t=5.18$ ,  $p<0.001$ ).

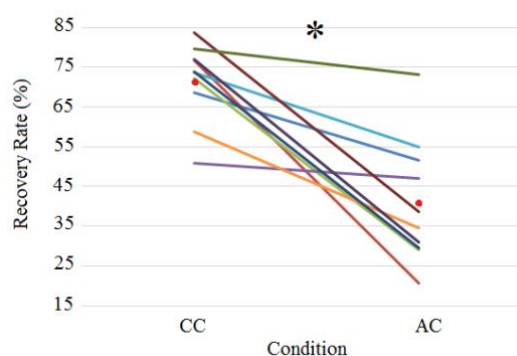


FIGURE 5.3 – Recovery rate for each dyad in the CC and AC condition (N=10 dyads). See figure 5.2 for other notations. \* = significant difference ( $p < 0.001$ , paired  $t$ -test).

### 5.2.3.2. Moment cost function

In the CC condition there was clearly two groups of dyads: five dyads showed high values of both Total MCF (Fig. 5.4A) and  $\Delta MCF$  (Fig. 5.4B) while five other dyads showed low values.

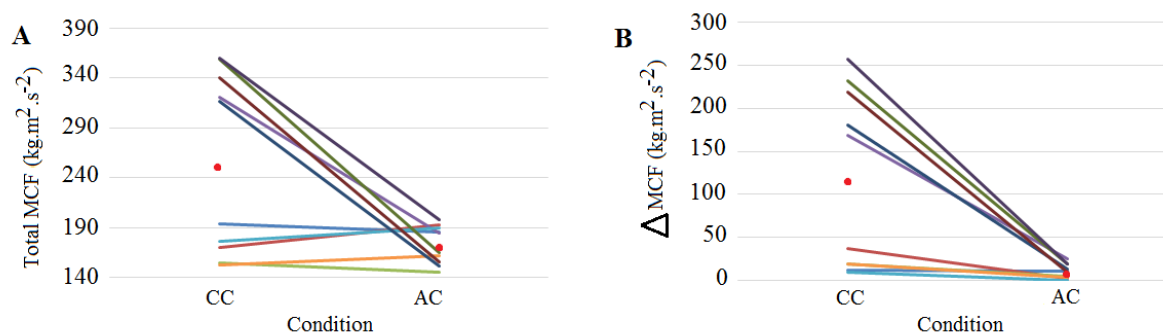


FIGURE 5.4 - Total MCF (A) and differences ( $\Delta$ ) in MCF of the individuals within each dyad (B) in the CC and AC condition (N=10 dyads). See figure 5.2 for other notations.

### 5.2.3.3. Score of the second task

The  $\text{Score}_{\text{accuracy}}$  was  $80.45 \pm 23.66$  % during one gait cycle of the PACS in the AC condition.

## 5.2.4. Discussion

The first aim of our study was to test the hypothesis that the gait performance of two individuals walking together while transporting collectively a load was disturbed when they performed a second task requiring attention. Indeed, we found that the displacement of the CoM of the system formed by the dyads of individuals and the box

they carried (i.e. the PACS) was less pendular when the collective transport task was coupled with a second distractive task. Moreover, the muscular efforts produced by the upper-limbs were more similar among the dyads of individuals and between each individual within each dyad when individuals had to perform a transport task and a second task at the same time. When only the transport task was performed two types of strategies were used.

Regarding the energy recovered, the value we found for the PACS in the control condition (mean  $\pm$  CI<sub>0.95</sub> = 60.25  $\pm$  8.57 %) is comparable with that found by Bastien et al. (2016) in Nepalese porters and untrained individuals ( $RR = 61\%$ ) or with that obtained by Tesio and Detrembleur (1998) in healthy individuals ( $RR = 60\%$ ). Thus, the displacement of the CoM<sub>PACS</sub> was as pendular as the COM of an individual walking alone. When a second distractive task was added however, we observed a significant decrease of the  $RR$ , which suggests a disruption of the pendulum-like behavior of the CoM<sub>PACS</sub>. Therefore, coupling a task of collective load carriage with a task requiring attention induced a mechanical cost for the whole system. The potential energy ( $E_{pot} = mgh$  with  $m$  the mass,  $g$  the module of the acceleration vector due to gravity and  $h$  the vertical height of the CoM) and the kinetic energy ( $E_k = \frac{1}{2} mv^2$ , with  $v$  the CoM velocity) are linked with the CoM location at each time. Thus, the disturbance of the CoM pendular displacement could induce a less efficient transfer between the potential and kinetic energies in the sagittal plane (Cavagna et al., 2000), and may lead to a dissipation of the mechanical energy or to an energy transfer in the medio-lateral direction.

The speed of the CoM<sub>PACS</sub> decreased when a second task was added. As observed for the gait of single adults performing a dual-task (Yogev-Seligmann et al., 2010), the individuals needed to reduce their speed when performing both the collective carriage task and the second task. In accordance with the findings of Holt et al. (2003), this decrease in speed was accompanied with a decrease of the CoM<sub>PACS</sub> amplitude. Although the second task induced a decrease of the pendular behavior and amplitude of the system, the period of the displacement of the CoM<sub>PACS</sub> was not affected.

The economy of load carriage was affected by the second task independent of the performance of the individuals in this task. Indeed, the accuracy score was not correlated ( $r=0.31$ ,  $p=0.386$ ) with the  $RR$ . The accuracy score was high, suggesting a good investment of the participants in the second task. According to Yogev et al. (2008) walking is a complex motor activity which requires both the mobilization of executive functions, i.e.



the cognitive capacities that allow an immediate adaptation of the motor behavior, and attention. Hence, the decrease in locomotor performance we observed in the attention condition could be explained by an increase in attention and a decrease in the mobilization of the executive functions used in locomotion.

The effect of the second task on the physical action of the volunteers on the carried load was also investigated. We used the forces and moments applied on the handles of the box to compute with the inverse dynamic method the constraints at the joints of both upper-limbs of each subject. We observed a large variability of the muscular efforts among dyads in the control condition. Five of the ten dyads produced greater efforts than others and within these five dyads, the muscular efforts produced by each individual were very unbalanced. In the attention condition on the other hand, each individual within these five dyads produced similar muscular efforts to keep the ball inside the circular target and to displace the load during the whole gait cycle. Overall, when a second task was added, the muscular efforts were less variable between the dyads as well as between the two individuals within each dyad. It would be interesting to investigate how individuals within each dyad collaborate to achieve the task by studying their head orientation, eye movements and the way they coordinate their efforts.

To conclude, our study highlights the fact that achieving a collective load transport task and a second task (requiring accuracy and attention) at the same time affects the CoM displacement of the system formed by the dyad of individuals and the load they carry. Along with a decrease of the speed, we observed a disruption of the pendulum-like behavior of the system resulting in a lower economy of load carriage. These results could be of interest for people working in ergonomics and could find potential developments in robotics (e.g. human-robot interactions) and in the rehabilitation domain, for example when several caregivers in health care establishments have to move a patient.

### **Conflict of interest statement**

The authors do not have to disclose any financial or personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence (bias) their work.

### **Acknowledgements**

Financial support was provided by the ANRT (CIFRE 2015/1321) and the MAS Marquiol for G.F. PhD grant.

---

## References

- Ackerman, J., & Seipel, J. (2014). A model of human walking energetics with an elastically suspended load. *Journal of Biomechanics*, 47: 1922–1927.
- Bastien, G. J., Willems, P.A., Schepens, B., & Heglund, N. C. (2016). The mechanics of head-supported load carriage by Nepalese porters. *Journal of Experimental Biology*, 219: 3626–3634.
- Castillo, E., Lieberman, G., McCarty, L., & Lieberman, D. (2014). Effects of pole compliance and step frequency on the biomechanics and economy of pole carrying during human walking. *Journal of Applied Physiology*, 117: 507-517.
- Cavagna, G.A., Saibene, F.P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18: 1-9.
- Cavagna, G.A., Willems, P., & Heglund, N. (2000). The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528: 657-668.
- Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., & Watier, B. (2018). Spontaneous change from seated to standing cycling position with increasing power is associated with a minimization of cost functions. *Journal of Sports Sciences*, 36: 907-913.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29: 1223-1230.
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A.D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35: 117-124.
- Frengopoulos, C., Payne, M.W., Holmes, J.D., Viana, R., & Hunter, S.W. (2018). Comparing the effects of dual-task gait testing in new and established ambulators with lower extremity amputations, *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1-8.
- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2018). Walking pattern efficiency during collective load transport. *Gait & Posture*, 64: 244-247.
- Gomenuka, N.A., Bona, R.L., da Rosa, R.G., & Peyré-Tartaruga, L.A. (2014). Adaptations to changing speed, load and gradient in human walking: Cost of transport, optimal speed, and pendulum. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in sports*, 24: e165-e173.
- Heglund, N.C., Willems, P.A., Penta, M., & Cavagna, G.A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375: 52–54.

- Holt, K.G., Wagenaar, R.C., Lafiandra, M.E., Kubo, M., & Obusek, J.P. (2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of biomechanics*, 36: 465–471.
- Moretto, P., Villegier, D., Costes, A., & Watier, B. (2016). Elastic energy in locomotion: spring mass vs. poly-articulated models. *Gait & Posture*, 48: 183–188.
- Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin*, 116: 220–244.
- Tesio, L., & Detrembleur, D.L.C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds, *Clinical Biomechanics*, 13: 77–82.
- Willems, P.A., Cavagna, G.A., & Heglund, N.C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198: 379–393.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35: 543–548.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38: 981–992.
- Yogev, G., Hausdorff, J.M., Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, 23: 1–28.
- Yogev-Seligmann, G., Rotem-Galili, Y., Mirelman, A., Dickstein, R., Giladi, N., & Hausdorff, J.M. (2010). How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effect of age and sex on gait speed and variability. *Physical Therapy*, 90: 177-186.
- Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. Biomechanics VIII-b, Human Kinetics Publishers Inc., Champaign, IL, 1152–1159.

### 5.3. Compléments d'analyse

Cet article présente les résultats concernant le pourcentage d'énergie restituée (*RR*), l'amplitude, la vitesse et la période du CoM, mais aussi les efforts musculaires produits par les membres supérieurs, pour chaque paire d'individus transportant une charge ensemble, avec ou sans seconde tâche. Durant les expériences, nous avons visuellement constaté que les individus semblaient modifier l'orientation de leur tête lorsqu'ils devaient conserver la bille au centre de la cible. En effet, les individus semblaient regarder vers l'objet plutôt que vers le sens du mouvement. Nous avons alors réalisé, dans cette analyse complémentaire, une quantification des angles de rotation de la tête, des épaules et du bassin (en degrés) lors de chaque condition expérimentale (Control Condition CC et Attention Condition AC). L'angle était considéré comme positif lorsqu'il était ouvert vers l'objet à transporter. Afin de mesurer si la flexion du rachis cervical était augmentée ou non, nous avons mesuré l'évolution de la distance (en centimètres) entre les marqueurs FOR (front du sujet) et STE (manubrium sternal du sujet). Un test t de Student a été réalisé pour échantillons appariés, sur l'ensemble de ces données.

TABLE 5.1 - Orientation de la tête, des épaules et du bassin : angles (en degrés) et distance FOR-STE (en centimètres) pour les conditions CC et AC ; moyenne ( $\pm$  écart-type). N=20.

\* = différence significative ( $p < 0.05$ ) ; \*\* = différence significative ( $p < 0.01$ )

	CC	AC
<b>Angle tête (degrés)</b>	2.58 ( $\pm 4.61$ )	60.00 ( $\pm 11.81$ ) **
<b>Angle épaules (degrés)</b>	1.99 ( $\pm 3.13$ )	11.21 ( $\pm 6.61$ ) **
<b>Angle bassin (degrés)</b>	0.16 ( $\pm 5.14$ )	3.45 ( $\pm 4.05$ ) *
<b>Distance FOR-STE (centimètres)</b>	21.67 ( $\pm 4.86$ )	13.98 ( $\pm 3.25$ ) **

Ces résultats permettent de mettre en avant que les sujets ont effectivement modifié l'orientation de leur tête et de leur tronc lorsqu'ils devaient maintenir la bille au centre de la cible. Les angles tête, épaules et bassin sont supérieurs à ceux de la condition contrôle et décroissants ; montrant une rotation complète du tronc, avec une majoration pour la tête et le haut du tronc. La diminution de la distance FOR-STE montre quant à elle que la tête des sujets était plus orientée vers le bas lorsque la seconde tâche a été ajoutée.

Afin d'observer les stratégies mises en place par les sujets pour déplacer la boîte, nous avons observé les forces exercées sur les poignées de celle-ci. Pour ce faire, un calcul

du coefficient de corrélation entre les forces exercées par chaque sujet sur les capteurs Sensix® (inclusent dans les poignées) a été réalisé (Fig. 5.5).

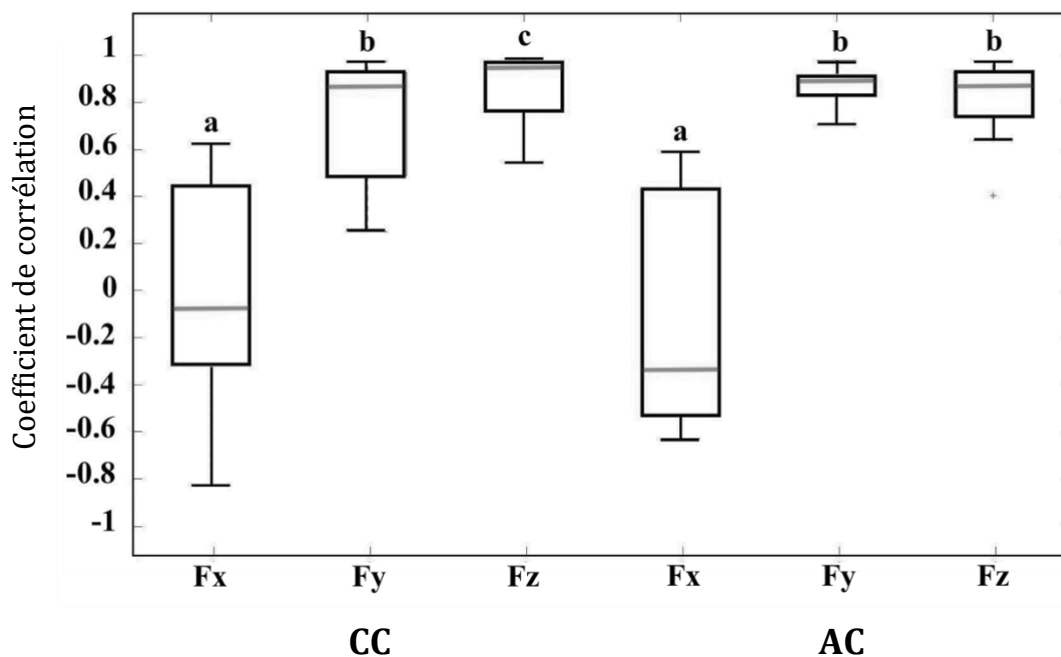


FIGURE 5.5 - Diagrammes en boîte à moustache montrant la distribution du coefficient de corrélation pour les forces appliquées par les sujets sur les poignées de la boîte sur les axes médio-latéral, antéro-postérieur et vertical pendant la condition CC et AC (N = 10 pour chaque condition). Les données représentées par la même lettre ne sont pas significativement différentes.

Les valeurs des coefficients de corrélation pour les composantes tridimensionnelles des forces ne différaient pas significativement entre les conditions CC et AC ( $t = -0.43$ ,  $p = 0.675$ ;  $t = -1.43$ ,  $p = 0.188$ ;  $t = -1.02$ ,  $p = 0.335$  pour les axes médio-latéral, antéro-postérieur et vertical, respectivement). Cependant, des différences significatives ont été observées entre les trois coefficients de corrélation dans chaque condition. Dans la condition CC,  $r_{F_x}$  était inférieur à la fois au  $r_{F_y}$  ( $t = -3,45$ ,  $p < 0,01$ ) et au  $r_{F_z}$  ( $t = -4,53$ ,  $p < 0,01$ ) et  $r_{F_y}$  était inférieur au  $r_{F_z}$  ( $t = -2,48$ ,  $p = 0,04$ ). Dans la condition AC,  $r_{F_x}$  était inférieur à  $r_{F_y}$  ( $t = -6,06$ ,  $p < 0,01$ ) et  $r_{F_z}$  ( $t = -4,50$ ,  $p < 0,01$ ).

Ces résultats montrent, dans les deux conditions expérimentales, une bonne coordination des forces exercées par les deux sujets sur la boîte sur les axes antéro-postérieur (Y) et vertical (Z) puisque le coefficient de corrélation  $r$  est supérieur à 0.8. La coordination sur l'axe médio-latéral (X) est cependant moins bonne, avec une grande variabilité au sein des groupes. Cela signifie que les sujets semblent se coordonner pour

mobiliser la charge dans la direction haut-bas et dans la direction avant-arrière, sans adopter une stratégie commune pour la mobilisation dans la direction gauche-droite. Les résultats étant similaires entre les deux conditions, ils semblent donc montrer ici que la tâche de précision n'affecte pas les stratégies mises en place lors d'un transport collectif de charges simple.

Cependant, nous avons également observé les mouvements de l'objet transporté dans les trois dimensions et nous avons quantifié s'il existait un temps de latence entre les mouvements du côté droit et du côté gauche de l'objet pour les deux conditions. Pour ce faire, nous avons quantifié le décalage temporel  $\tau$  (en ms) par la méthode de corrélation croisée. Nous avons également déterminé si ce décalage était supérieur ou égal à 150 ms, puisque ce délai a été décrit dans la littérature comme étant le temps de réaction moyen chez l'humain (VanRullen & Thorpe, 2001). Le tableau 5.2 présente ces résultats pour les deux conditions expérimentales (c.-à-d. CC et AC).

TABLE 5.2 – Nombre de décalages temporels supérieurs ou égaux à 150ms entre les mouvements du côté droit et gauche de l'objet, dans les trois directions (X médio-latéral, Y antéropostérieur et Z vertical) et pour les conditions CC et AC. N=10 pour chaque condition.

	<b>AXE X</b>	<b>AXE Y</b>	<b>AXE Z</b>
<b>CC</b>	0/10	0/10	1/10
<b>AC</b>	0/10	0/10	5/10

Pour conclure, ces résultats montrent que la tâche de précision semble nécessiter un comportement de type « action-réaction » sur le trajet vertical de l'objet pour la moitié des groupes, alors que ce comportement était très peu observé dans la condition contrôle (1/10). Cependant, aucune latence entre les sujets n'est observée pour le déplacement vers l'avant ou sur l'axe médio-latéral pour les deux conditions. Il semblerait donc que ces individus privilégient les mouvements d'inclinaisons latérales de l'objet (forces appliquées sur l'axe Z, permettant une rotation de l'objet autour de l'axe Y) afin de mobiliser la bille. Lorsque l'un exercerait l'inclinaison, le second sujet réagirait (temps de réaction >150 ms) et compenserait afin que la bille ne dépasse pas l'objectif à atteindre (c.-à-d. le centre de la cible).

## 5.4. Synthèse

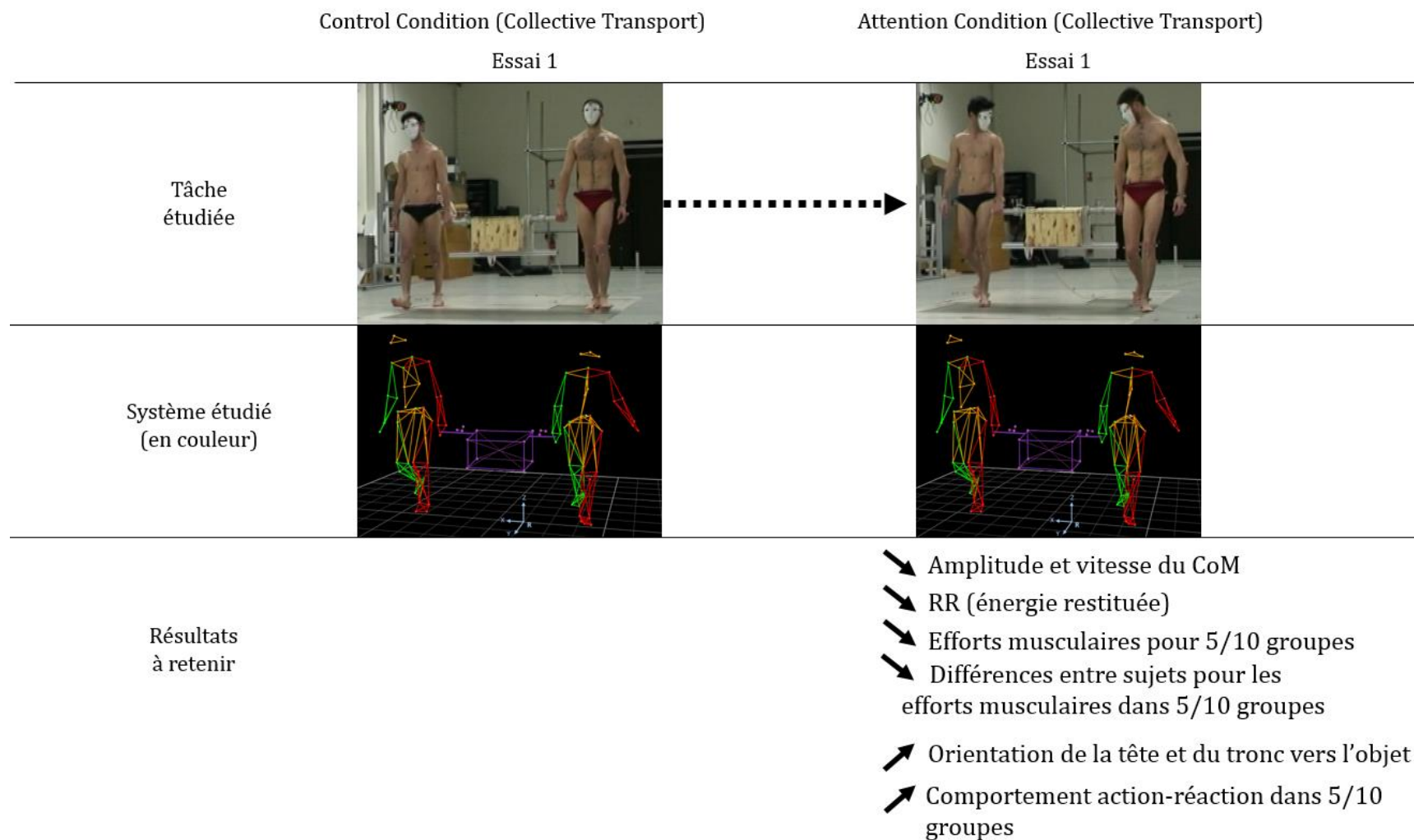


FIGURE 5.6 - Synthèse de l'étude n°3 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir.

## 6. ÉTUDE 4 : IMPACT DE L'ÉVOLUTION DE LA MASSE SUR UN TRANSPORT COLLECTIF DE CHARGES

### 6.1. Transition et résumé

Dans les études précédentes nous nous sommes intéressés à deux individus transportant une charge « légère » ensemble, avec ou sans une seconde tâche attentionnelle concomitante. Pour ce faire, nous avons dans un premier temps analysé le comportement de chaque sujet puis nous avons étudié la dyade et la charge à transporter comme un seul système poly-articulé de 33 segments. L'application de charges plus lourdes semblait être une poursuite logique dans l'étude du comportement collectif d'un transport de charges.

Dans cette étude nous avons donc analysé l'impact de la masse de la charge sur le déplacement d'un système poly-articulé composé des deux individus et de la charge qu'ils transportent. Ce type d'analyse permet de savoir si les deux individus arrivent à mobiliser la charge ensemble, tout en collaborant pour que le tout soit économique, et cela malgré une évolution croissante de la masse de l'objet à transporter. En effet, on pourrait s'attendre à ce que la quantité d'énergie restituée au centre de masse de l'ensemble formé par plusieurs individus et la charge qu'ils transportent reste constante lorsque la charge augmente (pour des charges <50% de la masse corporelle), comme c'est le cas pour l'individu seul non-entraîné (Heglund et al., 1995, Grenier et al., 2012a). Une étude des synergies, permettant d'observer si les membres supérieurs des sujets co-varient, viendra compléter ce travail.

Pour cela, nous avons appliqué le protocole décrit précédemment en faisant évoluer la masse de la charge ; lors de trois essais successifs la charge variait de 20 à 40% du poids corporel de la dyade. Les individus ont porté la charge côte à côte sur une trajectoire rectiligne de 13 mètres. Ensuite, le pattern locomoteur et le pourcentage d'énergie restituée au centre de masse de l'ensemble formé par les deux individus et la charge qu'ils portent ont été calculés. Enfin, une étude des moments de forces pour les membres supérieurs a été réalisée.

Nous avons observé une diminution de la longueur du pas des sujets lorsque la charge augmentait. Puis, le pourcentage de l'énergie restituée a diminué lorsque la masse de la charge a atteint 40%, ce qui montre une diminution de l'économie du système par



rapport aux valeurs de charges inférieures. Parallèlement l'amplitude du CoM du système a significativement diminuée. Les résultats concernant les moments de force des membres supérieurs montrent que les synergies entre l'ensemble des articulations pour chaque sujet et les synergies entre les membres porteurs de la dyade ne semblent pas évoluer avec la charge.

Pour conclure, nos résultats démontrent donc une détérioration de la locomotion lorsque la charge évolue, avec un seuil à 40%.

## 6.2. Article 4

Change in collective load carriage biomechanics in response to an increased transported mass.

Guillaume Fumery<sup>a,b</sup>, Nicolas Turpin<sup>c</sup>, Laetitia Claverie<sup>a</sup>, Vincent Fourcassié<sup>a</sup> & Pierre Moretto<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Centre de Recherches sur la Cognition Animale, Centre de Biologie Intégrative, Université de Toulouse, CNRS, UPS, France.

<sup>b</sup> Physical Medicine and Rehabilitation Center, MAS Marquiol, Toulouse, France.

<sup>c</sup> Ingénierie, Recherche et Intervention, Sport, Santé et Environnement, Ingénierie du Sport et de la Santé ; Université de La Réunion, France.

---

### ARTICLE INFO

*To be submitted*

*Keywords:*

Collective behavior

Transport

Load

Locomotion

Gait

### ABSTRACT

The collective carriage of loads of increased mass has never been documented. Although it was shown that walking while transporting collectively a load can be done as economically as when walking alone, no studies have yet investigated the effect on walking of carrying collectively a heavy load. The main objective of our study was to investigate whether the economy in walking observed when carrying collectively a light load is also observed when carrying collectively a heavy load. First, we recorded with a 3D motion analysis system, in three conditions corresponding to increasing load mass, the movements of the body segments of several dyads of subjects carrying a box together. Then, we computed the energy recovered and the mechanical cost of the system formed by the pair of individuals and the load they carry. Finally, we computed the individual's muscular efforts and investigated whether there exist some covariations between the upper-limbs joints. The values of energy recovered we found decreased for load mass higher than 40% of the body-mass, showing a lower economy of the system movements above this value. Our study on synergies show that the coordination between the right and left limb of each subject and between the subjects themselves was very similar whatever the value of the mass carried.

---

### 6.2.1. Introduction

Load carriage in humans is a common but yet complex task. It has been studied in various domains including anthropology (e.g. African porters: Heglund et al., 1995; Himalayan porters: Minetti et al., 2006), ergonomics (e.g. nursing: Hegewald et al., 2018; military equipment transport: Grenier et al., 2012a; 2012b or school bag transport: Vieira et al., 2012), sports (e.g. weightlifting: Caravan et al., 2018) and rehabilitation (e.g. pregnancy: Krkeljas and Moss, 2018), showing the interest in this activity. Previous studies substantially improved our understanding of the biomechanical consequences of carrying a load as regards locomotor pattern or energetic costs. For example, Heglund et al. (1995) found that African women of the Luo tribe who carry loads on their head are able to conserve the whole-body mechanical energy while walking with loads of increasing mass by increasing the energy recovery of their movement through a modification of the pendulum-like displacement of their center of mass (CoM). Untrained individuals on the other hand do not show this increase, which leads to a lower economy in load transport. Also, the carriage of military equipment with different load mass was analyzed by Grenier et al. (2012a; 2012b). Indeed, they varied the load of military equipment from 0% to 46% of body mass. They observed an alteration of the spatio-temporal pattern of walking and an increase in the external work of the subjects, in parallel with the increase of the mass carried. However, the energy recovery did not change. Thus, for untrained individuals, an increase in transported mass affects the individual carrier (decrease of the economy due to energetic and mechanical exchanges, locomotor pattern modifications, etc.). These studies show the limits of the humans to carry loads economically. Therefore, an adaptation of the method (carrying method, number of carriers, etc.) seems necessary to perform economically the task of load carriage.

A common but less studied load carriage task is the transport of a load by two individuals, which requires the coordination between individuals while walking in addition to coping with the constraints associated with the load itself. Only a few studies have focused on this task (but see: Fumery et al., 2018; in press). Fumery et al. (2018) showed that the gait pattern of the system formed by two individuals carrying a load together is not affected when they carry a load corresponding to ~10 % of their body mass. They also demonstrated that the gait patterns of two individuals and the load they have to carry involved in this collective behavior is as economic in terms of external

energy as the walking patterns of individuals walking alone. In other terms, the percentage of external energy expended during collective load carriage is similar to that expended during individual load carriage. However, this result could be linked to the low value of the mass of the load used in this study and/or to the limited number of parameters studied.

The main objective of our study was to investigate whether, when two individuals carry collectively a load, the mass of the load carried induces a change in their locomotor pattern and in the economy with which they walk and carry the load. Based on previous studies on single individuals (Heglund et al., 1995; Holt et al., 2003), we hypothesize that loads of increasing mass should lead to a decrease of the pendular behavior and of the amplitude of the CoM. In order to understand how individuals collaborate in order to transport the load as economically as possible we also studied the synergies between the subjects.

## 6.2.2. Material and Methods

### 6.2.2.1. *Experimental protocol*

Twenty healthy male adults participated in the study. To limit the effect of differences between subject's anthropometry, the volunteers were matched by height and weight. The individuals on the left side of the load (#1) and those on its right side (#2) had an average height of  $1.77\pm 0.07$  m (#1) and  $1.77\pm 0.05$  m (#2) and average weight of  $74.78\pm 9.00$  kg (#1) and  $74.54\pm 12.38$  kg (#2). All participants signed a written informed consent form before the start of the experiments. The research was non-invasive and the task to be performed did not require making dangerous or non-physiological movements, in accordance with the definition of non-interventional studies of the CNRS bioethical office which gave its approval for these experiments.

After being equipped with reflective markers for the kinematic measurements, each pair of participants performed three trials at a freely chosen speed. Individuals walked side by side while in the same time holding a box with one hand with a pronation grasp using a lateral handle fixed on two of the lateral sides of the box (Fig. 6.1). They were instructed to perform the task with the box loaded with different weights. The weights corresponded to 20, 30 and 40% of the body mass of the two individuals (Collective Transport condition: CT20, CT30 and CT40, respectively). The three

conditions were tested in a random order, for each dyad. The instructions given to the subjects orally were: “You should displace the box together from point A to point B.” and “Communication between you is forbidden during all experiments”. The point A and the point B are respectively the start and stop locations of the experiment and are separated by 13 meters.

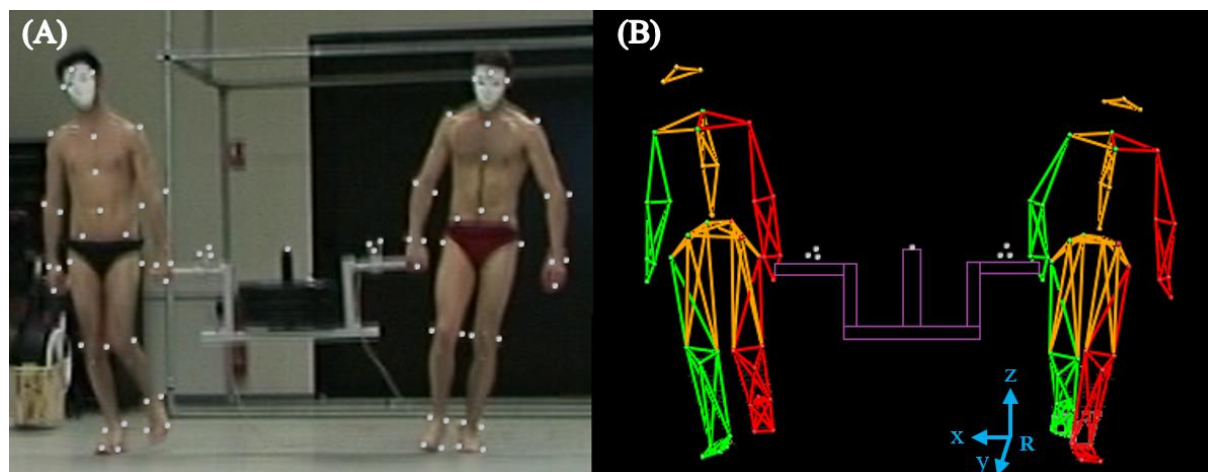


FIGURE 6.1 – Dyad of subjects during a collective load transport. (A) The dyad of volunteers had to carry a box (mass = 20 to 40% of the body mass, size: 1.16x 0.45 x 0.37m) from one end of the experimental room to the other (13m). The points correspond to the locations of the markers. (B) The reconstruction of the individuals and the load they carry on Vicon Nexus<sup>®</sup>. The left side of the body is represented in red, the right side in green, the head, trunk and pelvis in orange and the load in purple. The R referential (external coordinate system), with x the medio-lateral axis, y the antero-posterior axis and z the vertical axis is represented in blue.

#### 6.2.2.2. Kinematics and Kinetics

Thirteen MX3 and TS40 Vicon cameras (Vicon<sup>®</sup>, Oxford) were used to capture the positions of ninety-one retro-reflective markers taped on the system formed by the dyad of individuals and the box they had to carry (hereafter called Poly-Articulated Collective System -PACS): 42 markers were placed on each individual according to Wu et al.'s (2002, 2005) model and 7 markers were placed on the box. The acquisition frequency was set to 200 Hz. In order to record the walking patterns of the individuals at a stable speed and to exclude the acceleration and deceleration phases at the beginning and at the end of each trial, the calibrated volume (30m<sup>3</sup>) corresponded to the central part of the walkway. For the kinematic analysis the individuals and the box were reconstructed with the Vicon Nexus<sup>®</sup> 1.8.5 software. The two lateral handles were equipped each with a 6-axis force

sensor (Sensix<sup>®</sup>, France), allowing to record the reaction forces and moments at a sampling frequency of 2000 Hz. The data were filtered with 4<sup>th</sup> order Butterworth filters with a 5 Hz cut-off frequency for kinematic data and 10Hz for the kinetic data. The gait cycle of the PACS was defined from the first heel strike of individual #1 to the third heel strike of individual #2.

### 6.2.2.3. COM determination and related parameters

De Leva's Anthropometrics tables (1996) were used to estimate the mass ( $m_i$ ) and the position of the center of mass ( $CoM_i$ ) of the segments of each subject and to compute their whole-body CoM. The vertical amplitude ( $Az = Z_{max} - Z_{min}$ , in meters) of the PACS CoM along two consecutive steps and the length of two consecutive steps of each individual were also determined. To evaluate the pendulum-like behavior of the PACS, we compared the displacement of his CoM with that of the Inverted Pendulum System (IPS) model, as the same method to Fumery et al. (2018).

### 6.2.2.4. Assessment of energetic exchanges

The forward kinetic, as well as the vertical and external work of the global CoM of the PACS were computed according to Bastien et al. (2016). The forward kinetic work ( $W_{kf}$ ), i.e. the positive work needed to accelerate the CoM forwards, was calculated as the sum of the increments of the forward kinetic energy ( $E_{kf}$ , Eq. 6.1) along the time curve with:

$$E_{kf} = \frac{1}{2} m \overline{V}_f(t)_{/R}^2 \quad (6.1)$$

with  $m$  the mass of the individual and  $\overline{V}_f(t)_{/R}$  the linear forward velocity of the CoM in the global coordinate system (R).

The vertical work ( $W_v$ ), i.e. the positive work needed to move the CoM against gravity, was calculated as the sum of the increments of the vertical kinetic energy ( $E_{kv}$ , Eq. 6.2) plus the potential energy ( $E_{pot}$ , Eq. 6.3) along the time curve with:

$$E_{kv} = \frac{1}{2} m \overline{V}_v(t)_{/R}^2 \quad (6.2)$$

and

$$E_{pot} = mgh_{/R} \quad (6.3)$$

where  $\overline{V}_v(t)_{/R}$  is the linear vertical velocity of the CoM in R,  $g=9.81 \text{ m.s}^{-2}$ , the acceleration due to gravity, and  $h_{/R}$  is the height of the CoM in R.

The external work ( $W_{\text{ext}}$ ) is the positive external work to raise and accelerate the CoM. It is computed as the sum of the increments of the external mechanical energy ( $E_{\text{ext}}$ , Eq. 6.4) along the time curve with:

$$E_{\text{ext}} = E_{\text{pot}} + E_{\text{kv}} + E_{\text{kf}} \quad (6.4)$$

The energy recovered (called recovery rate  $RR$  in Fumery et al., 2018) by the PACS CoM (Eq. 6.5) in the sagittal plane was computed according to Cavagna et al. (1963):

$$RR = 100 \frac{W_{\text{kf}} + W_{\text{v}} - W_{\text{ext}}}{W_{\text{kf}} + W_{\text{v}}} \quad (6.5)$$

$RR$  gives an indication of the amount of energy converted between the potential and the kinetic energy of the system (Bastien et al., 2016; Cavagna et al., 1963; 1977; Gomenuka et al., 2014; Willems et al., 1995). If the system does not lose mechanical energy, the variation in mechanical energy is zero ( $\Delta E_{\text{ext}} = 0$ ) and the system is said to be conservative. In this case, the system has a  $RR$  of 100%, meaning that the potential energy is entirely converted into kinetic energy and vice versa.

In the present study the internal work was also considered in order to take into account the coordination between all body segments. Based on the assumption of a conservative Poly-Articulated Model (PACS), the internal work ( $W_{\text{int}}$ ) was computed as the sum of the increments of the  $E_{\text{int,k}}$  along the time curve (Eq. 6.6) with:

$$E_{\text{int,k}} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{33} (m_i \vec{V}_i(t)_{/R^*}^2 + m_i K_i^2 \times \vec{\omega}_i^2_{/R^*}) \quad (6.6)$$

where  $m_i$  is the mass of the  $i^{\text{th}}$  segment,  $\vec{V}_i(t)_{/R^*}$  the linear velocity of its CoM in the sagittal plane of the barycentric coordinate system ( $R^*$ ),  $K_i$  its radius of gyration around its CoM and  $\vec{\omega}_i^2_{/R^*}$  its angular velocity in the  $R^*$  (Duboy et al., 1994).

The total mechanical energy of the PACS ( $E_{\text{tot}}$ ) was computed as the sum of the internal kinetic energy ( $E_{\text{int,k}}$ ) of each segment plus the potential energy ( $E_{\text{pot}}$ ) and the forward ( $E_{\text{kf}}$ ) and vertical ( $E_{\text{kv}}$ ) kinetic energy of the CoM (Eq. 6.7) in the sagittal plane (Bastien et al., 2016; Leboeuf and Lacouture, 2008; Moretto et al., 2016, Zatsiorsky and Seluyanov, 1983).

$$E_{\text{tot}} = E_{\text{int,k}} + E_{\text{pot}} + E_{\text{kf}} + E_{\text{kv}} \quad (6.7)$$

Finally, the total mechanical power ( $P_{\text{meccaTot}}$ , Eq. 6.8) was used to assess the amount of energy spent or gained by the PACS per unit of time ( $\Delta t$ ):

$$P_{\text{mecaTot}} = \frac{W_{\text{ext}}}{\Delta t} + \frac{W_{\text{int}}}{\Delta t} = P_{\text{ext}} + P_{\text{int}} \quad (6.8)$$

### 6.2.2.5. Calculation of muscular efforts

The joint moments were calculated with the inverse dynamic method. The Moment Cost Function (MCF, in  $\text{kg.m}^2.\text{s}^{-2}$ , Costes et al., 2018) was computed in order to quantify the muscular torque produced at all the joints of the upper-limbs, shoulders and neck.

$$\text{MCF} = \sqrt{M_{L\_wt}^2} + \sqrt{M_{R\_wt}^2} + \sqrt{M_{L\_el}^2} + \sqrt{M_{R\_el}^2} + \sqrt{M_{L\_sh}^2} + \sqrt{M_{R\_sh}^2} + \sqrt{M_{back}^2} + \sqrt{M_{neck}^2} \quad (6.9)$$

Where  $M_{L\_wt}$ ,  $M_{R\_wt}$ ,  $M_{L\_el}$ ,  $M_{R\_el}$ ,  $M_{L\_sh}$ ,  $M_{R\_sh}$ ,  $M_{back}$  and  $M_{neck}$  are the mean values over a PACS gait cycle of the three-dimensional left and right wrist, left and right elbow, left and right shoulder, top of the back and neck moments, respectively.  $\sqrt{M^2}$  represents the Euclidian norm of  $M$  (i.e.  $= \sqrt{\sum_{i=1}^3 (M_i)^2}$ , with  $M_i$  the  $i$ -th component of the vector  $M$ ).

We summed the  $MCF$  values of the two individuals to obtain the total moment cost function (Total  $MCF$ ). The total  $MCF$  allows to quantify the global muscular effort developed at the upper-limbs of the PACS during one gait cycle of the load carriage. The  $MCF$  difference ( $\Delta MCF$ ) between the two individuals was also computed to investigate whether the volunteers developed the same efforts during load carriage.

### 6.2.2.6. Kinetic synergy analysis

A synergy analysis was performed in order to study the coordination underlying the joint moment patterns during load transport. This analysis allows to identify the co-variation pattern between moments at the different joints and to group them into functional units, named synergies (Ting and Chvatal, 2010). Synergies were extracted using a principal component analysis (PCA) applied on the wrist, elbow, shoulder, back and neck joint moment data from the right and left body sides. The method consists in the eigen-decomposition of the co-variance matrix of the data, here arranged in time  $\times$  joints moment matrices. The PCA is used to reduce data dimensionality by selecting a reduced set of vectors that explain a high percentage of data variation (e.g.,  $>90\%$  of total variation). Following Ting and Chvatal (2010), we called the loadings extracted from the PCA synergy vectors. The number of synergies is determined from the cumulative variance curve (VAF) which corresponds to the cumulative sum of the eigenvalues,



ordered from the greatest to the lowest value, normalized by the total variance computed as the sum of all eigenvalues. The number of synergies is defined as the first number for which the VAF is greater than 90%. The synergy vectors retained are then rotated using a Varimax rotation method to improve interpretability (Holdefer and Miller, 2002).

The synergy vectors were extracted from each condition separately (i.e. separately for CT20, CT30 and CT40). A first analysis was performed on each subject separately. In this analysis the initial data matrices are constituted of all time frames in line, concatenated from the three trials, and of 8 columns, corresponding to each joint moment, namely, the right wrist, left wrist, right elbow, left elbow, right shoulder, left shoulder, back and neck joint moment. The values in the matrix correspond to the norm of the joint moment vector at a given time frame. A second analysis was performed to identify possible co-variations between the two participant's joint moments. In this case, the columns of the initial matrices were constituted of the joint moments of the two loaded arms, i.e. the right wrist, elbow and shoulder joint moments of participant 1 plus the left wrist, elbow and shoulder joint moments of participant 2.

#### 6.2.2.7. Statistical Analysis

After checking for normality, a generalized linear mixed model (GLMM) was used to compare the *RRs*, the amplitudes, the velocities, *Pint*, *Pext* and *PmecaTot* of the CoM vertical displacement of the PACS, the length of the two gait steps, the total *MCF* and the  $\Delta MCF$  between the successive trials with increasing loads. Each variable was analyzed separately. The number of synergies, VAF and Pearson's *r* were compared between conditions using repeated measures ANOVA. Pearson's *r* were Fisher Z-transformed before running the analyses. The significance threshold was set to 0.05. All data are given as mean  $\pm$  SD.

### 6.2.3. Results

#### 6.2.3.1. Kinematic analysis

The speed of the CoM, computed for the PACS, was not different between the three conditions (Fig. 6.2, GLMM:  $F=2.39$ ,  $p=0.12$ ). However, the amplitude of the CoM decreased by 33.44% between CT20 and CT40 (Fig. 6.2, GLMM:  $F=5.24$ ,  $p=0.02$ ).

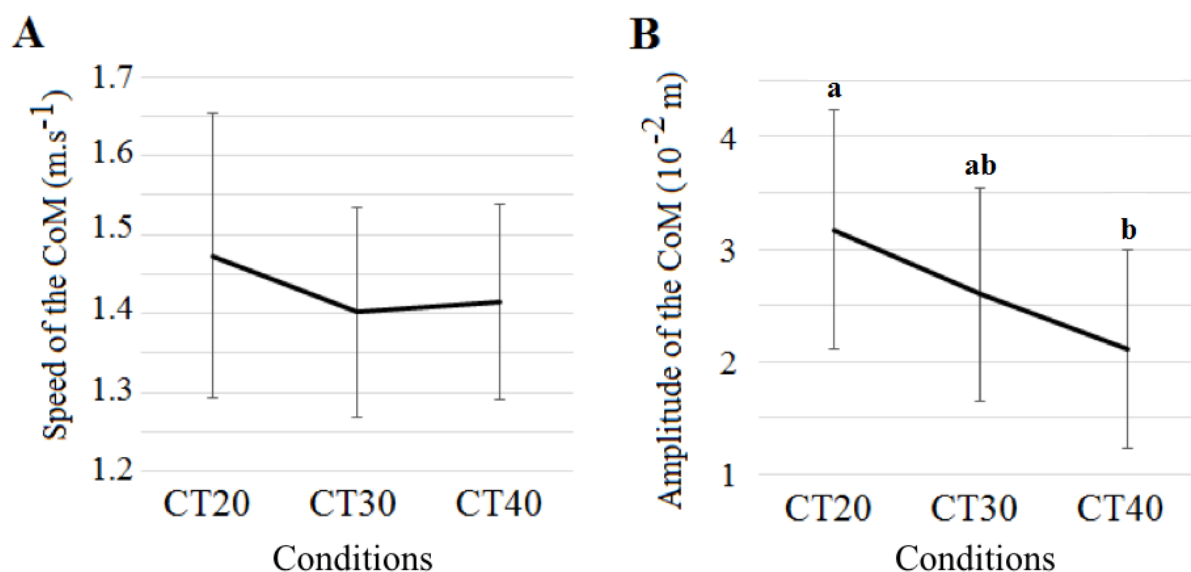


FIGURE 6.2 - Displacement of the CoM. Mean ( $\pm$ SD) of the speed (A) and amplitude (B) of the vertical displacement of CoM of the system formed by the two individuals plus the box they carry, in the different conditions tested. The three conditions differ in terms of the mass of the load transported which represents 20, 30 and 40% of the body mass of the dyads (for CT20, CT30 and CT40, respectively). N=9 dyads. For the same metric the bars bearing different letters represent significantly different values (GLMM for the comparison of the three conditions).

The length of two gait steps were  $1.47(\pm 0.15)$ ,  $1.41(\pm 0.11)$  and  $1.33(\pm 0.12)$  m for the CT20, CT30 and CT40 trials, respectively. Thus, step length decreased by 4.08% between CT20 and CT30 (GLMM:  $t = -2.95$ ,  $p < 0.01$ ), by 5.67% between CT30 and CT40 (GLMM:  $t = -3.41$ ,  $p < 0.01$ ) and by 9.52% between CT20 and CT40 (GLMM:  $t = -6.45$ ,  $p < 0.01$ ).

The external (Fig. 6.3A), internal (Fig. 6.3B) and total mechanical power (Fig. 6.3C), computed for the PACS, were not different between the CT20, CT30 and CT40 conditions (Fig. 6.3, GLMM:  $F = 3.02$ ,  $p = 0.07$ ,  $F = 0.27$ ,  $p = 0.76$  and  $F = 1.19$ ,  $p = 0.33$ , respectively). However, the *RR* differed between the three conditions (Fig. 6.3D, GLMM:  $F = 3.46$ ,  $p < 0.05$ ) and decreased by 17.37% between CT20 and CT40 ( $t = -2.29$ ,  $p = 0.03$ ).

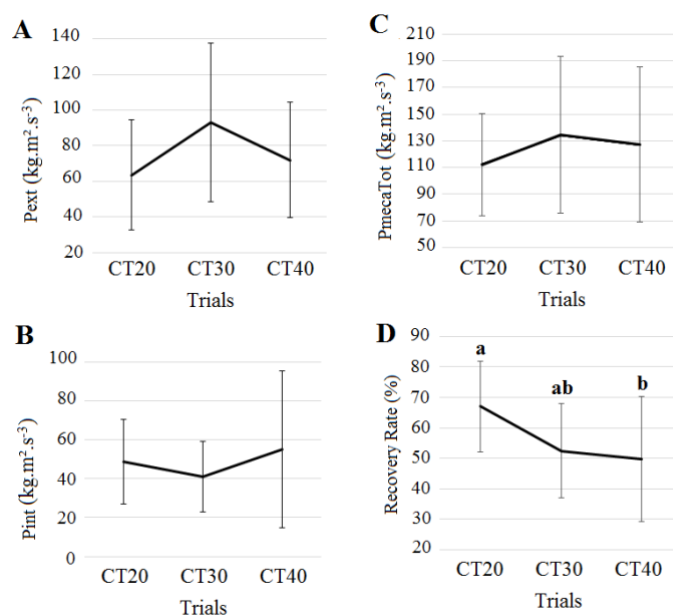


FIGURE 6.3 - Powers and energy recovered. Mean ( $\pm$ SD) of the external power  $P_{\text{ext}}$  (A), internal power  $P_{\text{int}}$  (B), total mechanical power  $P_{\text{mecaTot}}$  (C) and energy recovered  $RR$  (D) of the system (two individuals plus the box) in the CT20, CT30 and CT40 conditions ( $N=9$  dyads). For the same metric the bars bearing different letters represent significantly different values (GLMM for the comparison of the three conditions).

The TotMCF (Fig. 6.4A) increased by 28.19% between CT20 and CT30 (GLMM:  $t=-6.00$ ,  $p<0.01$ ), by 23.16% between CT30 and CT40 (GLMM:  $t=5.06$ ,  $p<0.01$ ) and by 44.82% between CT20 and CT40 (GLMM:  $t=11.77$ ,  $p<0.01$ ).

The DiffMCF (Fig. 6.4B) increased by 48.75% between CT20 and CT30 (GLMM:  $t=-3.71$ ,  $p<0.01$ ) and by 55.42% between CT20 and CT40 (GLMM:  $t=5.09$ ,  $p<0.01$ ). However, it was not different between CT30 and CT40 (GLMM:  $t=1.09$ ,  $p=0.29$ ).

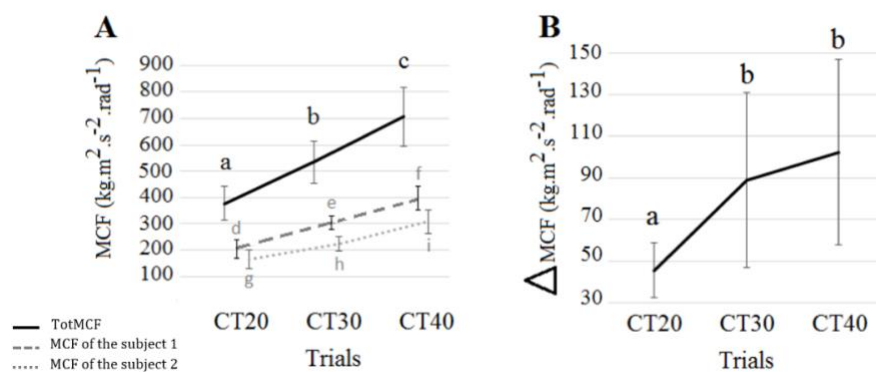


FIGURE 6.4 - Moments cost function. Mean ( $\pm$ SD) of the total MCF (bold), MCF of S1 (dashed line) and MCF of S2 (dotted line) (A) and  $\Delta$ MCF (B) in the CT20, CT30 and CT40

conditions (N=9 dyads). For the same metric the bars bearing different letters represent significantly different values (GLMM for the comparison of the three conditions). MCF: moment cost function.  $\Delta$ MCF: absolute difference between the moment cost functions of the two individuals.

### 6.2.3.2. Synergy analysis

When analyzing each subject separately we found that the number of synergies could vary between 2 and 4 for each subject (Fig. 6.5). The distributions had a mode at N=3 for each condition and the means ( $\pm$ SD) were N = 3.0 ( $\pm$  0.3), 3.3 ( $\pm$  0.6) and 3.3 ( $\pm$  0.6) for the CT20, CT30 and CT40 conditions, respectively (Fig. 6.5).

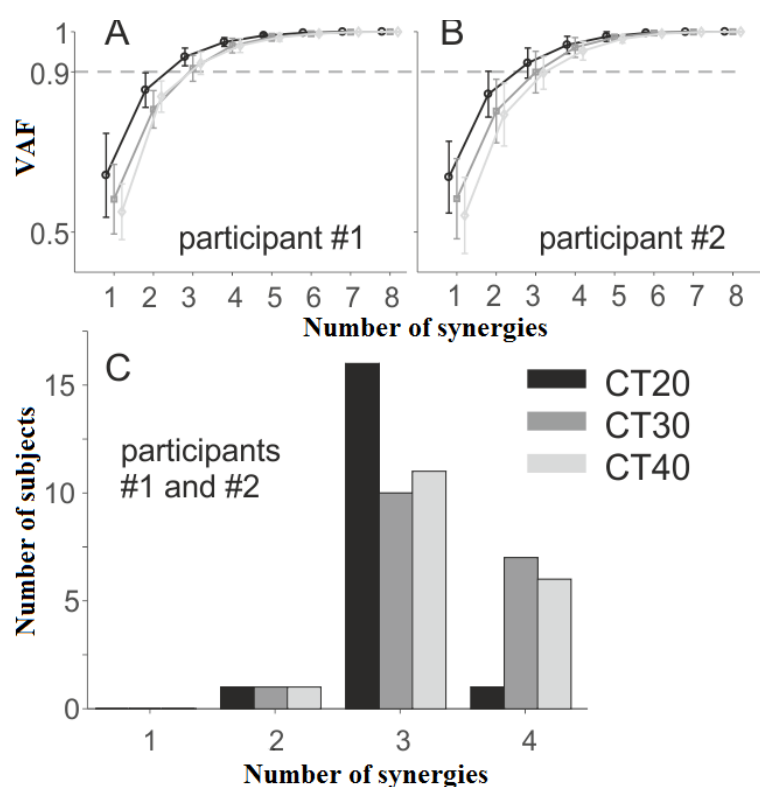


FIGURE 6.5 - Cumulative Variance Curve (VAF) and number of synergies for each individual. Mean ( $\pm$ SD) of the variance explained (VAF) in function of the number of synergies extracted for participants #1 (A) and #2 (B) of the same dyad. C. Frequency histogram of the number of synergies for each condition as determined by the criterion “VAF>90%”.

No effect of condition was found on the number of synergies ( $p=0.23$ ). Thus, only 3 synergies were considered in the subsequent analysis. At  $N=3$  the VAF was similar between conditions with a value of  $91.5 (\pm 3.8\%)$  (averaged over participants #1 and #2;  $p=0.14$ ). Figure 6.6 shows the averaged synergy vectors for each individual of the dyads. The first and second synergies show the greatest weightings for the wrist, elbow and shoulder joint moments, either of the right side (synergy 1) or of the left side (synergy 2), meaning that these joint moments co-varied during the task. For the loaded arm the joint moments at the neck and back also co-varied with the wrist, elbow and shoulder joint moments, as suggested by their greater loadings. The third synergy was constituted mainly of the neck joint moment, meaning that it co-varied less consistently with the other joint moments. When comparing the vectors in the different conditions, we found averaged Pearson's  $r$  of  $0.83 (\pm 0.14)$ ,  $0.83 (\pm 0.13)$  and  $0.44 (\pm 0.57)$  for synergy 1, 2 and 3, respectively, for participant #1 (right arm loaded). Similarly, for participant #2 (left arm loaded) the averaged Pearson's  $r$  values were  $0.81 (\pm 0.19)$ ,  $0.78 (\pm 0.17)$  and  $0.29 (\pm 0.54)$  for synergy 1, 2 and 3, respectively, across conditions. The  $r$ -values were not significantly different between conditions ( $p=0.39$ ).

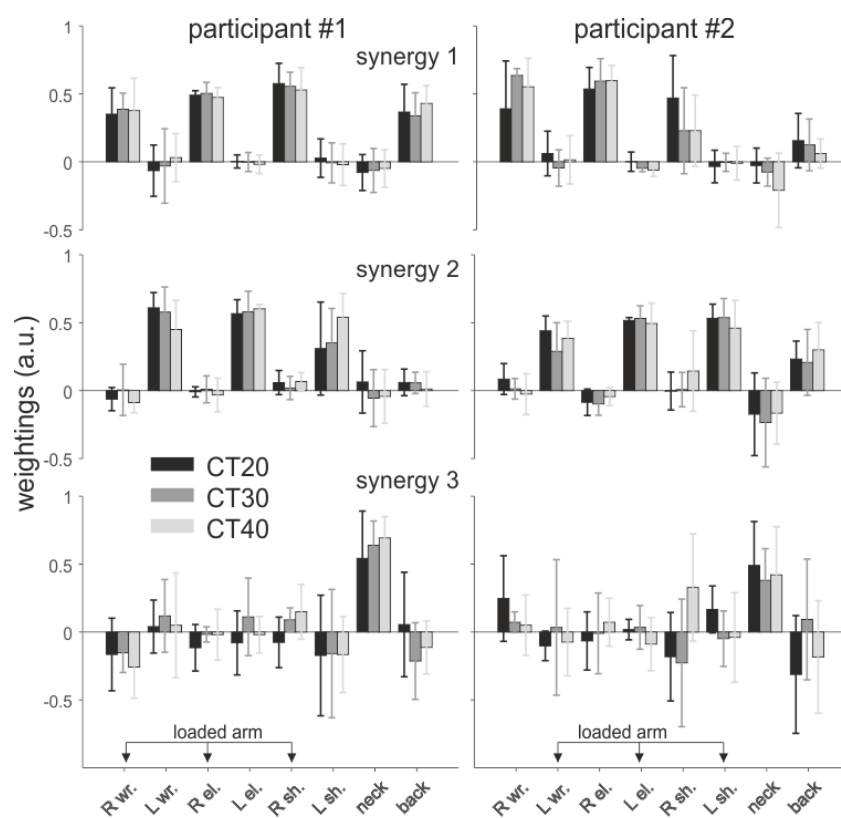


FIGURE 6.6 - Individual synergy vectors. Mean ( $\pm$ SD) of the joint moment weightings for each synergy vector, for each participant (in arbitrary units) and for each condition. The

vectors are of unit length. R and L stand for the right and left sides, respectively. wt.: wrist, el.: elbow, sh.: shoulder. The loaded arm is indicated for each participant of the dyad. Participants #1 and #2 was located at the right and left of the object, respectively.

We also analyzed the synergies between the loaded arms of the two subjects. The number of synergies was similar between conditions ( $p=0.356$ ) with average values of 1.6 ( $\pm 0.5$ ), 1.8 ( $\pm 0.7$ ) and 2.0 ( $\pm 0.7$ ) in the CT20, CT30 and CT40 conditions, respectively, with a mode at  $N=2$  in all conditions (Fig. 6.7).

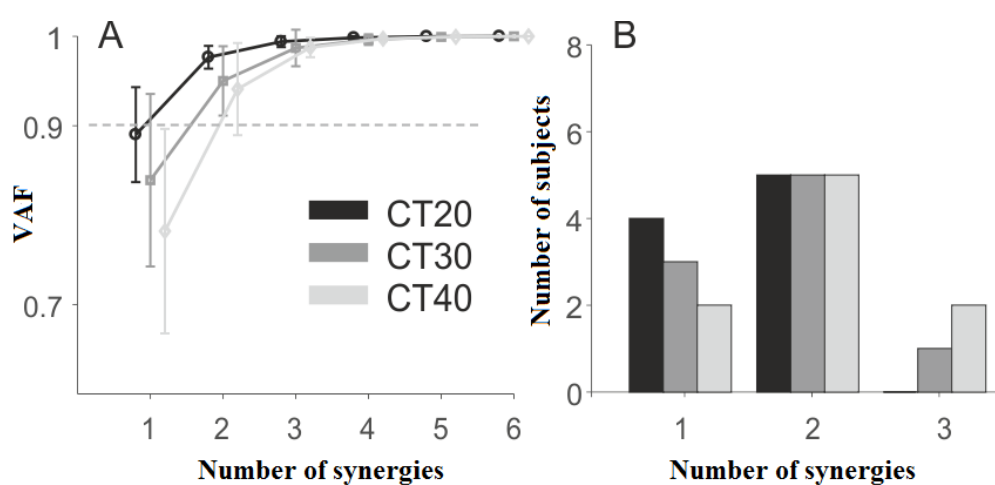


FIGURE 6.7 - Cumulative Variance Curve - VAF (A) and frequency histogram of the number of synergies for the dyads (B). The variance explained (VAF) was computed for the synergies extracted from the joints moments of the loaded arms of the two participants of each dyad simultaneously.

Therefore, only two synergies were considered in the subsequent analysis. At  $N=2$  the value of the VAF was  $97.7 (\pm 1.3)$ ,  $95.0 (\pm 3.9)$  and  $94.1 (\pm 5.2)\%$  for the CT20, CT30 and CT40 conditions, respectively. Thus the VAF tended to decrease with the increase in lifted weight ( $p=0.08$ ). Synergy 1 comprised mainly the joint moments of participant 1 and synergy 2 the joint moments of participant 2 (Fig. 6.8). However, the weightings of the wrist joint moment of participant 2 had similar amplitude in both synergies, showing that this joint moment co-varied with the elbow and shoulder joint moments of both participants. The averaged Pearson's  $r$  across conditions were  $0.83 (\pm 0.21)$  and  $0.81 (\pm$

0.24) for synergy 1 and 2, respectively. There was no significant differences in r-values between conditions ( $p=0.14$ ).

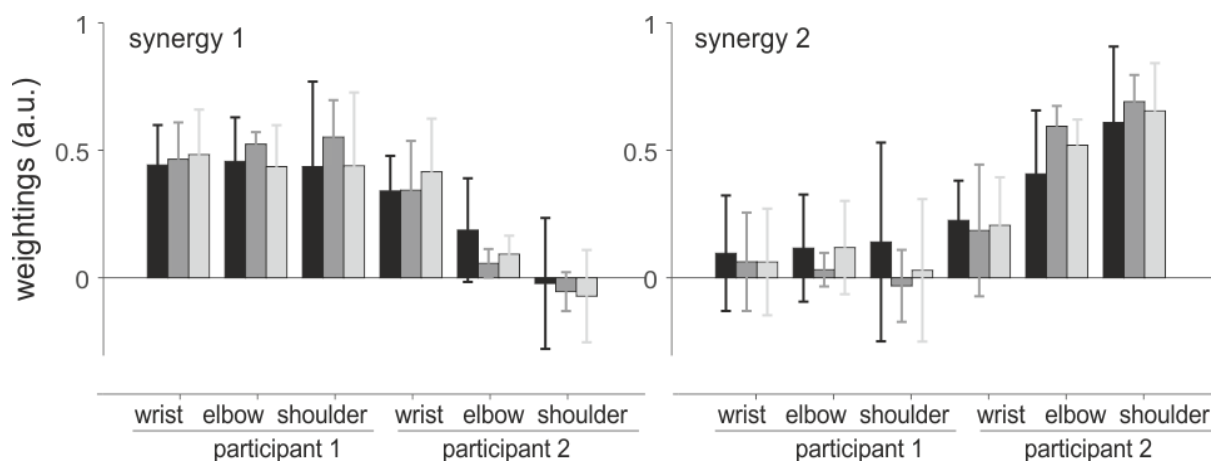


FIGURE 6.8 - Dyad synergy vectors. The synergy vectors were extracted from the joint moments of the two participants of the same dyad at the same time. Only the loaded arms were considered.

#### 6.2.4. Discussion

The aim of our study was to test the hypothesis that the gait performance of two individuals walking together while transporting collectively a load would be disturbed when the mass carried increases. Our results show that the conclusion that individuals are as economic when carrying a load together as individuals walking alone, is correct only when light loads (<10-20% of the body weight) are carried. Indeed, the amplitude of the CoM and the energy recovered decreased when the load mass increased over 40% of the body weight. Also, increasing the weight of the load carried had an effect on other parameters, and notably the cost of movement in terms of joint moments. We observed an increase of muscular efforts difference between the two subjects when the load mass increased. This difference seems stabilized when the load mass is equal to 30% of the body mass.

The energy recovered is directly linked to the pendular behavior of the CoM displacement and is an indication of the efficiency of the conversion between kinetic and potential energies along a gait cycle. The  $RR$ 's values we found for the PACS in the CT20, CT30 and CT40 conditions (mean  $\pm$  CI<sub>0.95</sub>= 67.07  $\pm$ 9.22, 52.40  $\pm$ 9.58, 49.70  $\pm$ 12.67%,

respectively) are in agreement with those found in previous studies (Bastien et al., 2016, Fumery et al. 2018a, 2018b). For example, Bastien et al. (2016) found a RR of 61% for Nepalese porters ( $RR = 61\%$ ) and a RR between 61 and 64% for untrained individuals walking at similar speed ( $\pm 1.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) and with load mass of 10 to 80% of their body mass. Thus, for loads equal to 20 to 30 % of the body mass, the displacement of the center of mass of the system formed by two individuals and the load they carry ( $\text{CoM}_{\text{PACS}}$ ) has the same pendular characteristics as the displacement of the COM of an individual walking alone and carrying similar loads. However, our results show that the pendular behavior of the PACS is disturbed when the mass of the load carried represents more than 40% of the body weight, which suggests the existence of a threshold involving an adjustment of the gait pattern.

The dyad performed the task at the same speed for the CT20, CT30 and CT40 conditions and thus we showed that the speed of the  $\text{CoM}_{\text{PACS}}$  was not affected by a heavier load. However, the amplitude of the  $\text{CoM}_{\text{PACS}}$  oscillations seems decreased from CT20 onwards. Moreover, there was no correlation between the speed and amplitude of the  $\text{CoM}_{\text{PACS}}$  which concords with the result obtained by Holt et al. (2003) in individual carriers.

Our results reveal a significant decrease of the step length when the mass of the load increased. This is at variance with the results obtained by Grenier et al. (2012a; 2012b), who on the contrary found an increase of the step length for loads representing more than 46% of body weight. Our hypothesis is that this decrease could be explained by the link between the subjects.

The internal, external and total mechanical power did not change significantly between conditions. These results are different from those of Heglund et al. (1995) who found in African women that the mechanical work increases for loads greater than 20% of body weight. For loads corresponding to these values Heglund et al. (1995) showed an increase in the external and internal power due to the movements of the load relative to the center of mass of the carrying individuals. The absence of significant results in our study shows that the weight of the load has only a small, if any, effect on mechanical power when individuals carry collectively loads equal or lower than 40% of their body weight. Therefore, it seems that the effect on the energy of the systems of carrying a load representing a certain percentage of body mass is different for individual and collective



carriers. However, it could be interesting to realize the same experiments with heavy loads (more than 50% body-mass) to complete this analysis.

We observed differences in the upper-limb muscular efforts of the two subjects: Subject 1 (located at the right side of the object) produced higher efforts than Subject 2 (located at the left side of the object) for all load masses. This behavior could make think of that observed in collective load carriage in ants where parts of the individuals taking part in the task carry the load while the others guide the group (Buffin et al., 2016).

When the mass carried increased from 20 to 30% of body weight, the difference in muscular efforts between individuals within the same dyad increased. However, when the mass carried increased from 30 to 40% of body weight, this difference was not significantly different. Therefore, the efforts were similarly balanced between individuals. This suggests that a threshold equivalent to 30% of body weight exists for individuals to stabilize their coordination.

Finally, the synergy analysis show that increasing the transported load hardly affected the coordinative structure underlying the joint moment variations of the upper limbs and upper body. The analysis show three “kinetic synergies” for each subject that are consistent across conditions ( $r > 0.8$ ) for the arm synergies (i.e., synergy #1 and #2). Synergy 3 was more variable across conditions (i.e.,  $r = 0.44$  on average) but the structure of this synergy did not show obvious trends with the increase in load weight (Fig. 6.7).

Our results also show that the joint moments of the two individuals composing a dyad were not completely independent. This was demonstrated by the presence of “mixed” weightings (Fig. 6.8). More precisely, the joint moments of the wrist of participant #2, who hold the weight with the left hand, co-vary with the wrist, elbow and shoulder joint moments of participant #1 (who hold the weight with the right hand). This asymmetry between synergy 1 and 2 may be linked to the handedness of the participants. This aspect requires further investigations. Finally, the weight of the load had little influence on these inter-personal synergies.

### 6.2.5. Conclusions

In conclusion, our study highlights the fact that carrying a heavy load affects the displacement of the CoM of the system formed by the dyad of individuals and the load they carry. Along with a decrease in the pendulum-like behavior of the system and in the amplitude of the CoM, we observed a lower economy in load carriage for loads higher than

40% body mass. We also found a threshold around 30% body mass above which the individuals within a dyad begin to stabilize their effort around the same value. In addition, the differences observed between subjects and the synergy analysis suggest that each subject in this collective load carriage task has a particular role, whatever the mass of the load transported. Further studies using electromyography or the calculation of muscular power would be required to determine the respective role of each subject. Finally, it would be interesting to enrich this study by experimenting with subjects presenting differences in e.g. gender, dominant hand, small vs high size, etc.

### Conflict of Interest Disclosure

The authors have no financial or personal relationships to disclose regarding other people or organizations that could have inappropriately influenced this work.

### Acknowledgments

Financial support was provided by ANRT (CIFRE 2015/1321) and MAS Marquiol for G.F's PhD. The authors wish to thank Bruno Watier (LAAS-CNRS, team Gepetto) for his expertise in this research.

### References

- Bastien, G. J., Willems, P. A., Schepens, B., & Heglund, N. C. (2016). The mechanics of head-supported load carriage by Nepalese porters. *Journal of Experimental Biology*, 219: 3626–3634.
- Buffin, A., & Pratt, S. C. (2016). Cooperative transport by the ant *Novomessor cockerelli*. *Insectes Sociaux*, 63 : 429–438.
- Caravan, A., Scheffey, J. O., Briend, S. J., & Boddy, K. J. (2018). Surface electromyographic analysis of differential effects in kettlebell carries for the serratus anterior muscles, *PeerJ*: 1–12.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18: 1-9.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C., & Taylor, C. R. (1977). Mechanical work basic mechanisms in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 268: 243–261.

- Costes, A., Turpin, N.A., Villegier, D., Moretto, P., & Watier, B. (2018). Spontaneous change from seated to standing cycling position with increasing power is associated with a minimization of cost functions. *Journal of Sports Sciences*, 36: 907-913.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29: 1223-1230.
- Duboy, J., Junqua, A., & Lacouture, P., (1994). *Mécanique humaine*. Paris, Revue E.P.S., Activité physique et sports recherche et formation, pages 1-222.
- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2018). Walking pattern efficiency during collective load transport. *Gait & Posture*, 64: 244-247.
- Fumery, G., Fourcassié, V., Moretto, P., & Bourg, V. (In press). Analysis of gait during independent and paired walking in adults with an intellectual disability : a case report. *Journal of Rehabilitation Medicine – Clinical Communications*.
- Gomenuka, N.A., Bona, R.L., da Rosa, R.G., & Peyré-Tartaruga, L.A., (2014). Adaptations to changing speed, load and gradient in human walking: Cost of transport, optimal speed, and pendulum. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in sports*, 24: e165-e173.
- Grenier, J. G., Millet, G. Y., Peyrot, N., Castells, J., Oullion, R., Messonnier, L., & Morin, J. B. (2012). Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers. *Medicine & science in sports & exercise*, 44:1131-1140.
- Grenier, J. G., Millet, G. Y., Peyrot, N., Samozino, P., Oullion, R., Messonnier, L., & Morin, J. B. (2012). Effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function and locomotion: A military-based study. *PLoS ONE*, 7 : e43586.
- Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M., & Cavagna, G. A. (1995). Energy- saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375: 52–54.
- Hegewald, J., Berge, W., Heinrich, P., Staudte, R., Freiberg, A., Scharfe, J., Girbig, M., Nienhaus, A., & Seifler, A. (2018). Do technical aids for patient handling prevent musculoskeletal complaints in health care workers? A systematic review of intervention studies. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15:476.
- Holdefer, R.N. & Miller, L.E. (2002). Primary motor cortical neurons encode functional muscle synergies. *Experimental Brain Research*, 146:233–243.
- Holt, K. G., Wagenaar, R. C., Lafiandra, M. E., Kubo, M., & Obusek, J. P. (2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds

- maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of biomechanics*, 36: 465–471.
- Krkeljas, Z., & Moss, S. J. (2018). Relationship between gait kinematics and walking energy expenditure during pregnancy in South African women, *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 10: 1–7.
- Leboeuf, F., & Lacouture, P. (2008). Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. *Movement & Sports Sciences*, 63: 37-52.
- Minetti, A. E., Formenti, F., & Ardigo, L. P. (2006). Himalayan porter's specialization: Metabolic power, economy, efficiency and skill. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273, 2791–2797.
- Moretto, P., Villeger, D., Costes, A., & Watier, B. (2016). Elastic energy in locomotion: spring mass vs. poly-articulated models. *Gait & Posture*, 48: 183–188.
- Ting, L.H., & Chvatal, S.A. (2010). *Decomposing muscle activity in motor tasks: methods and interpretation*. In *Motor Control: Theories, Experiments, and Applications*. Danion, D, Latash, M.L. (eds), Oxford University Press, New York.
- Vieira, M. F., Lehnen, G. C., Noll, M., Rodrigues, F. B., de Avelar, I. S., & da Costa, P. H. L. (2016). Use of a backpack alters gait initiation of high school students. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 82–89.
- Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N.C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198: 379–393.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., et al. (2002). Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35: 543–548.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38: 981– 992.
- Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. Biomechanics VIII-b, Human Kinetics Publishers Inc., Champaign, IL, pages 1152–1159.

### 6.3. Synthèse

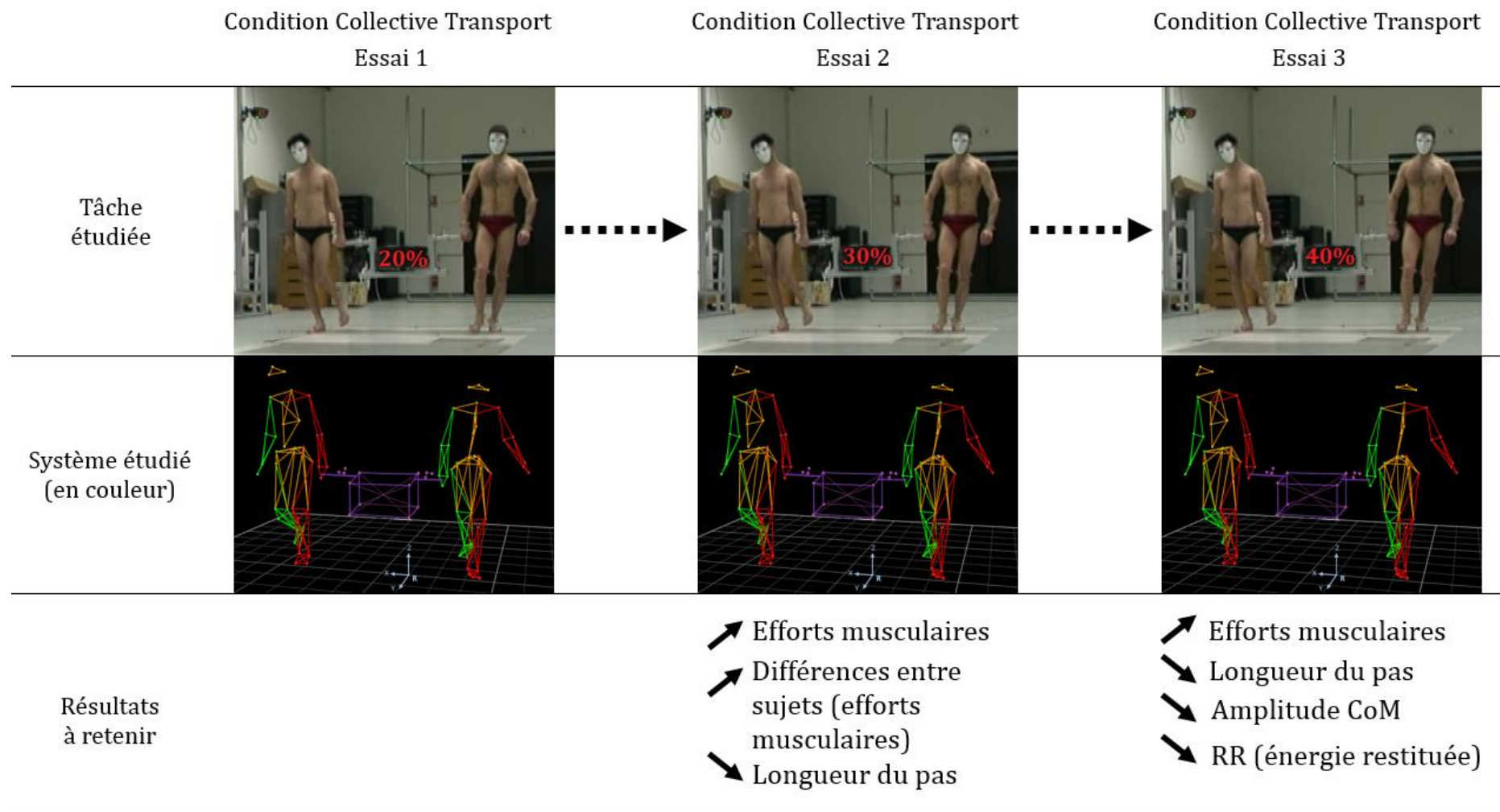


FIGURE 6.9 - Synthèse de l'étude n°4 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats à retenir.

## 7. ÉTUDE 5 : VERS UNE APPLICATION CLINIQUE

### 7.1. Transition et résumé

Même si l'amélioration de la marche des adultes ayant une déficience intellectuelle ou un trouble neuropsychologique est mal documentée, elle est au centre des préoccupations dans les services de rééducation. C'est par exemple le cas à la MAS Marquiol, où des patients polyhandicapés et cérébrolésés bénéficient d'une rééducation de la marche. Les résultats observés chez les sujets sains transportant un objet ensemble, nous ont permis de quantifier et interpréter les paramètres locomoteurs régulièrement étudiés dans la littérature sur la locomotion ou le transport de charges individuel, afin de pouvoir en faire bénéficier à ces résidents. A ce jour les exercices quotidiens proposés par les thérapeutes peuvent s'avérer redondant et entraîner une routine thérapeutique pour le patient. L'idée de proposer un exercice de rééducation ludique avec des objectifs sociaux, moteurs et cognitifs, serait donc tout à fait adéquat pour compléter leurs exercices habituels. Cette étude a donc évalué un exercice simple et à réaliser à deux.

Pour ce faire, nous avons enregistré les mouvements corporels de trois personnes (2 patients, 1 kinésithérapeute) se déplaçant à vitesse spontanée, à l'aide d'un système d'analyse de mouvement 3D. Nous avons également évalué leurs capacités à marcher par deux, tout en portant une boîte. Au cours de la marche, nous avons mesuré le pourcentage de restitution de l'énergie externe ( $RR$ ), ainsi que l'amplitude et la vitesse de leur CoM. Pendant le transport de la charge, les mêmes paramètres ont été enregistrés et complétés par les moments de force produits par les articulations des membres supérieurs.

Nos résultats montrent que lorsque les individus marchaient seuls, tous les paramètres enregistrés étaient inférieurs chez les patients ayant une déficience intellectuelle par rapport au sujet contrôle. Lorsque les patients marchaient par paires, le  $RR$  et l'amplitude de leur CoM étaient diminués, mais la vitesse de leur CoM augmentait. Lorsqu'un patient était associé au contrôle, le  $RR$  et l'amplitude de leur CoM restaient similaires à ceux d'un patient seul. Les moments de force produits par les patients ont été augmentés lorsqu'ils ont collaboré avec leur kinésithérapeute.

Pour conclure, cet exercice de rééducation ne semble pas être bénéfique lorsque les patients déficients intellectuels marchent ensemble. Cependant, travailler avec une personne en bonne santé semble être plus efficace.

## 7.2. Article 5

### Journal of Rehabilitation Medicine - Clinical Communications, (In press)

Analysis of gait during independent and paired walking in adults with an intellectual disability: a case report.

Guillaume Fumery<sup>a,b</sup>, Vincent Fourcassié<sup>a</sup>, Pierre Moretto<sup>a</sup> and Véronique Bourg<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Centre de Recherches sur la Cognition Animale, Centre de Biologie Intégrative, Université de Toulouse, CNRS, UPS, France

<sup>b</sup> Physical Medicine and Rehabilitation Center, MAS Marquiol, Toulouse, France

---

#### ARTICLE INFO

Received 3 July 2018

Accepted 27 September 2018

#### Keywords:

Intellectual disability

Gait

Adults

Physiotherapist

#### LAY ABSTRACT

A standard method to study locomotion is to analyze the trajectory of the center of mass of walking individuals. In our paper we propose to use this method to evaluate the changes in gait efficiency when such patients are walking alone and when they are walking in pairs linked by a load they transport. We worked with two patients suffering from an intellectual disability. These two patients could be paired either together or with their physiotherapist. Our results show that when the patients were walking in pairs their gait was less efficient than when walking alone. However, when the patients were paired with their physiotherapist, gait efficiency was the same as that as when they were walking alone. We suggest that this collective work could be used as a physical, social and mental exercise they could perform with their physiotherapist and that could be included in their rehabilitation routine.

#### ABSTRACT

*Objective:* Gait rehabilitation is a major concern for adults with an intellectual disability or a neuropsychological disorder. This study evaluated a collective task exercise that could complement an individual rehabilitation routine in such individuals. The movements of 3 individuals (2 patients and 1 healthy individual) were measured while walking alone and in pairs. The recovery rate, amplitude and speed of centre of mass of individuals walking alone were measured and compared with the values of the centre of mass of the system formed by pairs of individuals.

*Results:* When individuals were walking alone, all parameter values were lower in the 2 patients than in the healthy individual. When the patients were walking in pairs, their recovery rate decreased, but their speed increased when each of them was paired with a healthy individual. In pairs, the recovery rate and the amplitude of the centre of mass remained the same as when walking alone.

*Conclusion:* Gait rehabilitation does not appear to improve when intellectually disabled patients walk in pairs compared with when they walk alone. However, walking with a healthy individual seems to be more efficient.

---

[https://doi: 10.2340/20030711-100009](https://doi.org/10.2340/20030711-100009)

### 7.2.1 Introduction

The Maison d'Accueil Spécialisé (MAS) Marquiol rehabilitation centre (Toulouse, France) treats patients with cerebral palsy or brain trauma. A rehabilitation doctor, a physiotherapist and an occupational therapist re-educate patients. The rehabilitation of gait and motor abilities is an essential part of the treatment, and the patient's walking ability thus needs to be assessed regularly. The main objective of this study was to propose a relevant exercise for this assessment. Based on a protocol used to investigate the collaboration between 2 healthy individuals (1), an exercise was conceived that aimed to enable 2 patients with intellectual disability to work together.

The centre of mass (CoM) was measured during a complete walking cycle at constant speed, first of 2 patients walking alone, then of 2 of the same patients walking in pairs together, or with a healthy subject, while linked by an object they were carrying. It was investigated whether, when walking alone, the patients walk in the same way as healthy individuals and whether, when walking in pairs, they are able to collaborate to move as efficiently as they can alone. In a previous study (1) we showed that the gait of the system formed by a pair of healthy individuals walking together while transporting a box was as economical as that of healthy individuals walking alone. The current study tested the hypothesis that this is also true for pairs of patients with an intellectual disability. In addition, we tested whether a pair of such patients is as economical as a pair comprising one such patient and a healthy individual.

### 7.2.2. Methods

#### 7.2.2.1. *Participants*

Three individuals participated in this study; 2 patients and 1 healthy individual. The first patient (P1) had cerebral palsy (male, height 1.71 m, weight 59.2 kg, age 25 years), and wears a foot orthosis in his daily living due to an orthopaedic deformation (varus of the ankle). He has been evaluated as level 1 in the Gross Motor-Function Classification System (GMFCS). The second patient (P2) has brain trauma (male, height 1.65 m, weight 64.2 kg, age 45 years). Both patients have few motor dysfunctions with no joint limitations, but their clinical gait pattern is not qualitative (i.e. they show unusual movements of the body segments and a decrease in walking speed). They do not report



any pain in their everyday life. The occupational therapist also categorized the level of autonomy of the 2 patients according to the Functional Autonomy Measurement System (SMAF, 2). P1 has a disability score of -32.5, a handicap score of 0, and a 3rd category Iso-SMAF profile of 10 (predominant alterations in cognitive functions). P2 has a disability score of -35, a handicap score of 0, and a 3rd category Iso-SMAF profile of 8 (predominant alterations in cognitive function). Because of their need for assistance in daily living, both patients live permanently in the rehabilitation centre. They are able to understand simple orders and can walk without help. The healthy individual in our study (control) was the patients' physiotherapist (male, height 1.78 m, weight 67.1 kg, age 25 years). The patients and the physiotherapist signed consent forms. P1 and P2 are friends and have undergone weekly rehabilitation sessions with their physiotherapist during the previous 2 years.

#### *7.2.2.2. Protocol and materials*

The experimental protocol was non-invasive and corresponded to the level of daily activity practiced by the patients, i.e. it was in agreement with the definition of a non-interventional study of the CNRS bioethical office. The patients performed 1 trial alone and 2 trials in which they had to walk side-by-side while carrying a box (mass 13.41 kg) with 2 lateral handles, first with the other patient (P1/P2), then with the physiotherapist (P1/C and P2/C). During the experiment the individuals walked at a spontaneous, stable speed along a 13-m walkway; communication was not allowed.

Thirteen infrared (11 MX3 and 2 TS40) transmitter-receiver video cameras (Vicon®, Oxford) were used to acquire the kinematic data. The gait cycle of an individual walking alone was recorded from his first to his third heel strike. The gait cycle of paired individuals was recorded from the first heel strike of individual 1 to the third heel strike of individual 2 (Fig. 7.1). Forty two retro-reflective markers were placed on each individual, according to Wu et al. (3, 4), and their positions were recorded at a frequency of 200 Hz (filtered by a 4th order Butterworth filter and a 5-Hz cut frequency). Fourteen markers were placed on the box. The estimated error for the localization of the markers in the Galilean reference frame R was 1 mm. To allow kinematic analyses, the individuals and the box were reconstructed using Vicon Nexus® 1.8.5 software (Oxford Metrics). The patients had time to become familiarized with the research room and the equipment before the experiment (i.e. they wore false markers taped on their body during the whole week preceding the exercise).

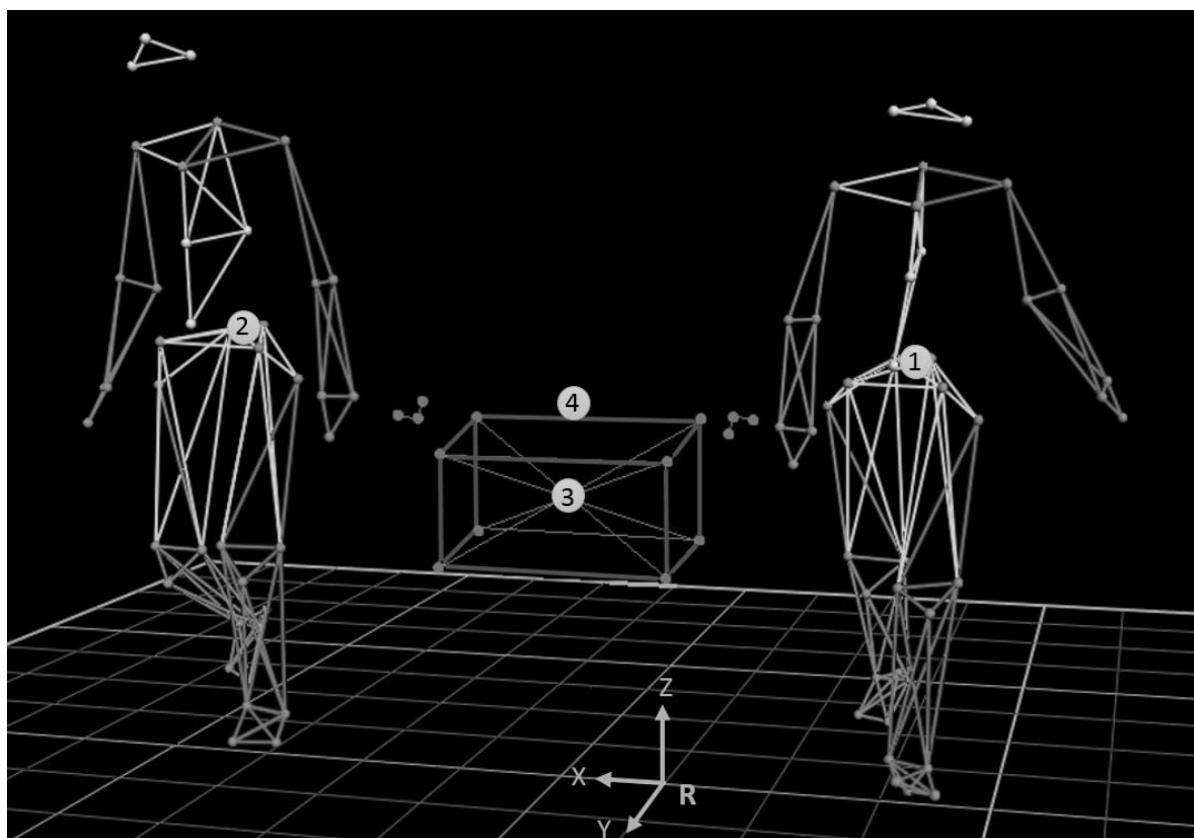


FIGURE 7.1 - Reconstruction of the patients and the load they carry on Vicon Nexus®. The points correspond to the locations of the markers. The circles represent the centre of mass (CoM) of individual 1 (1), individual 2 (2), the box (3) and the Ploy-Articulated Collective System (PACS, 4). The patient's side was randomly determined when they were paired together: P1 was located at individual 1 location and P2 at individual 2 location. When the physiotherapist was paired with a patient, the patient remained in his previous location. The R referential was drawn with x as the medio-lateral axis, y the anteroposterior axis, and z the vertical axis.

### 7.2.2.3. Parameters studied and data analyses

De Leva anthropometric tables (5) were used to estimate the mass ( $m_i$ ) and the CoM of each body segment and to compute the position of the global CoM of the individuals (6) walking alone and of the system formed by the pairs of individuals and the box they carried. Following Cavagna et al. (7), the recovery rate (RR) of the CoM of the individuals and of the pairs in the sagittal plane was computed to obtain an indication of the percentage of transfer between potential and kinetic energy. These energies depend on the CoM location in the referential used (7–9). The closer the value of RR to 100%, the

higher the amount of transfer between potential and kinetic energy and the more economical the gait. The amplitude ( $A = Z_{\max} - Z_{\min}$ , where  $Z$  is the height of the CoM in m) and the speed ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) of the CoM were also assessed. Fumery et al. (1) have shown that the RR of a pair of individuals performing a collective transport task is comparable to the RR of single individuals. We thus compared the RR of single individuals with that of the pairs they formed when walking together. All data were analysed with Matlab R2016b©.

### 7.2.3. Results

The pairs of each patient with the healthy individual (C) were: P1/C and P2/C. P1 had cerebral palsy and P2 brain trauma. The control individual was the patients' physiotherapist.

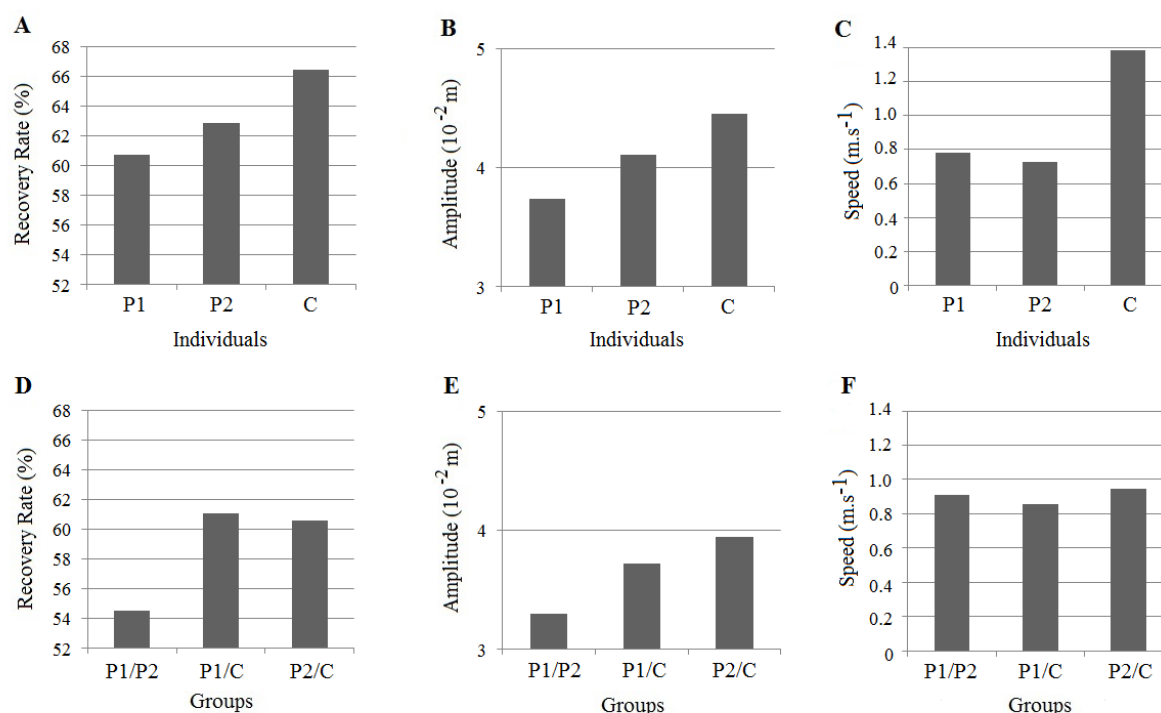


FIGURE 7.2 - Recovery rate (A, D), amplitude (B, E) and speed (C, F) of the centre of mass (CoM) of the 2 patients (P1 and P2) and of the healthy individual (Control=C) walking alone (A, B, C) and of the CoM of the system formed by the box and the pair (D, E, F) of 2 patients (P1/P2).

When the patients were walking alone their RR was 5.68% and 3.5% lower (Fig. 7.2A), the amplitude of their CoM 16.89% and 8.67% lower (Fig. 7.2B), and the speed of

their CoM (Fig. 7.2C) 42.55% and 47.48% lower than the control individual, for P1 and P2 respectively. When the patients were walking together, the RR of the pair was 6.20% and 8.30% lower compared with when they were walking alone, for P1 and P2, respectively. When the patients were paired with the control individual, the RR of the pair increased by 6.07% and 6.52%, and the amplitude of the CoM of the pair by 61.74% and 71.30% (Fig. 7.2E) compared with the situation where they were paired together, for P1 and P2, respectively.

#### 7.2.4. Discussion

It was anticipated that the proposed exercise would be entertaining for patients with an intellectual disability. This was indeed the case; the patients enjoyed achieving the task, which constituted a welcome change to their rehabilitation routine. Our main result shows that the CoM of the system formed by a pair patients with intellectual disability has a less pendulum-like behaviour than the CoM of the pairs of the same patients with a healthy individual.

When P1 and P2 were walking alone, they walked nearly half the speed of the control individual, who walked at the standard natural speed reported in the literature (i.e. 1.1–1.4 m.s<sup>-1</sup>) (9). When P1 and P2 were walking together, their spontaneous speed increased slightly ( $\approx +0.11$  and  $+0.18$  m.s<sup>-1</sup> for P1 and P2, respectively). When P1 or P2 were paired with the control individual they walked at approximately the same speed as when they were paired together. Therefore, the control individual had to greatly decrease his walking speed, whereas the patients slightly increased their speed. Thus, walking with another patient or with a healthy individual does seem to have a positive effect on the patients' walking speed.

Secondly, when P1 and P2 were walking alone, the amplitude of their CoM displacement was close to 4 cm. Holt et al. (10) reported a similar value (i.e. 3.9 cm) for healthy individuals walking at 1.4 m.s<sup>-1</sup>. However, at the imposed speed of 0.8 m.s<sup>-1</sup>, corresponding to the speed of our patients walking alone, these authors found an amplitude of 2.6 cm, lower than the value we found. This discrepancy could be due to the fact that, in Holt et al.'s study, the individuals did not walk at a spontaneous speed, and thus had to adapt their gait. When P1 and P2 were walking together, the amplitude of the CoM of their pair was lower than that when they were walking with the control. Therefore, walking together with another patient seems to have a negative effect on the locomotor

pattern of the patients. This could be due to a lack of coordination between patients when they walked together.

Finally, when P1, P2 and the control were walking alone, their RR was comparable with that reported by Bastien et al. (9) for unloaded and untrained individuals (RR = 61%). The values of RR for P1 and P2 were similar, but were lower than that of the control. Thus, when walking alone the healthy individual had a more pendulum-like behaviour than the patients, which means that his locomotion was more economical. When P1 and P2 were walking together, the RR of their pair decreased substantially compared with when they were walking alone. When P1 or P2 were walking with the control, the RR of their pair remained at the same level as when they were walking alone. These values are comparable with those reported by Fumery et al. (1) (i.e.  $RR \pm CI_{0.95} = 60.25 \pm 7.59\%$ ). This shows that walking together had a lower positive effect on the gait of the pair formed by the patients than on that formed by a patient and a healthy individual.

In conclusion, the rehabilitation exercise had a more positive effect on gait rehabilitation of our patients when each of them walked with a healthy individual than when they walked together. There were few differences between the results of P1 and P2, which highlights the fact that the type of pathology does not seem to affect the way the patients interact with a healthy individual in the proposed exercise. It might be interesting to perform the same type of analysis after a collective rehabilitation sessions during a few weeks in order to investigate whether the rehabilitation exercise is more efficient than the standard rehabilitation protocol used on single individuals in rehabilitation centres.

### Acknowledgments

Financial support was provided by ANRT (CIFRE 2015/1321) and MAS Marquiol for G.F's PhD. The authors wish to thank Soizic Benezech (the occupational therapist) for his expertise in this research.

*The authors declare no conflicts of interest.*

### References

1. Fumery G, Claverie L, Fourcassié V, Moretto P. Walking pattern efficiency during collective load transport, *Gait Posture* 2018; 64: 244–247.

2. Hébert R, Guilbault J, Desrosiers J, Dubuc N. The Functional Autonomy Measurement System (SMAF): a clinical-based instrument for measuring disabilities and handicaps in older people. *J Am Geriatr Soc* 2001, 4: 141–147.
3. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002; 35: 543–548.
4. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38: 981–992.
5. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech* 1996; 29: 1223–1230.
6. Zatsiorsky V, Seluyanov V. The mass and inertia characteristics of the main segments 264 of the human body, *Biomech*, VIII-b 1983. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers Inc.; 265, pp.1152–1159.
7. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. External work in walking. *J Appl Physiol* 1963; 18: 1–9.
8. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J Biomech* 2002; 35: 117–124.
9. Bastien GJ, Willems PA, Schepens B, Heglund NC. The mechanics of head-supported load carriage by Nepalese porters. *J Exp Biol* 2016; 219: 3626–3634.
10. Holt KG, Wagenaar RC, Lafiandra ME, Kubo M, Obusek JP. Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J Biomech* 2003; 36: 465–471.

### 7.3. Compléments d'analyse

Cet article présente les résultats concernant l'énergie restituée ( $RR$ ), l'amplitude et la vitesse du CoM pour chaque individu (c.-à-d. sujet sain et patients en situation de handicap) et pour chaque paire d'individus enregistrés. Dans cette analyse complémentaire, nous avons observé la puissance interne ( $P_{int}$ ), la puissance externe ( $P_{ext}$ ) et la puissance mécanique totale ( $P_{mecaTot}$ ) pour les mêmes systèmes. Lorsque les individus ont été appariés, le calcul du MCF a également été rendu possible, grâce aux capteurs Sensix® inclus dans les poignées de l'objet transporté. Les méthodes de calculs de ces paramètres ont été détaillées au 2.2. et au 3.2.

TABLE 7.1 - Puissance mécanique interne, externe et totale, lors du déplacement des sujets de façon isolée. Patient 1 = patient atteint de paralysie cérébrale, Patient 2 = patient souffrant d'un traumatisme crânien, Control = kinésithérapeute des deux patients.

	Patient 1	Patient 2	CONTROL
$P_{int}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-3</sup> )	7.81	7.37	22.78
$P_{ext}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-3</sup> )	12.63	15.24	29.27
$P_{mecaTot}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-3</sup> )	20.44	22.62	52.06

TABLE 7.2 - Puissance mécanique interne, externe et totale, MCF de chaque sujet ( $MCF_{subject}$ ), de la dyade ( $MCF_{tot}$ ) et différence de MCF entre sujets ( $\Delta MCF$ ) durant un cycle de marche, lors du déplacement d'un objet par une dyade de sujets. P1/P2 = patient 1 couplé avec patient 2, P1/C = patient 1 couplé avec le sujet contrôle, P2/C = patient 2 couplé avec le sujet contrôle.

	P1/P2	P1/C	P2/C
$P_{int}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-3</sup> )	10.47	19.26	17.77
$P_{ext}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-3</sup> )	31.94	38.00	38.46
$P_{mecaTot}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-3</sup> )	42.41	57.26	56.22
$MCF_{subject1}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-2</sup> .rad <sup>-1</sup> )	62.33	108.33	85.41
$MCF_{subject2}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-2</sup> .rad <sup>-1</sup> )	68.18	78.90	62.41
$MCF_{tot}$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-2</sup> .rad <sup>-1</sup> )	130.51	187.22	147.82
$\Delta MCF$ (kg.m <sup>2</sup> .s <sup>-2</sup> .rad <sup>-1</sup> )	5.85	29.43	23.00

Les résultats sur sujets isolés montrent que le sujet sain produit une puissance mécanique deux fois plus importante que les sujets pathologiques lors d'un cycle de marche complet. Ces résultats sont en accords avec ceux trouvés concernant la vitesse de déplacement du CoM des sujets. Rappelons que l'énergie cinétique externe et la vitesse

de déplacement du CoM sont des paramètres qui sont directement liés. La puissance interne, qui représente l'énergie de gesticulation des systèmes, était très similaire pour les deux patients, mais aussi nettement inférieure à celle produite par le sujet sain. Il semblerait donc que le sujet sain mobilise différemment ses membres que les autres patients, lorsqu'il se déplace seul.

Lorsque les sujets sont regroupés par paires, les résultats vont également dans le même sens concernant la puissance mécanique ; elle est plus importante lorsque les patients collaborent avec un sujet sain. Les différences entre les deux patients sont négligeables.

Concernant le calcul des efforts musculaires produits par les membres supérieurs, nous observons une augmentation pour les deux patients lorsqu'ils sont appariés avec un sujet sain par rapport à quand ils travaillent ensemble. Nous pouvons donc faire l'hypothèse que la collaboration avec un sujet sain implique que les patients doivent accroître leurs efforts produits au niveau des membres supérieurs pour pouvoir parvenir à réaliser la tâche. En effet, les performances motrices du sujet sain auront tendance à nécessiter une adaptation pour les patients, afin que la vitesse et le comportement pendulaire du centre de masse du système soient respectivement plus grande et plus économique.

Les résultats montrent également que P1 produit de plus grands efforts que P2 lorsqu'il est apparié avec le sujet sain, alors qu'il produisait moins d'effort lorsqu'il était apparié avec P2. Même si les différences des paramètres mesurés (c.-à-d. *RR*, amplitude et vitesse du système) sont faibles lorsque les patients sont chacun appariés avec le contrôle, il semblerait que P1 soit obligé de fournir plus d'efforts pour s'adapter au sujet sain.



## 7.4. Synthèse

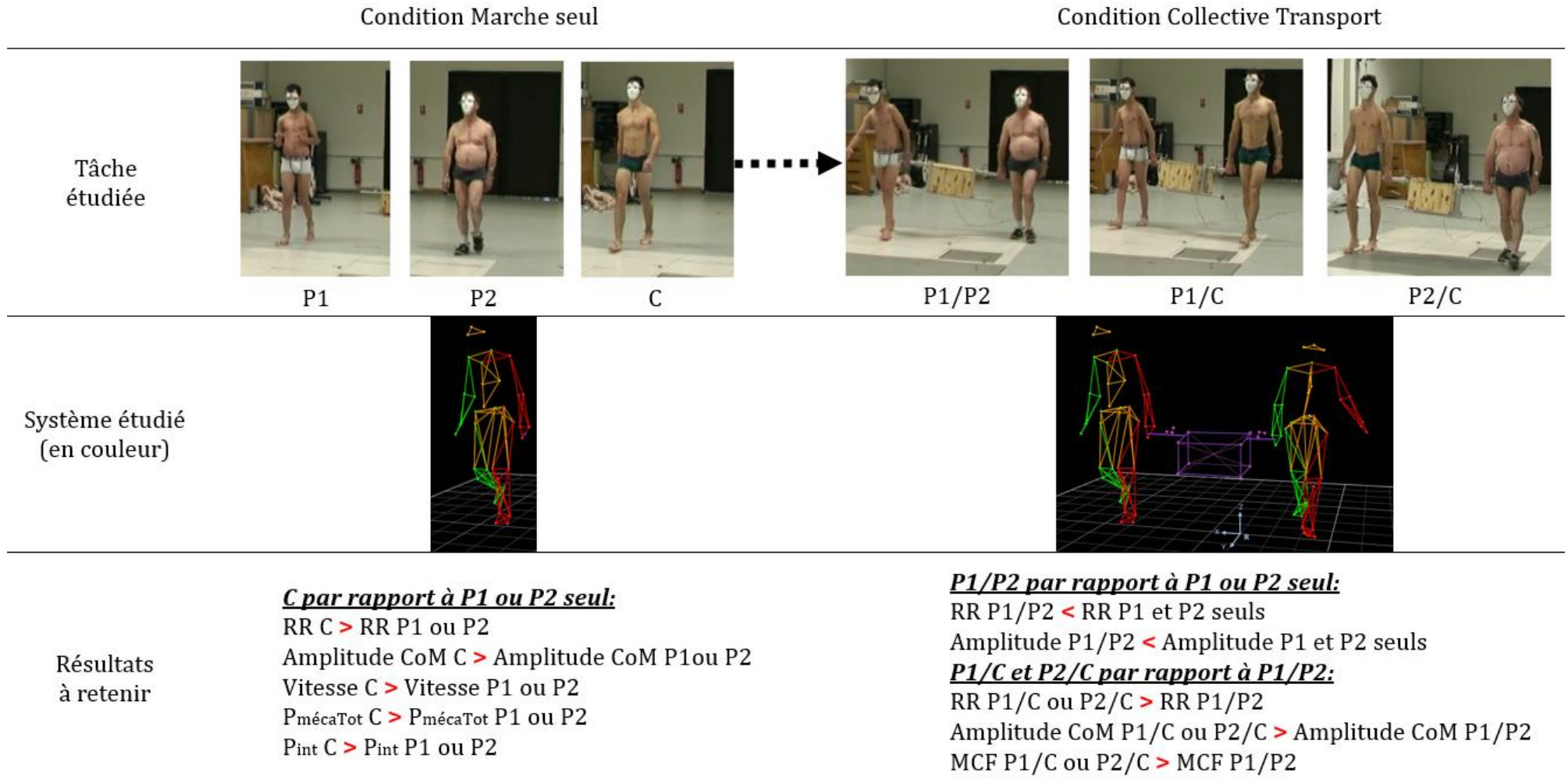


FIGURE 7.3 - Synthèse de l'étude n°5 : schéma récapitulatif de la tâche étudiée, du système étudié et des résultats.

## 8. DISCUSSION GÉNÉRALE

Au cours des trente dernières années, de nombreux auteurs se sont intéressés aux mécanismes qui sous-tendent le transport de charges par un individu. Par exemple, Maloij et al. (1986) ont étudié le coût métabolique du transport de charges et son lien avec les paramètres spatio-temporels chez des femmes de la tribu Luo. Minetti et al. (2006) ont quant à eux analysé le transport de charges chez les porteurs Himalayens et ont quantifié les coûts mécaniques et les dépenses métaboliques leur permettant de réaliser des performances hors du commun lors de longues expéditions en altitude. Enfin, des études plus récentes sur des militaires ont quantifié des paramètres spatio-temporels et les ont associés aux variations mécaniques au CoM (Grenier et al., 2012a ; 2012b). Ces auteurs proposent différentes façons d'étudier le transport de charges et ses effets sur l'individu qui le réalise (étude cinématique, mécanique et/ou métabolique). Cependant, aucun d'entre eux ne s'est intéressé à ce qui se passe lors d'un transport de charges réalisé collectivement.

L'idée d'étudier le transport collectif de charges est née des nombreuses applications que peuvent trouver les recherches sur cette tâche dans les activités de la vie quotidienne et dans le domaine sportif ou clinique. En effet, qui n'a jamais eu à transporter un objet trop lourd ou trop encombrant pour être déplacé seul ? Quel sportif n'a jamais demandé de l'aide lors de ses séances de renforcement musculaire ? Quels soignants n'ont jamais eu à travailler en équipe pour les manutentions de leurs patients, afin de se préserver d'éventuels troubles musculo-squelettiques ? L'établissement de normes Européennes concernant la manutention ainsi que le développement de la robotique collaborative ont également renforcé notre intérêt pour cette tâche.

Parmi les différentes expériences possibles, nous avons fait le choix de proposer une étude cinématique (vitesse des individus, amplitude de leur CoM, longueur du pas, etc.), associée à celle du coût mécanique (pourcentage d'énergie restituée, puissances mécaniques) lorsque deux individus transportent une charge ensemble, en lien avec le matériel disponible au CREPS de Toulouse. Une analyse de la dynamique (moments de forces aux articulations des membres supérieurs) a complété notre travail. Le protocole de cette thèse a été construit dans le but de représenter différentes tâches fonctionnelles que l'on pourrait retrouver lors d'un transport de charges dans la vie de tous les jours.

L'étude 1 et l'étude 2 se sont intéressées au transport d'une charge légère et se différencient par le choix du système étudié. Dans un premier temps, nous avons proposé une analyse des individus séparément afin de les comparer à des individus marchant seuls. Dans un second temps, nous avons choisi d'analyser les deux individus et la charge qu'ils transportent comme un seul système (PACS), dans le but d'observer si le tout se comportait de façon économique. La locomotion simple étant décrite dans la littérature comme particulièrement économe, nous avons consacré notre analyse individuelle à la locomotion de chaque individu sans et avec transport de charges. Une étude qui comparerait la tâche collective à une tâche où chacun des individus transporterait séparément une charge équivalente (c.-à-d. la moitié de la charge transportée à deux) aurait également été intéressante. Cependant, cette étude n'a pas été retenue lors de la mise en place de notre protocole, car nous ne sommes pas parvenus à proposer une charge se transportant de façon équivalente (c.-à-d. charge transportée par une seule main, en serrant une poignée en pronation et ayant les mêmes propriétés physiques) à celle de notre objet transporté collectivement. Puis, dans l'étude 3 nous avons associé au transport de charges une seconde tâche nécessitant de l'attention afin d'en étudier ses effets sur l'économie du PACS. L'étude 4 a quant à elle permis d'étudier l'impact de la valeur de la masse transportée. Enfin, nous avons tenu compte des résultats obtenus chez les sujets sains pour proposer un exercice de rééducation à des patients atteints de déficience intellectuelle, dans le but d'enrichir leur routine rééducative.

Le premier volet de ce travail avait pour but de comprendre le déplacement du CoM de chaque individu et du système composé par la dyade formée par les deux sujets et la charge à transporter, ainsi que les échanges mécaniques qui en résultent. Comme cela a été détaillé au 2.2, nous avons estimé la position du CoM grâce à l'enregistrement 3D et aux tables anthropométriques qui fournissent la localisation du CoM de chaque segment en fonction de leur masse et de leur taille. Outre les limites énoncées dans la partie 2.2.1.2, nous avons conscience que cette méthode entraîne certaines approximations. En effet, le placement des marqueurs sur les repères osseux est directement lié aux compétences de l'expérimentateur et à la reproductibilité intra et interindividuelle. Nous avons limité ces problèmes dans ce travail de thèse puisque l'expérimentateur avait une formation en anatomie palpatoire, ce qui permettait un repérage fiable des structures osseuses. De plus, le même expérimentateur a réalisé

l'ensemble des études. Pour rappel, nous avons également tenu compte des limites de cette méthode dans le traitement de nos données et dans l'interprétation de nos résultats. Le CoM de l'objet a quant à lui été mesuré expérimentalement et tient aussi compte de certaines approximations. Comme pour les segments, les matériaux ont été considérés comme homogènes, rigides et indéformables. Nous avons également conscience que cette approximation mécanique peut être discutée, mais le choix des matériaux utilisés (c.-à-d. bois et aluminium) permet de s'approcher efficacement de cette hypothèse.

Une fois l'ensemble de ces biais expérimentaux considérés, nous avons pu enregistrer le déplacement des marqueurs et des segments dans le temps et l'espace puis nous avons pu calculer l'amplitude et la vitesse du CoM de chaque individu et de l'ensemble formé par les deux individus et la charge qu'ils transportent (PACS). Nous avons d'abord comparé le déplacement du CoM avec un signal sinusoïdal, lorsque les sujets étaient analysés séparément. Cette comparaison a été mise en place en se basant sur le modèle bipédique « *Spring Mass* », dans lequel le déplacement du CoM s'apparente à celui d'une sinusoïde. Cette proposition de représentation a déjà été proposée dans la littérature (Saunders et al., 1953 ; Inman et al., 1981 ; Ackerman et al., 2012). La comparaison du CoM avec un signal sinusoïdal peut cependant être discutée car la partie supérieure de la courbe représentant le déplacement du CoM (lorsque le sujet est en appui unipodal) est similaire à celui d'une sinusoïde, mais ce n'est pas exactement le cas pour la partie inférieure de la courbe (lorsque le sujet est en phase de double contact).

L'autre méthode que nous avons utilisée consistait à modéliser le déplacement du CoM par un pendule inversé. Cette modélisation a été très utilisée pour l'étude de la locomotion ou du transport de charges individuel. Concernant le système PACS, il est important de noter que nous observons uniquement si le déplacement du CoM du système est proche de celui que l'on observerait pour un pendule inversé. En aucun cas, nous ne représentons le PACS comme une masse en mouvement au bout d'une tige rigide (comme cela est proposé dans la locomotion simple). En effet nous avons à faire en réalité à un système plus complexe, où 33 segments rigides (deux individus composés de 16 segments chacun, reliés par un segment supplémentaire) sont mobilisés et permettent le déplacement du CoM global. Cette comparaison avec le modèle IPS, nous permet cependant d'expliquer les transferts entre l'énergie potentielle de pesanteur et l'énergie cinétique externe lors du transport collectif de charges dans le plan sagittal. Le calcul du pourcentage d'énergie restituée (*RR*) permet de quantifier cette part d'énergie transférée

et met en avant à quel point le déplacement du CoM du système est pendulaire. Cela a donc permis d'observer l'économie du déplacement du CoM dans différentes conditions expérimentales. Puisque le pourcentage d'énergie restituée est calculé à partir des résultats d'énergies externes, il est le lien solide entre l'analyse cinématique du déplacement du CoM et l'analyse mécanique qui en suit.

Le second volet de cette thèse a consisté à réaliser une analyse des efforts musculaires. Cela a permis d'observer globalement les efforts produits par les membres supérieurs des sujets ou de la dyade lors d'un transport collectif de charges. Il serait intéressant de compléter l'analyse des efforts musculaires proposée dans ce travail par une étude EMG (Turpin et al., 2016), accompagnée du calcul de la puissance musculaire produite (c.-à-d. le produit scalaire des vecteurs du moment musculaire résultant et de la vitesse angulaire ; Winter, 1990) pour calculer les efforts développés par chaque muscle ou chaque groupe musculaire. Ceci permettrait de rendre compte spécifiquement des actions de chaque groupe musculaire. L'analyse de la puissance musculaire aiderait à comprendre si l'action musculaire nécessaire à la réalisation du transport de charges est de type concentrique (lorsque les muscles activés se raccourcissent pour produire le mouvement) ou excentrique (lorsque les muscles activés s'allongent pour contrôler le mouvement) pour chaque groupe musculaire (Amarantini, 2003), et ainsi de mieux comprendre le rôle de chacun dans la tâche.

Pour conclure, nous proposons dans ce travail de recherche un protocole d'analyse du transport collectif de charges chez l'individu sain, se basant sur des modélisations et des analyses proposées dans la littérature pour l'étude de la locomotion et du transport de charges individuel. Nos résultats permettent d'expliquer tout ou partie des mécanismes utilisés par les individus pour transporter un objet de manière économique dans différentes situations. Ils mettent également en avant les limites de cette économie face à des tâches plus difficiles à réaliser (par exemple, l'ajout d'une seconde tâche ou le transport de charges lourdes). En outre, les études 1 et 2 permettent de savoir si, durant un transport de charges, l'économie du PACS se fait au détriment de l'économie individuelle, ou si chacun des individus étant économe, leur association l'est également. En effet, nos résultats concernant le pourcentage d'énergie restituée au travers de l'analyse de ces deux systèmes (c.-à-d. individuel et PACS) montrent que chacun des deux

individus doit être économe pour que le tout le soit. Notons aussi que deux individus transportant une charge « légère » ensemble sont plus économes séparément qu'un individu marchant seul sans charge, mais aussi plus économe que le tout ; ce qui semble montrer la capacité de l'individu à améliorer son économie individuelle afin que le tout le reste suffisamment. Un examen des comportements individuels pour les études 3 et 4 pourrait compléter nos analyses afin de répondre à cette question lorsque la tâche est rendue plus complexe (avec une seconde tâche ou lorsque la charge est plus lourde).

Aussi, les résultats de nos études pourront par exemple servir comme valeurs de références dans le développement de robots collaboratifs. En effet, en robotique humanoïde, la question de la génération et de l'économie du mouvement est une question centrale. Pour contrôler les robots, il est donc nécessaire de fournir un modèle dynamique complet capable de simuler de manière très efficace l'impact des lois de contrôle et des perturbations externes. Les résultats trouvés sur les sujets sains pourraient donc permettre d'alimenter ces modèles. Un projet ANR dont le but est d'approfondir la compréhension de ces mécanismes lors de la collaboration Homme-robots est en cours. Ce projet débutera en 2019 et a pour ambition de transposer le comportement humain, observé dans ce travail, aux robots humanoïdes.

Enfin, même si quelques études concernant la marche chez l'enfant ou l'adulte souffrant de paralysie cérébrale (Ishihara & Higuchi, 2014 ; Massaad et al., 2014 ; Skoutelis et al., 2018) ou de traumatisme crânien (Acuna et al., 2018 ; Newman et al., 2018 ; Perry et al., 2018 ; Rachal et al., 2018) ont été menées récemment, aucune étude ne s'est encore intéressée à un exercice nécessitant une collaboration entre ces patients. L'étude de ces personnes étant particulièrement complexe au vu de leur difficulté à réaliser une tâche motrice et/ou cognitive, notre travail est un premier pas important dans la construction de protocoles de recherche ou d'exercices de rééducation permettant l'amélioration des performances locomotrices de ces patients, mais aussi de leur développement social, et par conséquent de leur santé en général. En effet, nous avons observé que la collaboration entre un sujet souffrant de déficience intellectuelle (DI) et un sujet sain permettait une meilleure économie du mouvement et était donc plus bénéfique que lorsque deux sujets DI travaillaient ensemble. Les exercices collectifs de rééducation qui pourront être proposés à ce type de patients, devront donc tenir compte d'une collaboration patient-thérapeute plutôt que patient-patient. Une analyse complémentaire sur un échantillon plus grand et respectant les mêmes critères pourrait

alors permettre de valider ces premiers résultats. Notre étude chez les sujets en situation de handicap vise donc à proposer des pistes de rééducation, aujourd'hui pratiquement inexistantes dans ce domaine et pour cette population.

## 9. BIBLIOGRAPHIE

- Ackerman, J., & Seipel, J. (2014). A model of human walking energetics with an elastically suspended load. *Journal of Biomechanics*, 47: 1922–1927.
- Acuña, S. A., Tyler, M.E., Danilov, Y.P., & Thelen, D.G. (2018). Abnormal muscle activation patterns are associated with chronic gait deficits following traumatic brain injury. *Gait & Posture*, 62: 510–517.
- Agravante, D.J., Sherikov, A., Wieber, P.B., Cherubini, A., & Kheddar, A. (2016). *Walking pattern generators designed for physical collaboration*. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA).
- Amarantini, D. (2003). *Estimation des efforts musculaires à partir de données périphériques: application à l'analyse de la coordination pluri-articulaire*. PhD thesis, Grenoble.
- Anderson, M.L., Cavalieri, C.N., Rodríguez-Romero, F., & Fox, S.F. (2012). The differential effect of tail autotomy on sprint performance between the sexes in the lizard *Uta stansburiana*. *Journal of Herpetology*, 46: 648–652.
- Akkus, H. (2012). Kinematic analysis of the snatch lift with elite female weightlifters during the 2010 World Weightlifting Championship. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26: 897-905.
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*, 26: 331–342.
- Bastien, G. J., Willems, P.A., Schepens, B., & Heglund, N. C. (2016). The mechanics of head-supported load carriage by Nepalese porters. *Journal of Experimental Biology*, 219: 3626–3634.
- Begon, M. & Lacouture, P. (2005). Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. *Movement & Sport Sciences*, 35–60.
- Blickhan, R., Seyfarth, A., Geyer, H., Grimmer, S., Wagner, H., & Gunther, M. (2007). Intelligence by mechanics. *Philosophical Transactions of the Royal Society*, 365: 199-220.
- Buffin, A., & Pratt, S.C. (2016). Cooperative transport by the ant *Novomessor cockerelli*. *Insectes Sociaux*, 63: 429–438.



- Burdett, R.G., Skrinar, G.S., & Simon, S.R. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 1: 63-72.
- Bussy, A., Gergondet, P., Kheddar, A., Keith, F., & Crosnier, A. (2012). *Proactive behavior of a humanoid robot in a haptic transportation task with a human partner*. In: IEEE (RoMan), Paris, France.
- Cahouët, V., Luc, M., & David, A. (2002). Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *Journal of Biomechanics*, 35: 1507–1513.
- Caravan, A., Scheffey, J. O., Briend, S. J., & Boddy, K.J. (2018). Surface electromyographic analysis of differential effects in kettlebell carries for the serratus anterior muscles, *Peer J*, 1–12.
- Castillo, E., Lieberman, G., McCarty, L., & Lieberman, D. (2014). Effects of pole compliance and step frequency on the biomechanics and economy of pole carrying during human walking. *Journal of Applied Physiology*, 177: 507-517.
- Cavagna, G.A., Saibene, F.P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18: 1-9.
- Cavagna, G.A., & Margaria, R. (1966). Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*, 21: 271–278.
- Cavagna, G.A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). Sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262: 639-657.
- Cavagna, G.A., Heglund, N.C., & Taylor, C.R. (1977). Mechanical work basic mechanisms in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 268: 243–261.
- Cavagna, G.A., Willems, P., & Heglund, N. (2000). The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528: 657-668.
- Chèze, L., Fregly, B., & Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of biomechanics*, 28: 879–884.
- Chow C. & Jacobson D. (1971). Studies of human locomotion via optimal programming. *Mathematical Biosciences*, 10: 239–306.
- Cimolin, V. & Galli, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & posture*, 39: 1005–1010.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112: 155–159.

- Collett, J., Dawes, H., Howells, K., Elsworth, C., Izadi, H., & Sackley, C. (2007). Anomalous centre of mass energy fluctuations during treadmill walking in healthy individuals. *Gait & posture*, 26: 400–406.
- Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., & Watier, B. (2018). Spontaneous change from seated to standing cycling position with increasing power is associated with a minimization of cost functions. *Journal of Sports Sciences*, 36: 907-913.
- Dahl, K.D., Wang, H., Popp, J.K., & Dickin, D.C. (2016). Load distribution and postural changes in young adults when wearing a traditional backpack versus the BackTpack. *Gait and Posture*, 45: 90–96.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29: 1223-1230.
- Dempster, W.T. (1955). *Space requirements of the seated operator*. Technical Report USAF, WADC TR-55-159.
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A.D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35: 117-124.
- Duboy, J., Junqua, A., & Lacouture, P. (1994). *Mécanique humaine*. Paris, Revue E.P.S., Activité physique et sports recherche et formation, 1-222.
- Ehrig, R., Taylor, R., Duda, G., & Heller, M. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39: 2798-2809.
- Elhasairi, A., & Pechev, A. (2015). Humanoid Robot Balance Control Using the Spherical Inverted Pendulum Mode. *Frontiers in Robotics and AI*, 2: 1–13.
- Farley, C.T., & Ferris, D.P. (1998). 10 biomechanics of walking and running: Center of mass movements to muscle action. *Exercise and sport sciences reviews*, 26: 253-286.
- Feito, Y., Burrows, E.K., & Tabb, L.P. (2018). A 4-Year Analysis of the Incidence of Injuries Among CrossFit-Trained Participants. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6: 232596711880310.
- Femery, V. (2003). *Developpement et validation d'un dispositif de bouclage bio-rétroactif baropodométrie : application à la décharge du pied*. PhD Thesis, Lille.
- Frengopoulos, C., Payne, M.W., Holmes, J.D., Viana, R., & Hunter, S.W. (2018). Comparing the effects of dual-task gait testing in new and established ambulators with lower extremity amputations, *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1-8.

- Fumery, G., Claverie, L., Fourcassié, V., & Moretto, P. (2018). Walking pattern efficiency during collective load transport. *Gait & Posture*, 64: 244-247.
- Fumery, G., Fourcassié, V., Moretto, P., & Bourg, V. (In press). Analysis of gait during independent and paired walking in adults with an intellectual disability: a case report. *Journal of Rehabilitation Medicine – Clinical Communications*.
- Galli, M., Cimolin, V., Rigoldi, C., Condoluci, C., & Albertini, G. (2015). Effects of obesity on gait pattern in young individuals with Down syndrome. *International Journal of Rehabilitation Research*, 38: 55–60.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273: 2861–2867.
- Gomenuka, N.A., Bona, R.L., da Rosa, R.G., & Peyré-Tartaruga, L.A. (2014). Adaptations to changing speed, load and gradient in human walking: Cost of transport, optimal speed, and pendulum. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in sports*, 24: e165-e173.
- Goodrich, M.A., & Schultz, A.C. (2007). Human-Robot Interaction: a survey. *Foundations and Trends® in Human-Computer Interaction*, 1: 203-275.
- Grenier, J.G., Millet, G.Y., Peyrot, N., Castells, J., Oullion, R., Messonnier, L., & Morin, J.B. (2012a). Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers. *Medicine & science in sports & exercise*, 44: 1131-1140.
- Grenier, J.G., Millet, G.Y., Peyrot, N., Samozino, P., Oullion, R., Messonnier, L., & Morin, J.B. (2012b). Effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function and locomotion: A military-based study. *PLoS ONE*, 7: e43586.
- Hanavan, P. (1964). *A mathematical model of human body*. Technical Report TR-64-102, Aerospace Medical Research Laboratory, Ohio.
- Hatze, H. (1979). *A model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments*. Technical Report TWISK.
- Hayot, C. (2010). *Analyse biomécanique 3D de la marche humaine : comparaison des modèles mécaniques*. PhD thesis, Poitiers.
- Hébert, R., Guilbault, J., Desrosiers, J., & Dubuc, N. (2001). The Functional Autonomy Measurement System (SMAF): a clinical-based instrument for measuring disabilities and handicaps in older people. *Journal of American Geriatrics Society*, 4: 141–147.

- Heglund, N.C., Willems, P.A., Penta, M., & Cavagna, G.A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375: 52–54.
- Hegewald, J., Berge, W., Heinrich, P., Staudte, R., Freiberg, A., Scharfe, J., Girbig, M., Nienhaus, A., & Seifler, A. (2018). Do technical aids for patient handling prevent musculoskeletal complaints in health care workers? A systematic review of intervention studies. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15: 476.
- Holdefer, R.N., & Miller, L.E. (2002). Primary motor cortical neurons encode functional muscle synergies. *Experimental Brain Research*, 146: 233–243.
- Holt, K.G., Wagenaar, R.C., Lafiandra, M.E., Kubo, M., & Obusek, J.P. (2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of biomechanics*, 36: 465–471.
- Inman, V., Ralston, H., Todd, F., & Lieberman, J. (1981). *Human walking*. Williams & Wilkins Baltimore.
- Ishihara, M., & Higuchi, Y. (2014). Kinetic relationships between the hip and ankle joints during gait in children with cerebral palsy: A pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, 26: 737–740.
- Jagnandan, K., & Higham, T.E. (2018). How rapid changes in body mass affect the locomotion of terrestrial vertebrates: ecology, evolution and biomechanics of a natural perturbation. *Biological Journal of the Linnean Society*, 124: 279-293.
- Jensen, R. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11: 349-358.
- Krkeljas, Z., & Moss, S.J. (2018). Relationship between gait kinematics and walking energy expenditure during pregnancy in South African women, *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 10: 1–7.
- Krupenevich, R., Rider, P., Domire, Z., & DeVita, P. (2015). Males and females respond similarly to walking with a standardized, heavy load. *Military Medicine*, 180: 994–1000.
- Kuo, A.D. (1999). Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *The International Journal of Robotics Research*, 18: 917-930.
- Kuo, A.D. (2001). A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed–step length relationship. *Journal of biomechanical engineering*, 123: 264-269.

- Kuo, A.D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, 26: 617–656.
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, 21: 212–225.
- Leboeuf, F., & Lacouture, P. (2008). Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. *Movement & Sports Sciences*, 63: 37-52.
- Lee, C.R., & Farley, C.T. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 201: 2935–2944.
- Lindner, T., Schulze, C., Woitge, S., Finze, S., Mittelmeier, W., & Bader, R. (2012). The Effect of the Weight of Equipment on Muscle Activity of the Lower Extremity in Soldiers. *The Scientific World Journal*, 1–8.
- Mahaudens, P., Banse, X., & Detrembleur, C. (2008). Effects of short-term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 28: 703-707.
- Maloiy, G.M.O., Heglund, N.C., Prager, L.M., Cavagna, G.A., & Taylor, C.R. (1986). Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way? *Nature*, 319: 668-669.
- Marey, E. (1884). Analyse cinématique de la marche [chronophotograph]. *Compte rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des sciences*, 2.
- Massaad, A., Assi, A., Skalli, W., & Ghanem, I. (2014). Repeatability and validation of gait deviation index in children: Typically developing and cerebral palsy. *Gait & posture*, 39: 354–358.
- McConville, J.T., Churchill, T.D., Kaleps, I., Clauser, C.E., & Cuzzi, J., (1980). *Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia*. Technical Report AFAMRL-TR-80-119, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright–Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Mehrab, M., de Vos, R.J., Kraan, G.A., & Mathijssen, N.M.C. (2017). Injury Incidence and Patterns Among Dutch CrossFit Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5: 1–13.

- Minetti, A.E., Formenti, F., & Ardigò, L.P. (2006). Himalayan porter's specialization: Metabolic power, economy, efficiency and skill. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273: 2791–2797.
- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C., & Lacouture, P. (2007). Comparison of the score and ha methods for locating *in vivo* the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, 40: 3487–3492.
- Moon, K.H., Hong, S.H., & Hong, T.H. (2015). Total knee replacement arthroplasty with Buechel and Pappas knee: minimum 2-year follow-up. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 7: 62-68.
- Moretto, P., Villeger, D., Costes, A., & Watier, B. (2016). Elastic energy in locomotion: spring mass vs. poly-articulated models. *Gait & Posture*, 48: 183–188.
- Muybridge, E. (1883). The attitudes of animals in motion. *Journal of the Franklin Institute*, 115: 260–274.
- Newman, M.A., Hirsch, M.A., Peindl, R.D., Habet, N.A., Tsai, T.J., Runyon, M.S., et al. (2018). Reliability of the sub-components of the instrumented timed up and go test in ambulatory children with traumatic brain injury and typically developed controls. *Gait & Posture*, 63: 248–253.
- Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin*, 116: 220–244.
- Peshkin, M., Colgate, E. (1999) Cobots, *Industrial Robot*, 26: 335-341.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. SLACK incorporated, 524.
- Perry, S.B., Billek-Sawhney, B., Woollard, J., Little, S., & Szalinski, A. (2018). Balance and Mobility Improvements During Inpatient Rehabilitation Are Similar in Young-Old, Mid-Old, and Old-Old Adults With Traumatic Brain Injury. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 1.
- Rachal, L., Swank, C., Trudelle-Jackson, E., & Driver, S. (2018). Reliability and clinical feasibility of measuring dual-task gait in the inpatient rehabilitation setting following traumatic brain injury. *Physiotherapy Theory and Practice*, 1–7.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., & Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics*, 39: 1531–1536.
- Ren, L., Jones, R.K., & Howard, D. (2005). Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking. *Journal of Biomechanics*, 38: 853–863.

- Saunders, J.B. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 35: 543.
- Saibene, F., & Minetti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88: 297–316.
- Skoutelis, V.C., Kanellopoulos, A., Vrettos, S., Gkrimas, G., & Kontogeorgakos, V. (2018). Improving gait and lower-limb muscle strength in children with cerebral palsy following selective percutaneous myofascial lengthening and functional physiotherapy. *NeuroRehabilitation*, 1–8.
- Sutherland, D.H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I – Kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14: 61–70.
- Sutherland, D.H. (2002). The evolution of clinical gait analysis part II – Kinematics. *Gait & Posture*, 16: 159–179.
- Sutherland, D.H. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III – kinetics and energy assessment. *Gait & Posture*, 21: 447–461.
- Tesio, L., & Detrembleur, D.L.C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds, *Clinical Biomechanics*, 13: 77–82.
- Ting, L.H., & Chvatal, S.A. (2010). *Decomposing muscle activity in motor tasks: methods and interpretation*. In Motor Control: Theories, Experiments, and Applications. Danion, D, Latash, M.L. (eds), Oxford University Press, New York.
- Turpin, N.A., Costes, A., Moretto, P., & Watier, B. (2016). Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of Sports Sciences*, 1–8.
- VanRullen, R., & Thorpe, S.J. (2001). The time course of visual processing: From early perception to decision-making. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 13: 454–461.
- Vassallo, C., Olivier, A.H., Souères, P., Crétual, A., Stasse, O., & Pettré, J. (2017) How do walkers behave when crossing the way of a mobile robot that replicates human interaction rules? *Gait & Posture*, 60: 188–193.
- Viel E. (2000). *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Elsevier Masson.
- Vieira, M.F., Lehnen, G.C., Noll, M., Rodrigues, F.B., de Avelar, I.S., & da Costa, P.H.L. (2016). Use of a backpack alters gait initiation of high school students. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28: 82–89.

- Villeger, D. (2014). *Restitution d'Énergie Élastique et Locomotion (REEL): une approche adimensionnelle*. PhD thesis, Toulouse.
- Willems, P.A., Cavagna, G.A., & Heglund, N.C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198: 379–393.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley Interscience, New York.
- Wu, G., & Cavanagh, P.R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28: 1257–1261.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35: 543–548.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38: 981–992.
- Yogev, G., Hausdorff, J.M., Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, 23: 1–28.
- Yogev-Seligmann, G., Rotem-Galili, Y., Mirelman, A., Dickstein, R., Giladi, N., & Hausdorff, J.M. (2010). How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effect of age and sex on gait speed and variability. *Physical Therapy*, 90: 177-186.
- Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. Biomechanics VIII-b, Human Kinetics Publishers Inc., Champaign, IL, 1152–1159.



## 10. ANNEXES

### 10.1. Compléments concernant la détermination des centres articulaires :

TABLE 10.1 – Exemple de construction des repères pour les membres inférieurs.

Segment	Origine	Repère local gauche	Repère local droit
<b>Pied</b>	$O_p$ : LCA ou RCA	$\vec{x}_p = \frac{\overrightarrow{O_p LMT1}}{\ \overrightarrow{O_p LMT1}\ }$	$\vec{x}_p = \frac{\overrightarrow{O_p RMT1}}{\ \overrightarrow{O_p RMT1}\ }$
		$\vec{u}_p = \overrightarrow{LMT1 LMT5}$	$\vec{u}_p = \overrightarrow{RMT5 RMT1}$
		$\vec{y}_p = \frac{\vec{x}_p \wedge \vec{u}_p}{\ \vec{x}_p \wedge \vec{u}_p\ }$	$\vec{y}_p = \frac{\vec{x}_p \wedge \vec{u}_p}{\ \vec{x}_p \wedge \vec{u}_p\ }$
		$\vec{z}_p = \vec{x}_p \wedge \vec{y}_p$	$\vec{z}_p = \vec{x}_p \wedge \vec{y}_p$
<b>Jambe</b>	$O_j$ : Milieu des deux malléoles (centre articulaire de la cheville)	$\vec{y}_j = \frac{\overrightarrow{O_j O_p}}{\ \overrightarrow{O_j O_p}\ }$	$\vec{y}_j = \frac{\overrightarrow{O_j O_p}}{\ \overrightarrow{O_j O_p}\ }$
		$\vec{u}_j = \overrightarrow{LEM LIM}$	$\vec{u}_j = \overrightarrow{RIM REM}$
		$\vec{x}_j = \frac{\vec{y}_j \wedge \vec{u}_j}{\ \vec{y}_j \wedge \vec{u}_j\ }$	$\vec{x}_j = \frac{\vec{y}_j \wedge \vec{u}_j}{\ \vec{y}_j \wedge \vec{u}_j\ }$
		$\vec{z}_j = \vec{x}_j \wedge \vec{y}_j$	$\vec{z}_j = \vec{x}_j \wedge \vec{y}_j$
<b>Cuisse</b>	$O_c$ : Milieu des deux épicondyles fémoraux (centre articulaire du genou)	$\vec{y}_c = \frac{\overrightarrow{O_c LGT}}{\ \overrightarrow{O_c LGT}\ }$	$\vec{y}_c = \frac{\overrightarrow{O_c RGT}}{\ \overrightarrow{O_c RGT}\ }$
		$\vec{u}_c = \overrightarrow{LLF LMF}$	$\vec{u}_c = \overrightarrow{RMF RLF}$
		$\vec{x}_c = \frac{\vec{y}_c \wedge \vec{u}_c}{\ \vec{y}_c \wedge \vec{u}_c\ }$	$\vec{x}_c = \frac{\vec{y}_c \wedge \vec{u}_c}{\ \vec{y}_c \wedge \vec{u}_c\ }$
		$\vec{z}_c = \vec{x}_c \wedge \vec{y}_c$	$\vec{z}_c = \vec{x}_c \wedge \vec{y}_c$

## 10.2. Compléments concernant la méthode SCoRE :

Prenons l'exemple pour la hanche. Soit O l'origine du repère global du laboratoire (Galiléen) noté R et O<sub>h</sub> le centre fonctionnel de la hanche. Le passage d'un repère à un autre est rendu possible par la détermination de matrices de passages ; par exemple  $[P_{R_c}^R]$  et  $[P_{R_b}^R]$  sont respectivement les matrices de passages du repère de la cuisse (R<sub>c</sub>) et du repère du bassin (R<sub>b</sub>) vers R. La position du centre de rotation de la hanche dans le repère du laboratoire peut alors être défini de la manière suivante :

$$\begin{aligned} (\overrightarrow{OO_h})_R &= (\overrightarrow{OO_c})_R + [P_{R_c}^R] * (\overrightarrow{O_cO_h})_{R_c} \\ &= (\overrightarrow{OO_b})_R + [P_{R_b}^R] * (\overrightarrow{O_bO_h})_{R_b} \end{aligned}$$

Ainsi :

$$(\overrightarrow{OO_c})_R + [P_{R_c}^R] * (\overrightarrow{O_cO_h})_{R_c} = (\overrightarrow{OO_b})_{R_0} + [P_{R_b}^R] * (\overrightarrow{O_bO_h})_{R_b}$$

Où les vecteurs  $(\overrightarrow{O_cO_h})_{R_c}$  et  $(\overrightarrow{O_bO_h})_{R_b}$  sont inconnus. Afin de limiter l'équation à une seule inconnue, ces deux vecteurs sont exprimés dans une seule matrice (6x1). On peut ainsi retranscrire l'équation précédente pour un ensemble de n images (i<sub>1</sub>, ..., i<sub>n</sub>) :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} [P_{R_c}^R]_{(i_1)} & - [P_{R_b}^R]_{(i_1)} \\ \vdots & \vdots \\ [P_{R_c}^R]_{(i_n)} & - [P_{R_b}^R]_{(i_n)} \end{bmatrix}}_{3n \times 6} * \underbrace{\begin{bmatrix} (\overrightarrow{O_cO_h})_{R_c} \\ (\overrightarrow{O_bO_h})_{R_b} \end{bmatrix}}_{6 \times 1} = \underbrace{\begin{bmatrix} (\overrightarrow{OO_b})_{R(i_1)} - (\overrightarrow{OO_c})_{R(i_1)} \\ \vdots \\ (\overrightarrow{OO_b})_{R(i_n)} - (\overrightarrow{OO_c})_{R(i_n)} \end{bmatrix}}_{3n \times 1}$$

Comme O<sub>h</sub> est considéré comme fixe dans le repère R<sub>c</sub> et dans le repère R<sub>b</sub>, les vecteurs  $(\overrightarrow{O_cO_h})_{R_c}$  et  $(\overrightarrow{O_bO_h})_{R_b}$  sont identiques à chaque image. On a ainsi une équation de la forme  $ax + b$ . L'utilisation de la pseudo inverse  $a^+$  permettra la résolution de l'équation simple  $ax + b$  de telle sorte que  $a^+ * b$  donne la solution des moindres carrés  $x$  qui minimise  $\|a * x - b\|^2$  avec  $a^+ = (a^T * a)^{-1} * a^T$  ; où  $a^T$  et  $a^{-1}$  sont respectivement, la transposée et l'inverse de a. Lorsque la méthode SCoRE est appliquée, la position du centre fonctionnel de la hanche est fixe dans les repères locaux du bassin et de la cuisse (R<sub>b</sub> et R<sub>c</sub>) et peut être estimée de la façon suivante :

$$\begin{bmatrix} (\overrightarrow{O_c O_h})_{R_c} \\ (\overrightarrow{O_b O_h})_{R_b} \end{bmatrix}, \text{ sous la forme : } (a^T * a)^{-1} * a^T * b$$

On a ainsi la position d'O<sub>h</sub> dans les repères du bassin et de la cuisse.

### 10.3. Compléments concernant la détermination des angles articulaires :

Par exemple, pour le cas de la cuisse, les angles seront extraits de la matrice de passage  $[P_{R_c}^R]$  entre le repère Galiléen R et le repère de la cuisse R<sub>c</sub>.

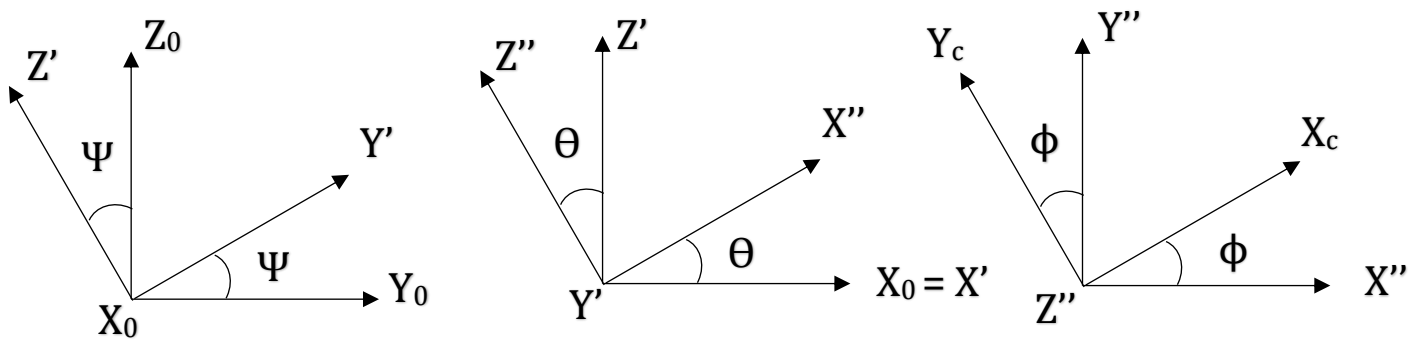


FIGURE 10.1 - Angles de rotation entre le repère d'un segment R\* et du laboratoire R.

Les angles  $\Psi$ ,  $\theta$  et  $\phi$  représentent respectivement les angles de flexion-extension, adduction-abduction et rotation interne-externe.

$$\begin{aligned} \text{On a } [P_{R_c}^R] &= [P_{R'}^R] * [P_{R''}^{R'}] * [P_{R_c}^{R''}] \\ &= \begin{bmatrix} \cos\Psi \cos\phi - \sin\Psi \sin\theta \sin\phi & -\cos\theta \sin\Psi & \cos\Psi \sin\phi + \sin\Psi \sin\theta \cos\phi \\ \sin\Psi \cos\phi + \cos\Psi \sin\theta \sin\phi & \cos\Psi \cos\theta & \sin\Psi \sin\phi - \cos\Psi \sin\theta \cos\phi \\ -\cos\theta \sin\phi & \sin\theta & \cos\theta \cos\phi \end{bmatrix} = [R] \end{aligned}$$

On peut ainsi extraire les angles à partir de cette matrice :

$$\Psi = \tan^{-1}\left(\frac{-R_{(1,2)}}{R_{(2,2)}}\right) \quad \theta = \tan^{-1}\left(\frac{-R_{(3,2)}}{\sqrt{R_{(1,2)}^2 + R_{(2,2)}^2}}\right) \quad \phi = \tan^{-1}\left(\frac{-R_{(3,1)}}{R_{(3,3)}}\right)$$

Les vitesses et les accélérations angulaires sont respectivement les dérivées et les dérivées secondes des angles calculés précédemment. Ainsi, le vecteur rotation de la cuisse ( $\vec{\omega}_{R_c/R}$ ) par rapport au repère R, s'exprime de la manière suivante :

$$\vec{\omega}_{R_c/R} = \frac{d}{dt}\Psi \cdot \vec{X}_0 + \frac{d}{dt}\Theta \cdot \vec{Y}' + \frac{d}{dt}\varphi \cdot \vec{Z}'' = \begin{bmatrix} \frac{d}{dt}\Theta \cos\varphi - \frac{d}{dt}\varphi \cos\Theta \sin\Psi \\ \frac{d}{dt}\Theta \sin\Psi + \frac{d}{dt}\varphi \cos\Theta \cos\Psi \\ \frac{d}{dt}\Psi + \frac{d}{dt}\varphi \sin\Theta \end{bmatrix} \begin{matrix} \vec{X}_0 \\ \vec{Y}_0 \\ \vec{Z}_0 \end{matrix}$$

#### 10.4. Compléments concernant les calculs de dynamique inverse :

- Poignet gauche

$$\vec{F}_{\text{mainGauche}} = m_{\text{mainGauche}} \times \vec{a}_{\text{mainGauche}}$$

$$\vec{R}_{\text{poignetGauche}} = \vec{F}_{\text{mainGauche}} - \vec{P}_{\text{mainGauche}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{mainGauche}} = I_{\text{mainGauche}} \times \vec{\omega}_{\text{mainGauche}}$$

$$\vec{M}_{\text{poignetGauche}} = \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{mainGauche}}) + m_{\text{mainGauche}} \times ((G_{\text{mainGauche}} - O_{\text{mainGauche}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{mainGauche}})) - ((O_{\text{mainGauche}} - G_{\text{mainGauche}}) \cdot \vec{P}_{\text{mainGauche}})$$

- Coude droit

$$\vec{F}_{\text{avantbrasDroit}} = m_{\text{avantbrasDroit}} \times \vec{a}_{\text{avantbrasDroit}}$$

$$\vec{R}_{\text{coudeDroit}} = \vec{F}_{\text{avantbrasDroit}} - \vec{P}_{\text{avantbrasDroit}} + \vec{R}_{\text{poignetDroit}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{avantbrasDroit}} = I_{\text{avantbrasDroit}} \times \vec{\omega}_{\text{avantbrasDroit}}$$

$$\vec{M}_{\text{coudeDroit}} = \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{avantbrasDroit}}) + m_{\text{avantbrasDroit}} \times ((G_{\text{avantbrasDroit}} - O_{\text{avantbrasDroit}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{avantbrasDroit}})) - ((O_{\text{avantbrasDroit}} - G_{\text{avantbrasDroit}}) \cdot \vec{P}_{\text{avantbrasDroit}}) - (-\vec{M}_{\text{poignetDroit}} + ((O_{\text{mainDroite}} - O_{\text{avantbrasDroit}}) \cdot -\vec{R}_{\text{poignetDroit}}))$$

- Coude gauche

$$\vec{F}_{\text{avantbrasGauche}} = m_{\text{avantbrasGauche}} \times \vec{a}_{\text{avantbrasGauche}}$$

$$\vec{R}_{\text{leftElbow}} = \vec{F}_{\text{avantbrasGauche}} - \vec{P}_{\text{avantbrasGauche}} + \vec{R}_{\text{poignetGauche}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{avantbrasGauche}} = I_{\text{avantbrasGauche}} \times \vec{\omega}_{\text{avantbrasGauche}}$$

$$\vec{M}_{\text{leftElbow}} = \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{avantbrasGauche}}) + m_{\text{avantbrasGauche}} \times ((G_{\text{avantbrasGauche}} - O_{\text{avantbrasGauche}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{avantbrasGauche}})) - ((O_{\text{avantbrasGauche}} - G_{\text{avantbrasGauche}}) \cdot \vec{P}_{\text{avantbrasGauche}})$$

$$- (-\vec{M}_{\text{poignetGauche}} + ((\text{O}_{\text{mainGauche}} - \text{O}_{\text{avantbrasGauche}}) \cdot -\vec{R}_{\text{poignetGauche}}))$$

- Epaule droite

$$\vec{F}_{\text{brasDroit}} = \mathbf{m}_{\text{brasDroit}} \times \vec{a}_{\text{brasDroit}}$$

$$\vec{R}_{\text{épauleDroite}} = \vec{F}_{\text{brasDroit}} - \vec{P}_{\text{brasDroit}} + \vec{R}_{\text{coudeDroit}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{brasDroit}} = \mathbf{I}_{\text{brasDroit}} \times \vec{\omega}_{\text{brasDroit}}$$

$$\begin{aligned} \vec{M}_{\text{épauleDroite}} = & \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{brasDroit}}) + \mathbf{m}_{\text{brasDroit}} \times ((\text{G}_{\text{brasDroit}} - \text{O}_{\text{brasDroit}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{brasDroit}})) \\ & - ((\text{O}_{\text{brasDroit}} - \text{G}_{\text{brasDroit}}) \cdot \vec{P}_{\text{brasDroit}}) \\ & - (-\vec{M}_{\text{coudeDroit}} + ((\text{O}_{\text{avantbrasDroit}} - \text{O}_{\text{brasDroit}}) \cdot -\vec{R}_{\text{coudeDroit}})) \end{aligned}$$

- Epaule gauche

$$\vec{F}_{\text{brasGauche}} = \mathbf{m}_{\text{brasGauche}} \times \vec{a}_{\text{brasGauche}}$$

$$\vec{R}_{\text{épauleGauche}} = \vec{F}_{\text{brasGauche}} - \vec{P}_{\text{brasGauche}} + \vec{R}_{\text{leftElbow}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{brasGauche}} = \mathbf{I}_{\text{brasGauche}} \times \vec{\omega}_{\text{brasGauche}}$$

$$\begin{aligned} \vec{M}_{\text{épauleGauche}} = & \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{brasGauche}}) + \mathbf{m}_{\text{brasGauche}} \times ((\text{G}_{\text{brasGauche}} - \text{O}_{\text{brasGauche}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{brasGauche}})) \\ & - ((\text{O}_{\text{brasGauche}} - \text{G}_{\text{brasGauche}}) \cdot \vec{P}_{\text{brasGauche}}) \\ & - (-\vec{M}_{\text{leftElbow}} + ((\text{O}_{\text{avantbrasGauche}} - \text{O}_{\text{brasGauche}}) \cdot -\vec{R}_{\text{leftElbow}})) \end{aligned}$$

- Tête

$$\vec{F}_{\text{tête}} = \mathbf{m}_{\text{tête}} \times \vec{a}_{\text{tête}}$$

$$\vec{R}_{\text{tête}} = \vec{F}_{\text{tête}} - \vec{P}_{\text{tête}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{tête}} = \mathbf{I}_{\text{tête}} \times \vec{\omega}_{\text{tête}}$$

$$\vec{M}_{\text{tête}} = \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{tête}}) + \mathbf{m}_{\text{tête}} \times ((\text{G}_{\text{tête}} - \text{O}_{\text{C7}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{tête}})) - ((\text{O}_{\text{C7}} - \text{G}_{\text{tête}}) \cdot \vec{P}_{\text{tête}})$$

- Rachis dorsal

$$\vec{F}_{\text{rachisDorsal}} = \mathbf{m}_{\text{rachisDorsal}} \times \vec{a}_{\text{rachisDorsal}}$$

$$\vec{R}_{\text{rachisDorsal}} = \vec{F}_{\text{rachisDorsal}} - \vec{P}_{\text{rachisDorsal}} + \vec{R}_{\text{rachisCervical}} + \vec{R}_{\text{épauleDroite}} + \vec{R}_{\text{épauleGauche}}$$

$$\vec{\sigma}_{\text{rachisDorsal}} = \mathbf{I}_{\text{rachisDorsal}} \times \vec{\omega}_{\text{rachisDorsal}}$$

$$\begin{aligned} \vec{M}_{\text{rachisDorsal}} = & \frac{d}{dt} (\vec{\sigma}_{\text{rachisDorsal}}) + \mathbf{m}_{\text{rachisDorsal}} \times ((\text{G}_{\text{rachisDorsal}} - \text{O}_{\text{xyphoïde}}) \cdot \frac{d^2}{dt^2} (\vec{G}_{\text{rachisDorsal}})) - \\ & ((\vec{O}_{\text{xyphoïde}} - \vec{G}_{\text{rachisDorsal}}) \cdot \vec{P}_{\text{rachisDorsal}}) \\ & - (-\vec{M}_{\text{rachisCervical}} + ((\text{O}_{\text{C7}} - \text{O}_{\text{xyphoïde}}) \cdot -\vec{R}_{\text{rachisCervical}})) \\ & - (-\vec{M}_{\text{épauleDroite}} + ((\text{O}_{\text{brasDroit}} - \text{O}_{\text{xyphoïde}}) \cdot -\vec{R}_{\text{épauleDroite}})) \\ & - (-\vec{M}_{\text{épauleGauche}} + ((\text{O}_{\text{brasGauche}} - \text{O}_{\text{xyphoïde}}) \cdot -\vec{R}_{\text{épauleGauche}})) \end{aligned}$$



**TITRE :** Biomécanique du transport collectif de charges, vers une application clinique.

**RÉSUMÉ :** Durant les 50 dernières années, de nombreuses études ont été menées sur la locomotion humaine et sur le transport de charges individuel. Même si elles apportent un cadre théorique précieux, ces études ne permettent pas de comprendre les mécanismes mis en place par les individus lorsqu'ils doivent porter un objet à plusieurs. Dans ce projet, nous nous sommes donc intéressés à l'aspect collectif du transport de charges et avons cherché à comprendre comment une dyade d'individus se déplace lorsque ceux-ci portent un objet ensemble. Pour ce faire, nous avons dans un premier temps quantifié différents paramètres locomoteurs largement étudiés en biomécanique (approche cinématique, mécanique et dynamique), chez des individus sains transportant une charge légère. Nous avons étudié les individus se déplaçant de façon isolée, puis nous avons envisagé la dyade et la charge à transporter comme un seul système. Nous avons également fait varier la complexité du transport de charges en demandant aux sujets de réaliser une seconde tâche ou en faisant varier la masse de la charge transportée. Enfin, nous avons pu réaliser une étude préliminaire sur la collaboration entre un patient polyhandicapé et un patient cérébrolésé, dans le but d'inscrire l'étude du comportement collectif dans la rééducation des personnes en situation de handicap. Les résultats principaux de cette thèse fournissent un protocole solide d'étude du transport collectif de charges. Nous avons montré que les sujets qui transportent un objet à deux se déplacent de façon aussi économique que lorsqu'ils se déplacent seuls. L'ajout d'une tâche secondaire a quant à elle entraîné une détérioration du déplacement pendulaire du système composé des individus et de la charge. Lorsque la masse de la charge augmente, le déplacement du système est affecté. Pour des charges égales à 40% du poids corporel, nos résultats ont montré une détérioration du comportement pendulaire et une diminution de l'amplitude du centre de masse du système étudié. Enfin, concernant les personnes en situation de handicap, nous avons montré que la collaboration entre deux individus souffrants de déficience intellectuelle était moins intéressante d'un point de vue rééducatif que la collaboration avec un individu sain.

**MOTS-CLÉS :** Analyse du mouvement humain, Biomécanique de la locomotion, Comportement collectif, Port de charges, Réhabilitation.

---

**TITLE:** Biomechanics of collective load transport, toward a clinical application.

**ABSTRACT:** During the last 50 years, a number of studies have been carried out on human locomotion and individual load carriage. Although these studies provide a valued theoretical framework, they do not allow to understand the mechanisms implemented by individuals when they have to carry collectively an object. Our project deals with the collective aspect of load carriage and attempts to understand how a dyad of individuals moves when individuals have to carry an object together. First, we measured several locomotor parameters commonly studied in biomechanics (using a kinematic, mechanical and dynamic approach) on healthy individuals carrying a light load. We studied each individual within a dyad separately and then considered the system formed by the dyad and the load. We also performed experiments where we increased the complexity of the collective load carriage task by asking individuals to perform a second task in the same time or by changing the mass of the load. Finally, in order to find an application of our experimental protocol in rehabilitation studies, we performed a preliminary study on the collective transport achieved by two patients suffering from intellectual disability. The results of this thesis allow to construct a sound study protocol of collective load carriage. We show that two subjects carrying an object together walk as economically as when they are walking separately. Achieving a second distractive task at the same time leads to the deterioration of the pendular displacement of the center of mass of the system formed by the individuals and the load they carry. The displacement of this system is also impacted when the mass of the load carried is increased. For loads equal to 40% of the body mass, our results show a deterioration of the pendular behavior and a decrease of the amplitude of the center of mass of the system. Finally, for individuals suffering from an intellectual disability, we show that the collaboration between two pathological individuals is less interesting from a rehabilitation point of view than the collaboration with a healthy individual.

**KEYWORDS:** Human movement analysis, Biomechanics of gait, Collective behavior, Load carriage, Rehabilitation.