



HAL
open science

Étude des adaptations locomotrices lors d'un portage dorsal chez l'adolescent

Yannick Delpierre

► **To cite this version:**

Yannick Delpierre. Étude des adaptations locomotrices lors d'un portage dorsal chez l'adolescent. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, UVHC, (France), 2004. Français. NNT : 2004VALE0024 . tel-03001933

HAL Id: tel-03001933

<https://uphf.hal.science/tel-03001933v1>

Submitted on 12 Nov 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

Pour obtenir le grade de docteur de l'université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis

Discipline

Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée et soutenue publiquement

par

Yannick DELPIERRE

Le 13 décembre 2004

Etude des adaptations locomotrices lors
d'un portage dorsal chez l'adolescent

Directeurs de thèse

Ghislaine Lensel	LEMH (Lille2)
François-Xavier Lepoutre	LAMIH (UVHC)
Cyril Garnier	LAMIH (UVHC)

Jury

M Manh Cuang Do	Dir. de recherches,	Université de Toulouse CNRS	Rapporteur
M Pierre Moretto	HDR,	Université de Lille2, LEMH	Rapporteur
M Vincent Nougier	Prof.,	Université de Grenoble SPM	Examineur

*Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines.
U.M.R. C.N.R.S. 8530.*

« On se lasse de tout, sauf de comprendre. »

Virgile

Remerciements

Je remercie toute ma famille et mon entourage pour leurs encouragements, leur patience et leur endurance à mon caractère, principalement pendant la rédaction de ce manuscrit.

Les travaux entrepris au cours de cette thèse ont été possibles et envisageables grâce aux collaborations de plusieurs collègues du Valenciennois (Charles Eisen, Jean Baptiste Carpeaux et St Jean Baptiste de Laassal) et de ses environs (Jean Moulin à Wallers). Je remercie donc chaque principal pour m'avoir accueilli, m'avoir permis de réaliser mon enquête, m'avoir soutenu que ce soit matériellement (salle de classe, emploi du temps adapté) et moralement.

Cette enquête a aussi été possible grâce aux accords donnés par les parents et grâce aux adolescents interrogés. Je tiens à remercier plus particulièrement les adolescents qui ont accepté de venir « subir » les analyses en laboratoire. Par leur patience et leur curiosité, ils m'ont rappelé qu'au fond de chacun de nous résident les souvenirs d'une adolescence où le cartable est parfois associé aux soucis et craintes du portage, où l'incompréhension d'un tel portage s'accompagne d'une peur de se faire gronder pour oubli de matériel.

Je tiens à remercier mes co-directeurs (Pr F.X. Lepoutre, Pr G. Linsel et M. C. Garnier). Par leurs écoutes, leurs conseils et autres suggestions, ils m'ont permis de réaliser cette thèse tout en conservant le fil d'Ariane pour ne pas m'égarer dans les confins des analyses du mouvement et de données. J'espère que l'orientation prise par cette thèse les a autant intéressés qu'elle ne m'a plu.

Je tiens aussi à remercier F. Barbier et P. Pudlo pour m'avoir suggéré certaines idées ainsi que pour m'avoir aidé à mieux comprendre et maîtriser certains aspects de la biomécanique.

Cette thèse a été entreprise au L.A.M.I.H. où règne, au sein d'une atmosphère de pluridisciplinarité et d'enthousiasme, une ambiance de travail (même s'il ne s'agit parfois que d'une ambiance), où les échanges d'idées contribuent à mieux percevoir le travail accompli, notamment sous un œil extérieur. Je tiens donc à remercier C. Gillet, K. Guelton, D. Pradon ainsi que tous les autres « biomec » pour ces échanges plus ou moins laborieux, mais toujours chaleureux, que ce soit autour d'un café ou d'une simple discussion. Je ne résumerai pas l'équipe des « biomec » en ces trois noms et je remercie donc tous les membres de cette équipe.

Une partie de mes perspectives a été réalisée en collaboration avec J. Vasseur, L. Delporte et M. Bisiaux. Merci donc à Julie de nous avoir fait confiance pour nous soutenir et nous accueillir au sein de son collège. Je tiens aussi à remercier Ludovic et Mickael pour cette pré-étude.

Glossaire

Besace

« Sac long, ouvert par le milieu ». Il ne comporte qu'une sangle et parfois une poignée. Il est principalement porté sur une épaule selon un portage déséquilibré. Il s'apparente à la classique sacoche du postier.

Cartable

« Sac, sacoche d'écologiste ». Comporte généralement deux bretelles et une poignée. Plus souvent long, que large. Peut être conçu avec des roulettes.

Sac à dos

« Contenant formé d'une matière souple et ouvert seulement par le haut ». Comporte généralement deux bretelles. Il peut être muni d'une poignée.

Sac scolaire

Contenant pouvant être un sac à dos, un cartable ou une besace.

Table des matières

Remerciements	3
Glossaire	4
Introduction générale.....	10
Chapitre 1 : Le portage chez l'adolescent.....	13
<i>Introduction.....</i>	<i>14</i>
I. <i>Présentation de la population étudiée</i>	<i>14</i>
I.1) L'adolescence parmi les stades de développement	14
I.2) Les troubles musculo-squelettiques chez l'adolescent	16
I.2.1) Le tronc et la colonne vertébrale	16
I.2.2) Les membres inférieurs	17
II. <i>L'analyse du mouvement</i>	<i>18</i>
II.1) La capture du mouvement	18
II.1.1) Principes et mesures	18
II.1.2) Intérêts cliniques	20
II.2) L'électromyographie	21
II.2.1) Principe et mesure	21
II.2.2) Intérêts cliniques	21
II.2.3) Les traitements du signal appliqués à l'EMG	22
II.2.3.1) Les caractéristiques du signal EMG.....	22
II.2.3.2) Traitements du signal EMG et traitements de données appliqués à ce signal	23
II.2.3.2.1) La co-contraction.....	23
II.2.3.2.2) Les instants de début et fin de contraction	25
II.2.3.2.3) L'analyse du signal EMG selon la méthode de Wootten et al.(1990).	25
II.3) La biomécanique et l'analyse de geste : exemple de la marche.....	26
II.3.1) Les phases relatives	26
II.3.2) Les forces au sol.....	27
II.4) La locomotion humaine.....	29
II.5) Les conséquences du portage sur la locomotion humaine	31
II.5.1) Le portage adulte	31
II.5.2) Les jeunes porteurs.....	34
<i>Conclusion.....</i>	<i>36</i>
Chapitre 2 : Les habitudes de portage chez l'adolescent : analyse de questionnaires.....	38
<i>Introduction.....</i>	<i>39</i>
I. <i>Population, matériel et méthode</i>	<i>40</i>
I.1) La population	40
I.2) Le questionnaire (annexe 2)	40
I.3) La méthode d'enquête.....	41
I.4) Les traitements des questionnaires	41
II. <i>Résultats.....</i>	<i>42</i>

II.1) Analyse descriptive	42
II.1.1) Données générales sur les sujets et poids portés	42
II.1.2) Les sacs utilisés et les méthodes de portage.....	45
II.1.3) Les sacs utilisés et les douleurs décrites par les sujets.....	46
II.2) Analyses en composantes multiples (ACM) et classification	49
II.2.1) Le contexte et le but	49
II.2.2) Les résultats de l'analyse des correspondances multiples.....	50
II.2.2.1) Description des éléments de l'ACM	50
II.2.2.2) Détermination des variables pertinentes	52
II.2.2.3) Présentation des variables pertinentes.....	55
II.2.3) Sélection de la population : la classification mixte	56
II.2.4) Caractérisation des classes obtenues	60
<i>Conclusion</i>	62
Chapitre 3 : Recherche d'indices d'adaptation au portage pendant la marche par analyse de la coordination motrice.	63
<i>Introduction</i>	64
I. <i>Les méthodes de détermination des angles articulaires et segmentaires</i>	65
I.1) La méthode avec le modèle en corps rigide	65
I.2) La méthode géométrique	66
I.3) Application de la méthode géométrique au cas de la marche.....	67
I.4) Cinématique obtenue à partir du modèle en corps rigides et de la méthode géométrique lors de l'analyse de la marche	68
I.5) Application de la méthode géométrique lors de l'étude de la coordination pendant la marche	68
II. <i>Protocole expérimental</i>	69
II.1) Matériel	69
II.1.1) Population.....	69
II.1.2) Le système d'analyse gestuel	69
II.1.3) Les plates-formes	70
II.2) Méthodes de calcul et d'expérimentation.....	71
II.2.1) Les phases relatives	71
II.2.2) Déroulement expérimental, traitements des signaux et traitements statistiques	72
III. <i>Résultats</i>	74
III.1) Description générale de la coordination jambe/cuisse au cours de la marche normale.....	74
III.2) Comparaisons entre les conditions de portage et la condition témoin.....	75
III.3) Classification.....	78
IV.4) Analyses des classes : relations entre les mouvements du sac et les variables de coordination jambe/cuisse	82
<i>Discussion et conclusion</i>	84
Chapitre 4 : Recherche d'indices d'adaptation au portage pendant la marche à partir de l'EMG de surface.	85
<i>Introduction</i>	86
I. <i>Les traitements du signal EMG réalisés</i>	86
I.1) Calcul de la co-contraction musculaire.....	87

I.1.1) Présentation de l'algorithme de détermination de la co-contraction	87
I.1.2) Validations des résultats issus de l'algorithme.....	88
I.1.2.1) Validation avec le modèle de Bonato et al.(1998).....	88
I.1.2.2) Validation expérimentale.....	91
I.2) Calcul des instants de début et fin de contraction	91
I.2.1) Présentation de l'algorithme	91
I.2.2) Validations des résultats	92
I.2.2.1) Validation avec le modèle de Bonato et al. (1998).....	92
I.2.2.2) Validations expérimentales.....	94
I.2.2.2.1) Comparaisons qualitatives.....	94
I.2.2.2.2) Comparaison quantitative.....	95
I.3) Application de la méthode de Wootten à la recherche d'indices de perturbation avec l'EMG.....	96
<i>II. Dispositif expérimental.....</i>	<i>97</i>
<i>III. Résultats expérimentaux.....</i>	<i>98</i>
III.1) L'indice de co-contraction	98
III.2) Les instants de début et fin de contraction.....	98
III.2.1) Etude des effets de la charge.....	98
III.2.2) Etude de la vitesse de marche	99
III.2.3) Etude des effets de la charge et de la vitesse de marche.....	99
III.3) Résultats issus de la méthode de Wootten	100
III.3.1) Condition de marche normale	100
III.3.2) Comparaison des conditions de portage	101
III.3.3) Quantification des effets du portage	102
III.4) La classification	103
<i>Discussion et conclusion</i>	<i>104</i>
Chapitre 5 : Discussion et perspectives	106
I. <i>Le sac scolaire au quotidien</i>	<i>107</i>
I.1) La masse et le portage du sac	108
I.2) Les relations entre les douleurs et le sac scolaire	109
II. <i>Les coordinations inter-segmentaires</i>	<i>111</i>
II.1) Critiques apportées aux calculs des phases relatives et aux indices calculés.....	111
II.2) Les classes d'adaptations.....	112
III. <i>Les adaptations évaluées avec l'EMG</i>	<i>113</i>
IV. <i>Comparaison des différentes classifications</i>	<i>114</i>
V. <i>Perspectives</i>	<i>116</i>
V.1) L'étude des relations entre les mouvements du sac/le réglage du sac/l'inconfort au portage.....	116
V.2) Etude d'autres coordinations inter-segmentaires	117
V.3) L'apport de la cinétique	119
V.4) Perspectives pour l'EMG	120
V.5) Autres apports de la cinématique et de l'EMG	121
V.6) L'étude des pressions : pressions plantaires et pressions exercées par le sac scolaire	121
Conclusion générale	124

☞ RÉFÉRENCES ☞	126
ANNEXES	144
<i>Annexe 1) : Les méthodes d'analyse de données</i>	<i>144</i>
A) Les méthodes de codage des données	144
B) Les analyses factorielles	145
B.1) Les analyses en composantes principales ou ACP	145
B.2) Les analyses en composantes multiples ou ACM	148
C) Les méthodes de classification	150
C.1) La méthode du k-means	150
C.2) La classification hiérarchique ascendante	151
C.3) Les classifications mixtes	152
D) Les analyses discriminantes	153
<i>Annexes 2) : Documents administratifs</i>	<i>156</i>
<i>Annexes 3) : Questionnaire</i>	<i>160</i>
<i>Annexes 4) : Graphiques et résultats des tests complémentaires au chapitre 3)</i>	<i>166</i>
<i>Annexes 5) : Résultats complémentaires au chapitre 4)</i>	<i>168</i>
Tests de reproductibilité des instants caractérisant la contraction musculaire	169

Articles en soumission ou en cours de rédaction

Le manuscrit de cette thèse s'accompagne d'articles scientifiques. Une liste plus complète de mes participations scientifiques est présentée à la fin de la bibliographie (pages 143-144).

En soumission :

Y. Delpierre, C. Garnier, G. Lense, F-X. Lepoutre
Pains characteristics of French adolescents related to the carrying of schoolbags.
Annals of epidemiology

Y. Delpierre, C. Garnier, G. Lense
Etude des relations entre le sport et les douleurs décrites par les adolescents : Méthodes d'évaluation (partie 1)
Science et Motricité.

Y. Delpierre, C. Garnier, G. Lense
Etude des relations entre le sport et les douleurs décrites par les adolescents : le sport induit-il des douleurs? (partie 2)
Science et Motricité.

En rédaction :

Y. Delpierre, G. Lense
A tool for determination the co-activation between antagonist muscles during movement.
Journal of Electromyography and Kinesiology.

Y. Delpierre, F-X. Lepoutre
Evolution of gait patterns with load carried for adolescents: coordination and gait control approaches.
Journal of biomechanics

Y. Delpierre, F. Barbier, C. Garnier, F.X. Lepoutre
Méthode d'analyse de données de variables de coordination appliquée à l'analyse de la marche avec portage chez l'adolescent.
Science et motricité

Introduction générale

Cette introduction présente le cartable, élément central de cette thèse, et l'évolution des travaux de recherche appliqués au cartable depuis les trente dernières années.

Depuis longtemps, l'Homme a voulu améliorer ses conditions de vie et de travail grâce à l'utilisation d'outils. Quel que soit son âge, son sexe, sa situation dans la société, l'utilisateur d'un outil recherche à réduire sa fatigue et sa lassitude tout en augmentant son rendement dans des tâches quotidiennes avec des moyens plus ou moins complexes. C'est ainsi que se sont développées diverses techniques pour le portage d'une charge dans le monde et au travers des âges (figure 1).

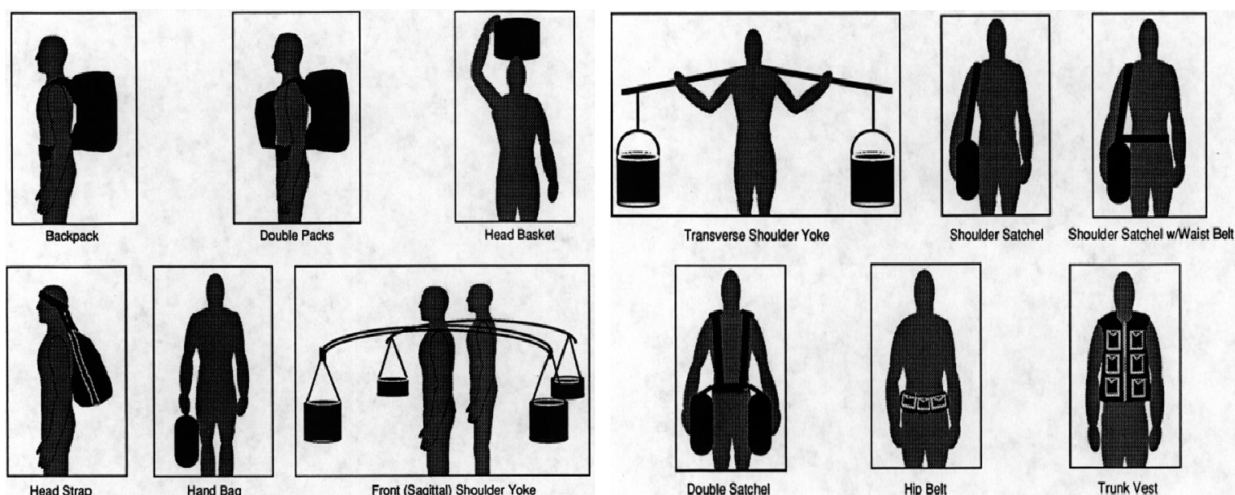


Figure 1 : différentes méthodes de portage utilisées dans le monde.
(d'après Knapik, 2001)

Ainsi, le port d'une charge n'est pas uniquement réservé à l'adulte. L'enfant et l'adolescent peuvent être amenés à réaliser une tâche identique, à leur échelle, notamment avec un cartable par exemple. Le terme cartable provient du latin classique *charta* 'papier' et du latin médiéval *cartubulum* 'récipient à papier'. Il permettait à l'origine le port d'une quantité de papier ou représentait simplement du papier (Encyclopédie Larousse). Au début du XVIème, il s'agissait davantage de sacs et sacoches utilisés par les enseignants qui se déplaçaient de villages en villages pour y vendre leurs savoirs. Le développement du cartable s'est ensuite accru. Au cours des années, il a évolué. Son but principal étant d'assurer un portage et une protection des livres et manuels scolaires, les premiers cartables étaient des plus rudimentaires : un caisson de bois muni d'une poignée (figure 2).



Figure 2 : cartable d'écolier.

(<http://ecchatel.edres74.ac-grenoble.fr/site2003/EXPECCR/anciennesecoles.htm>)

Le sac scolaire a évolué en fonction des progrès techniques (utilisation de nouveaux matériaux comme le cuir, le plastique) et en fonction des modes de la société (designs et esthétiques de plus en plus appliqués). La recherche d'une individualisation et d'une différenciation parmi un groupe, ou la recherche d'une ressemblance à une tendance particulière, ont modifié les caractéristiques du sac scolaire. L'outil nécessaire pour faciliter le transport d'une charge est devenu un objet social d'individualisation et/ou de mimétisme. Les particularités du sac scolaire capables de promouvoir une telle image sont les marques, les types de sacs, les couleurs plus affriolantes, les thèmes... Par ailleurs, les parents et autres membres de sociétés de consommateurs et/ou médicales se sont indignés des cartables volumineux et pesant qu'il était demandé à leur progéniture de porter. C'est ainsi que le cartable s'est vu attribué une nouvelle étiquette : celle d'un danger potentiel pour les enfants et adolescents. Ceci a favorisé une nouvelle évolution : les cartables à roulettes. Actuellement, avec le développement des nouvelles technologies, l'usage d'ordinateurs portables complétés de manuels scolaires a permis d'entrevoir une éventuelle solution au problème des cartables trop lourds. Le cartable électronique correspond à cette dernière étape du cartable, encore en étude.

Parallèlement à ces évolutions matérielles, les conséquences du cartable sur la santé de l'adolescent ont été de plus en plus étudiées. Le principal objectif à l'origine de ces travaux était la recherche des causes de lombalgies. Comme en témoigne la rapide augmentation du nombre de publications scientifiques (4 publications sur PubMed entre janvier 1970 et décembre 1973 contre 337 entre 1998 et 2001), les douleurs du bas du dos ont été fortement analysées. L'intérêt était la prévention de ces douleurs susceptibles d'apparaître chez l'adulte par la suite (Meyer, 2000). En constatant que le cartable n'était pas toujours responsable de ces maux, d'autres conséquences de ce portage ont été soulignées. Quelques travaux scientifiques et synthèses des cliniciens et pédiatres ont témoigné des perturbations

locomotrices et d'équilibre accompagnant ce portage. Néanmoins, le nombre de publications dans ce domaine est plus restreint que celui accordé aux douleurs lombaires chez l'enfant/l'adolescent. C'est dans ce cadre que s'inscrit cette thèse. Elle a pour objectif de mettre en évidence différents indices d'adaptations locomotrices induites par le port d'un sac scolaire. Notre étude en laboratoire vise à tenir compte des caractéristiques du sac scolaire majoritairement utilisé et des techniques de portage les plus employées au quotidien. Le premier chapitre de cette thèse expose un état de l'art des caractéristiques de l'adolescent, du portage chez cette population, des méthodes d'analyse de la coordination en électrophysiologie et en biomécanique. Le second chapitre est basé sur une analyse sociologique. Il a pour objectif d'étudier un échantillon de collégiens au moyen d'un questionnaire. Plusieurs paramètres matériels (type de sac et méthode de portage les plus courants par exemple) sont précisés et orientent l'étude en laboratoire. Ce questionnaire permet aussi une classification de la population étudiée. Plusieurs collégiens appartenant aux différentes classes constituent l'échantillon pour l'analyse en laboratoire. Le troisième chapitre vise à rechercher des indices d'adaptation du portage selon une approche de coordination motrice. Plus particulièrement, l'influence de la charge dorsale sur la coordination jambe-cuisse est étudiée. Le quatrième chapitre recherche d'autres indices d'adaptation selon une approche électrophysiologique. Cette approche est appliquée aux muscles des membres inférieurs. Le cinquième chapitre discute et analyse chacun des résultats obtenus. Enfin, plusieurs perspectives de recherches sont présentées.

Chapitre 1 : Le portage chez l'adolescent.

Introduction

Ce premier chapitre expose un état de l'art des différents domaines abordés dans cette thèse. Les approches envisagées pour étudier les conséquences du port du cartable sur la santé de l'adolescent sont de plusieurs natures : sociologique (caractéristiques de la population étudiée) et épidémiologique (douleurs et traumatismes causés par le cartable), biomécanique (mouvements), physiologique (activités musculaires). La première partie de ce chapitre s'intéresse aux caractéristiques des adolescents, la seconde partie sera davantage focalisée sur les techniques d'analyse du mouvement avec le couplage électrophysiologie/biomécanique, l'application étant la marche avec ou sans portage.

I. Présentation de la population étudiée

1.1) L'adolescence parmi les stades de développement

La transition entre l'enfance et l'âge adulte est constituée par une étape communément appelée adolescence correspondant aux deux phases pubertaires dans le tableau I.1.

Stade de développement	Age chronologique
Nourrisson	0-1 an
Petite enfance	1-3 ans
Age pré-scolaire	3-6/7 ans
Age précoce	6/7-10 ans
Age scolaire tardif	10 ans jusque début puberté
1ère phase pubertaire	11/12-13/14 ♀ ; 12/13-14/15 ♂
2ère phase pubertaire	13/14-17/19 ♀ ; 14/15-18/19 ♂
Age adulte	17/18 ♀ ; 19/20 ♂

tableau I.1 : stades de développement en fonction de l'âge chronologique. ♀ : filles, ♂ : garçons

L'évolution entre ces stades affecte « non seulement les formes extérieures et les proportions corporelles mais aussi l'activité des divers organes et tissus. Les critères biomécaniques du muscle valables pour l'homme ne le sont pas forcément pour les enfants », comme le rappelle Gerbeaux (1984). Le développement est défini comme étant « l'ensemble des phénomènes qui permettent à l'enfant d'évoluer depuis la conception jusqu'à l'âge adulte ». Ceci correspond à « la croissance, qui traduit les modifications chiffrables de l'organisme, et la maturation, plus difficilement quantifiable et qui correspond à la différenciation des cellules et des tissus, à leur

affinement anatomique et fonctionnel... » (Tomkiewicz en 1974 cité par Gerbeaux). Le phénomène de croissance est évolutif et discontinu au cours du temps : il existe des phases alternées de brusques poussées et de repos (Gerbeaux, 1984). La figure I.1 présente la courbe de vitesse de la croissance depuis l'enfance jusqu'à l'âge adulte (d'après Tomkiewicz en 1974 cité par Gerbeaux). On y remarque un pic de croissance correspondant à la tranche d'âge 11-12 ans, c'est-à-dire au moment de l'entrée au collège (6ème-5ème) et d'une forte probabilité de porter un cartable chargé à plus de 10% de leur masse corporelle. Elle correspond à la 1ère phase de puberté (11-14 ans). Ainsi, la croissance est un phénomène ininterrompu mais irrégulier, hétérogène et procédant par étapes (Le Chevalier et al., 1989).

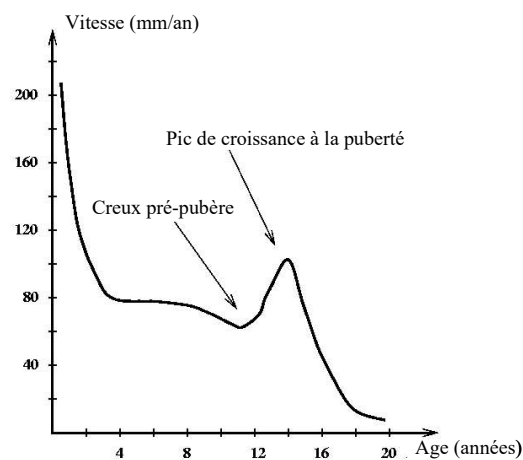


figure I.1 : courbe de croissance chez l'Homme.

« L'adolescent » étudié dans cette thèse sera en 1ère phase pubertaire, car cela correspond à la tranche d'âge pour laquelle le risque de porter un sac de masse « excessive » est le plus élevé (Hong Kong Society for Child Health). Lors de la 1ère phase pubertaire, on observe ainsi une augmentation de la stature rapide, d'un manque de tonus accompagné de la diminution passagère de la coordination neuromotrice. La deuxième phase pubertaire (15-19 ans) s'accompagne d'une augmentation de poids tendant à réduire l'indice de masse corporelle (rapport entre le poids et le carré de la taille) et rendre une harmonisation du corps entre le poids et la taille du sujet. L'évolution musculaire de l'enfant à l'adulte correspond à une augmentation du volume musculaire alors que le muscle enfant/adolescent/adulte présente les mêmes caractéristiques (comme les pourcentages respectifs de chaque type de fibres). Cette augmentation est principalement le résultat d'une augmentation de la section des fibres musculaires (jusqu'à quarante fois). Cette augmentation au niveau des fibres s'accompagne d'une augmentation des tubules transverses et du système du réticulum sarcoplasmique. De plus, au niveau osseux, les composantes corporelles n'ont pas la même croissance. La

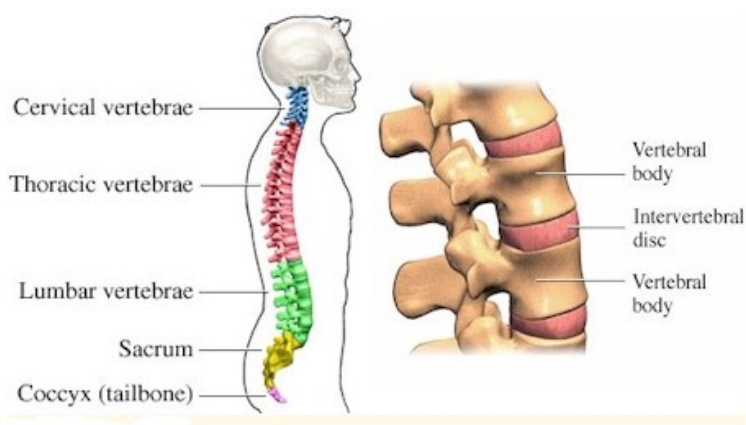
croissance ne s'effectue pas au même rythme entre le tronc et les membres. En effet, la taille du tronc à la naissance est de 35cm environ et atteint entre 85cm et 100cm en fin de croissance. La croissance du tronc est principalement corrélée à celle du rachis. On peut évaluer la taille du tronc grâce à la taille en posture assise ; on observe ainsi une accélération de la croissance vers l'âge de 10 ans avec un gain de la taille assise de 20cm entre 10 et 15 ans. Le pic pubertaire est entièrement le fruit de la croissance rachidienne. Pour les os des membres inférieurs comme le tibia ou le fémur, la croissance est principale entre 0 et 5 ans, puis elle est de 3cm/an (1cm/an pour le tibia et 2cm/an pour le fémur) sans pic à la puberté. Cette croissance des membres inférieurs s'arrête à 13 ans d'âge osseux chez la fille (venue des premières règles) et 15 ans d'âge osseux chez le garçon. Les segments corporels pris isolément subissent leur poussée de croissance à des moments distincts : les pieds et les mains atteignent plus rapidement leur taille adulte que les jambes et les avant-bras et encore davantage que les cuisses et les bras. Ceci désigne la régularité de croissance centripète comme le dénommait Zurbrügg en 1952.

1.2) Les troubles musculo-squelettiques chez l'adolescent

L'adolescence étant une période au cours de laquelle s'effectue une croissance importante, plusieurs études épidémiologiques se sont focalisées sur les maux de dos (bas du dos) décrits par les adolescents et sur de quelconques relations avec des déformations anormales du rachis.

1.2.1) Le tronc et la colonne vertébrale

Le rachis est une structure osseuse comprenant plusieurs étages (figure I.2) ayant chacun une ou plusieurs fonctions précises. Ainsi, l'étage lombaire intervient dans l'amortissement de la charge verticale grâce à ses renforcements musculaires. Des contraintes excessives appliquées au rachis peuvent induire des déformations accrues de son architecture : scoliose, lordose, cyphose. A ce stade du développement, le rachis est particulièrement sensible aux déformations : les disques intervertébraux perdent une part de leur mobilité par rapport au mouvement lié à une diminution de la fluidité du nucléus.



*figure I.2 : la structure rachidienne
(d'après thailabonline.com)*

Le port d'une charge excessive sur le dos pourrait correspondre à une contrainte mécanique abusive et perturbatrice pour la biomécanique rachidienne. Le « cartable » induirait de telles perturbations (Hong Kong Society for Child Health Development, 1988 ; Troussier et al., 1999). Cependant, le port du sac scolaire ne serait pas la première cause de douleurs lombaires (Troussier et al., 1994 ; Phélip, 1999 ; Balagué et al., 1994,1996,1999 ; Grimmer et al., 2000 ; Negrini, 2000).

Le port de charge chez l'adolescent serait aussi à même de favoriser l'apparition de scoliose (Lai et al., 2001 ; Merati et al., 2001). Cette perturbation de la structure rachidienne causerait des réductions des capacités respiratoires chez le jeune porteur (Lai et al., 2001). Lenke (2001) montre que les déformations du rachis peuvent engendrer des perturbations importantes sur les différents paramètres de marche.

1.2.2) Les membres inférieurs

Le développement de la marche chez l'enfant est associé à une réduction du risque de chute (Vaughan, 2003). Lors de l'adolescence, le risque de chute est remplacé par différents troubles musculaires et squelettiques. Selon le sexe, la croissance des membres inférieurs varie : elle s'arrête plus tôt chez la fille (13 ans) que chez le garçon (15 ans). Cette croissance est influencée par les contraintes de pressions et forces de traction permanentes et intenses que subit le cartilage de conjugaison (Loi de Delpech). Normalement la croissance est indolore. Les douleurs sont donc des signes de problèmes.

II. L'analyse du mouvement

La biomécanique se définit comme « l'application de la mécanique à l'étude des systèmes biologiques de l'homme, des animaux et mêmes des végétaux » (Allard et al., 2000). Cette science se trouve « au croisement des sciences exactes et appliquées » (physique, génie, ergonomie), « médicales » (médecine et réadaptation) « et naturelles » (biologie, zoologie, sciences et techniques des activités physiques et sportives) (Allard et al., 2000). La figure I.3 présente les relations entre la biomécanique et la physiologie. La biomécanique comprend la cinématique (non représentée) et la cinétique. La première est basée sur l'analyse des angles, vitesses et accélération du système étudié. La seconde correspond aux forces, moments et couples exercées par ce système. La physiologie comprend la neurophysiologie (étude du métabolisme et du fonctionnement du tissu nerveux), l'électrophysiologie (avec notamment l'électromyographie, l'électrocardiographie), la bioénergétique (réponses physiologiques).

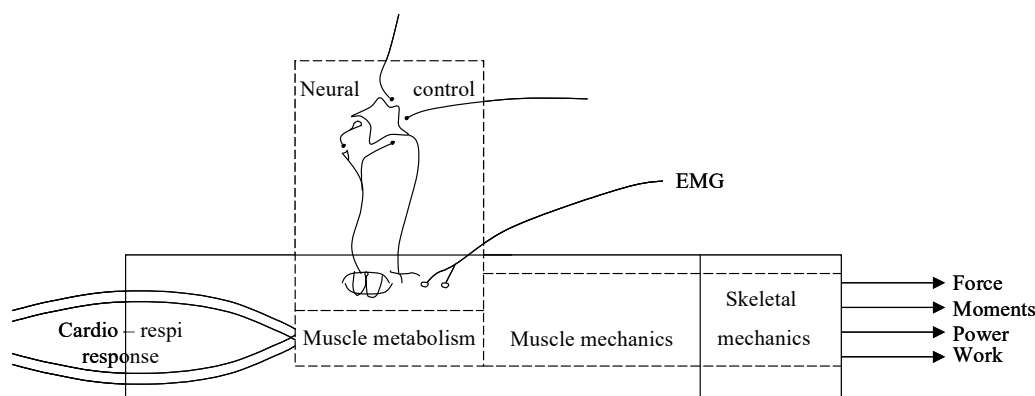


figure I.3 : relation entre le squelette et les mécaniques musculaires ainsi que le contrôle nerveux. (Winter, 1990).

II.1) La capture du mouvement

II.1.1) Principes et mesures

Les buts des études d'analyse du mouvement ont évolué au cours des siècles (Andriacchi et al., 2000). Vers la fin du XIX^{ème} siècle, les travaux de Marey et Muybridge vont révolutionner ce type d'analyses grâce à la mise au point de nouvelles techniques photographiques : ils ont quantifié les *patterns* humains. En 1895, Braune (anatomiste) et Fischer (mathématicien) vont calculer les vitesses, accélérations et forces au cours de la marche en utilisant les techniques mathématiques (Harris et Smith, 1996). Les travaux de Braune et Fischer ont été incités par des applications militaires en relation avec l'efficacité des mouvements de troupes (Andriacchi et al., 2000). Comme les progrès techniques, les guerres et leurs conséquences

ont influencé les recherches sur la locomotion. C'est ainsi que les travaux de Eberhart (1947) et Inman (1981) fournissent une importante base de connaissances sur la mécanique du mouvement humain. Avec l'essor de nouvelles technologies, l'analyse du mouvement sera de plus en plus performante. D'une part, le mouvement humain pourra être analysé en le filmant à l'aide de caméras reliées à un magnétoscope. Ce type de système fournit une information qualitative par analyse à l'œil des images. D'autre part, le mouvement humain sera filmé à l'aide de caméras reliées à un système capable de reconstruire les déplacements en 3 dimensions. Ce type de système nécessite des temps de calculs parfois longs. Ils reposent sur l'utilisation notamment de marqueurs réfléchissants. Cette méthode couramment utilisée repose sur la fixation de marqueurs au niveau de la peau des segments (bras, avant-bras, jambe, cuisse...) liés par les articulations (coude, genou...) que l'on souhaite étudier. Il existe deux types de marqueurs : les marqueurs actifs (une LED ou Light Emitting Diode émet un signal infrarouge détecté par des capteurs photo-électriques) et les marqueurs passifs (le marqueur rétro-réfléchissant à base de scotch-lite réfléchit la lumière dans la même direction que les rayons incidents et des capteurs opto-électroniques détectent ces signaux lumineux). Les déplacements de peau peuvent être un facteur limitant la résolution au niveau d'une articulation détaillée (Cappozzo, 1997 ; Reinschmidt, 1997 ; Holden, 1997). Ce facteur limitant n'est pas présent lors des études de mouvements amples comme les flexions/extensions. Quel que soit le système utilisé (plus de 30 sont utilisés dans le monde), ce facteur limitant est toujours présent. Ces différents systèmes se caractérisent par certaines particularités comme en témoigne l'échantillon exposé dans le tableau I.2 (d'après Richards en 1998 et repris par Veil et al. en 2000).

<i>Système</i>	<i>Ariel</i>	<i>Elite</i>	<i>SAGA3</i>	<i>Vicon</i>	<i>Motion analysis</i>
<i>Lumière</i>	<i>jour</i>	<i>IR</i>	<i>IR</i>	<i>IR</i>	<i>IR</i>
<i>Marqueurs</i>	<i>passifs</i>	<i>passifs</i>	<i>passifs</i>	<i>passifs</i>	<i>passifs</i>
<i>Nombre marqueurs</i>	<i>256</i>	<i>illimité</i>	<i>256</i>	<i>illimité</i>	<i>illimité</i>
<i>Fréquence d'acquisition</i>	<i>240</i>	<i>50-100</i>	<i>50</i>	<i>50-240</i>	<i>50-240</i>
<i>Précision du système (% du champ de mesure)</i>	<i>0.014%</i>	<i>0.036%</i>	<i><0.1%</i>	<i>0.003%</i>	<i>0.002%</i>
<i>Origine</i>	<i>Etats Unis</i>	<i>Italie</i>	<i>France</i>	<i>Angleterre</i>	<i>Etats Unis</i>

tableau I.2 : comparatif de quelques systèmes d'analyse du mouvement.
Les fréquences d'acquisition sont celles de l'acquisition vidéo classique. IR : infrarouge.

En dehors de ces systèmes vidéos, il existe d'autres techniques permettant la mesure des mouvements squelettiques, comme la stéréo-radiographie par exemple (Jonsson et Karrholm, 1994).

L'utilisation de ces systèmes vidéos a induit l'utilisation de modèles biomécaniques destinés à obtenir les informations qui ne sont pas directement mesurables (Andriacchi et al., 2000). Ils correspondent à une abstraction dans la formulation d'une construction physique gouvernée par des principes physiques et mathématiques (Andriacchi et al., 2000). Ils sont liés aux applications sur l'Homme des lois de la physique newtonienne. A son échelle matérielle, Borelli fut le premier à utiliser ces lois sur la biomécanique animale au XVIIème. Les travaux contemporains emploient ces lois pour déterminer les forces et couples au niveau de chaque articulation en mesurant les déplacements du squelette dans l'espace et en mesurant les forces exercées sur le sol à l'aide de plates-formes de forces.

II.1.2) Intérêts cliniques

Les applications de l'analyse du mouvement humain reposent sur son utilité clinique pour évaluer par exemple une méthode de rééducation (Barbier, 1994) ou une aide au diagnostic (Roux, 2002). D'autres applications sont aussi possibles dans le cadre d'analyse des gestes sportifs (Pudlo, 1999) ou encore dans un cadre ergonomique (Lepoutre, 1979 ; Hägg et al., 2000). La locomotion représente l'exemple le plus commun en analyse du mouvement : son analyse tridimensionnelle est couramment réalisée. Dans le cas de patients souffrant de troubles de la marche d'ordre neurologique et/ou musculaire, l'analyse de la marche peut avoir un apport pour le clinicien. Il est possible de réaliser deux types d'analyse de la marche : l'une qualitative (nécessite la traduction des observations de qualité en un score), l'autre quantitative (mesures des paramètres temporeux, cinématiques, cinétiques et électromyographiques). Selon Veil et al.(2000), l'analyse qualitative repose sur huit critères d'observation comme l'attitude générale du corps pendant la marche, la variabilité de la démarche et de la progression, l'équilibre et ses pertes soudaines, etc. Cependant il est difficile de faire coïncider l'analyse quantifiée de la marche en laboratoire (AQM) et la perception clinique des gênes dues aux troubles neuromusculaires.

L'analyse de la marche normale a déjà été bien documentée (Winter, 1990 ; Allard et al., 2000 ; Veil et al., 2000). Certains ont montré des classes de marche (Barbier, 1994) et d'autres pas (Narcy, 1982). Ce dernier montre l'importance des analyses propres à un individu : il n'est pas toujours opportun de systématiser les résultats en biomécanique. Skaggs et al. (2000) se sont intéressés à la variabilité des interprétations des résultats provenant d'analyses de la marche. Ils révèlent que même si l'analyse de la marche est purement objective, les

interprétations réalisées par les cliniciens et spécialistes de l'analyse du mouvement sont fondées sur des critères davantage subjectifs. La variabilité inter-experts est similaire à celle reportée au niveau d'autres analyses reposant notamment sur des classifications et témoigne de l'utilité des aides au diagnostic (Roux, 2002).

II.2) L'électromyographie

II.2.1) Principe et mesure

Le signal électromyographique correspond à l'enregistrement des différences de potentiel générées au niveau des fibres musculaires que composent un muscle. L'électromyographie (EMG) correspond étymologiquement à l'enregistrement de l'activité électrique dont les muscles sont le siège lorsqu'ils sont excités (Bouisset et Maton, 1995). L'EMG représente la manifestation électrique de la contraction musculaire.

Parallèlement au développement des techniques d'analyse du mouvement, les techniques électromyographiques ou EMG se sont perfectionnées. Elles étaient d'abord reconnues peu fiables par les cliniciens dans les années vingt. Les travaux de Inmann au niveau de l'épaule en 1944 permirent de faire reconnaître l'utilité de l'EMG. L'EMG permet ainsi de décrire les contractions musculaires au cours de gestes comme la marche (Winter et al., 1987) par exemple.

L'un des types de réception musculaire est la réception bipolaire (Bouisset et Maton, 1995). L'avantage de cette dérivation concerne sa capacité à ne percevoir que les signaux proches et donc limiter les enregistrements des activités de muscles voisins (*crosstalk*), ce qui nécessite l'usage d'algorithmes d'évaluation de cet artefact (Winter et al., 1994 ; Koh et Grabiner, 1993). Son inconvénient est une difficulté d'interprétation plus importante (Bouisset et Maton, 1995).

II.2.2) Intérêts cliniques

L'électromyogramme présente deux intérêts cliniques : il permet d'une part de déterminer des fasciculations et d'autres part d'enregistrer des mouvements anormaux (Métral et Robert 1986 ; Kleissen et al., 1998). Il est couramment utilisé par les cliniciens, docteurs et autres personnels de laboratoires d'analyse du mouvement car il représente un miroir de l'activité musculaire (Sutherland, 2001). Néanmoins, l'EMG a mis beaucoup de temps avant d'être intégré dans les laboratoires hospitaliers (Kleissen et al., 1998). La raison est surtout liée à la

fiabilité des signaux obtenus à cause de leurs particularités : faibles amplitudes, faibles énergies spectrales, sensibles aux nombreux artéfacts comme les câbles et déplacements d'électrodes...

La technique d'EMG de surface permet ainsi d'évaluer la capacité d'endurance, les seuils anaérobie et lactique, la biomécanique musculaire, l'apprentissage moteur, la relaxation neuromusculaire, les troubles et maladies musculaires ou neurologiques et la fatigue des muscles squelettiques (Moritani et Yoshitake, 1998). L'intérêt pour cette technique reposait sur des faits médicaux : certains désordres de type neuromusculaires se caractérisent par des signaux EMG aberrants. Une large étendue de maladies sévères comme les myopathies, neuropathies et autres maladies du système nerveux central peuvent être détaillées par des mesures et analyses de l'EMG (Kwon et al., 2003 ; Narayanaswami et al., 2000). De plus, l'EMG est utilisé dans l'analyse de gestes complexes comme la marche (Winter et al., 1987). Cependant, il faut prendre garde à la fiabilité d'une relation entre le signal EMG et une grandeur biomécanique comme la force musculaire. En effet, beaucoup de travaux témoignent d'une quelconque relation entre l'EMG et la force musculaire au cours d'un mouvement isométrique à niveaux de force modérés (Gerbeaux, 1984). L'utilité de cette relation est restreinte par la simple analyse des gestes courants qui ne correspondent pas à ce type de contractions musculaires.

II.2.3) Les traitements du signal appliqués à l'EMG

II.2.3.1) Les caractéristiques du signal EMG

Par ses propriétés, le signal électromyographique est non périodique, non déterministe et l'utilisation de fonctions mathématiques issues des théories stochastiques lors d'un traitement ne semble pas adéquate (Bilodeau et al., 1997). Ce signal n'aurait globalement pas une distribution normale, même si elle y ressemble (Abbink et al., 1998 ; Bilodeau et al., 1997). Cette évaluation de la normalité peut être précisée au moyen de moments statistiques (les coefficients d'asymétrie et d'aplatissement) ou au moyen de tests de normalités. Ces deux coefficients sont présentés par les formules 1 et 2.

$$\gamma_1 = \kappa^3 / \sigma^3 \text{ avec } \kappa^3 : \text{ le cube de l'écart à la moyenne et } \sigma \text{ l'écart-type.}$$

Formule 1 : coefficient d'asymétrie ou skewness

$\gamma_2 = \kappa^4 / \sigma^4 - 3$ avec κ^4 : la puissance quatre de l'écart à la moyenne et σ l'écart-type.

Formule 2 : coefficient d'aplatissement ou kurtosis

A l'opposé, selon d'autres auteurs (Bonato et al., 1998), l'EMG aurait par contre une distribution normale. Certains traitements requiert une distribution normale et il convient de s'en assurer au moyen de tests adaptés (test de Kolmogorov-Smirnov ou test de Lilliefors).

L'application des outils de traitement du signal à l'EMG ne doit pas faire oublier que ce signal est particulier : il a une origine biologique. Comme le souligne Cheron et al. (2003), l'EMG est la seule image perçue de façon non-invasive de la commande du mouvement. Il convient de suivre certaines instructions comme celles proposées par Soderberg et Knutson (2000) et l'AAEM (1999) lors de l'expérimentation avec EMG. Ainsi, la fréquence d'acquisition utilisée doit d'abord être au moins égale au double de la fréquence maximale du signal, en accord avec le principe de Nyquist-Shannon (Ives et Wigglesworth, 2003). Par ailleurs, les traitements appliqués (le calcul d'une moyenne ou les applications statistiques pour des données de distribution normale) doivent être réalisés avec un souci de logique statistique et automatique. La partie suivante va ainsi présenter une méthode d'évaluation des instants de début et de fin de contraction et une méthode de détermination de la co-activation musculaire.

Enfin, de nombreux traitements du signal EMG repose sur l'intégration de ce signal. L'EMGi représente la meilleure mesure de l'effort musculaire total (Gordon et Robertson, 1999), l'aire sous la courbe aurait une relation linéaire ou non-linéaire avec la force produite par le muscle (Türker, 1993). De plus, l'EMGi présenterait une importante répétabilité et serait très peu controversée au sein de la population scientifique (Morey-Klapsing et al., 2004). Son utilisation sera décrite parmi les traitements présentés au paragraphe suivant.

II.2.3.2) Traitements du signal EMG et traitements de données appliqués à ce signal

II.2.3.2.1) La co-contraction

L'indice de co-contraction est l'une des variables temporelles issues de l'EMG. La littérature expose plusieurs méthodes pour déterminer cet indice. Selon les objectifs de recherche, les méthodes utilisées pour étudier varient : application de modèles mathématiques de l'EMG (Olney, 1985) ou analyse d'EMG mesurés (Kellis 1998). Pour ces signaux mesurés, le calcul du coefficient de co-activation est réalisé à partir de données normalisées (Kellis, 1998).

Selon la population étudiée, les méthodes de normalisation, et indirectement les seuils choisis à partir de cette normalisation, varient. Ces seuils peuvent être définis à partir d'une contraction volontaire maximale ou MVC (Falconer et Winter, 1985 ; Frost et al., 1997 ; Kellis et al., 2003), à partir d'une contraction maximale dynamique (Bowsher, 1992) ou encore certains seuils sont choisis arbitrairement (Lamontagne et al., 2000). Chacun de ces seuils présente des avantages et des inconvénients. Ainsi, un seuil défini à partir d'une MVC repose sur une valeur qu'il n'est pas toujours aisé à obtenir notamment chez des enfants ou des patients dont la contraction maximale est relative à un instant donné, selon l'état de santé de l'individu. Enfin, comme le souligne AAEM (1999), cette MVC est fortement dépendante de la motivation du sujet expérimenté. L'avantage de ce seuil est qu'il est fiable et reproductible. Le seuil défini à partir d'une amplitude maximale dynamique serait moins reproductible intra- et inter-individus (Bowsher, 1992). Enfin le seuil arbitraire repose uniquement sur son évaluation subjective par l'expérimentateur. Lamontagne et al. (2000) fondent leur technique de calcul sur la surface de superposition des deux EMG enregistrés au niveau des muscles agoniste et antagoniste en utilisant un seuil absolu. Un seuil absolu a été choisi à partir des résultats obtenus sur la population saine. Ce type de méthode laisse un risque de non-reproductibilité inter-individu. Ces différentes méthodes présentant chacune des avantages et des inconvénients, une nouvelle méthode sera proposée au chapitre 4 paragraphe II. Elle est fondée sur le calcul de la surface de co-activation (comme la méthode de Lamontagne et al., 2000) et tient donc compte des caractéristiques du signal électromyographique.

Ces calculs reposent sur le principe selon lequel toute co-activation de muscles antagonistes est anormale (Frost et al., 1997). Cet auteur utilise cet indice comme témoin de l'évolution du développement moteur : le développement de la marche chez un enfant s'accompagne d'une réduction de la co-activation de muscles des membres inférieurs. Cependant, de telles co-activations peuvent naturellement se produire à faible amplitude, notamment pour freiner le mouvement (Bouisset et Maton, 1995).

D'autre part, l'EMG permet d'évaluer le degré de co-activation de deux muscles antagonistes. Il a été suggéré à ce titre que la co-activation de ce type indiquait la réalisation d'une habileté motrice avec une inhibition progressive de l'activité musculaire qui n'est pas liée au geste (Basmajian, 1977). De plus, la co-activation serait un signe de stabilité articulaire (Solomonow et al., 1987) et serait un facteur important dans l'inefficacité du mouvement (Winter, 1990).

II.2.3.2.2) Les instants de début et fin de contraction

La plupart des experts revendiquent par contre un grand intérêt pour l'étude des « on/off » musculaires, c'est-à-dire des débuts/fins de contractions. La connaissance des éléments du pattern comme ces instants permet de déterminer les caractéristiques temporelles du signal EMG. Il est possible de calculer les durées de contractions de chaque muscle. La plupart des travaux basés sur ces instants ne décrivent pas leur méthode de mesure (Ghori et Luckwill, 1988). Les premiers systèmes d'analyse du *pattern* musculaire reposait sur les mesures manuelles/visuelles à l'aide d'un simple curseur (Abbink et al., 1998). De telles méthodes, aussi fastidieuses soient-elles, semblent présenter des résultats reproductibles (coefficient de variation de 0,42) selon Hodges et Bui (1996). Par la suite, des algorithmes de calculs de ces instants caractéristiques ont été mis au point : entre 1978 et 1995, au moins 14 méthodes différentes ont été utilisées (Hodges et Bui, 1996). Elles reposent sur le choix d'un seuil à partir d'une contraction volontaire maximale (Winter et Yang, 1987 ; Bouisset et Maton, 1995 ; Hodges et Bui, 1996). Certaines techniques reposent sur la complémentarité des systèmes Homme-Machine : l'algorithme propose un certain nombre de points susceptibles d'être validés par l'opérateur humain (Dierick et al., 2002). Cependant, les principales techniques dans ce cas sont basées sur un critère subjectif apporté par cet opérateur (Abbink et al., 1998). D'autres algorithmes, basés uniquement sur l'opérateur Machine, reposent sur la distribution statistique des amplitudes qui composent le signal EMG (Abbink et al., 1998). Le choix du seuil proprement dit varie selon les auteurs : entre 1,5 SD (Standard deviation) et 3 SD (Hodges et Bui, 1996). La technique de Abbink et al. repose uniquement sur une analyse objective du système, et ne laisse pas de manœuvre à l'expérimentateur. C'est pourquoi une technique de mesure de ces instants sera proposée et validée grâce à l'utilisation d'un modèle de signal EMG pour lequel ces instants sont connus afin de pouvoir s'abstenir du critère subjectif qu'amène ce type de mesure (chapitre 4, paragraphe I).

II.2.3.2.3) L'analyse du signal EMG selon la méthode de Wootten et al.(1990)

La méthode de Wootten et al. (1990) repose sur l'utilisation de l'ACP pour rechercher les composantes principales du signal EMG. A partir d'une matrice constituée des enveloppes de plusieurs signaux caractérisant plusieurs cycles complets de marche au sein d'une population, les axes factoriels obtenus représentant au mieux le nuage de points d'origine renferment les informations fondamentales propres au mouvement. La figure I.4 illustre cette technique. A la suite d'un filtrage (permettant notamment de calculer l'enveloppe de chaque signal), un ré-

échantillonnage est réalisé. On obtient ainsi une colonne de n points dans une matrice ayant $m \times p$ colonnes (m étant le nombre de signaux par individus et p le nombre d'individus).

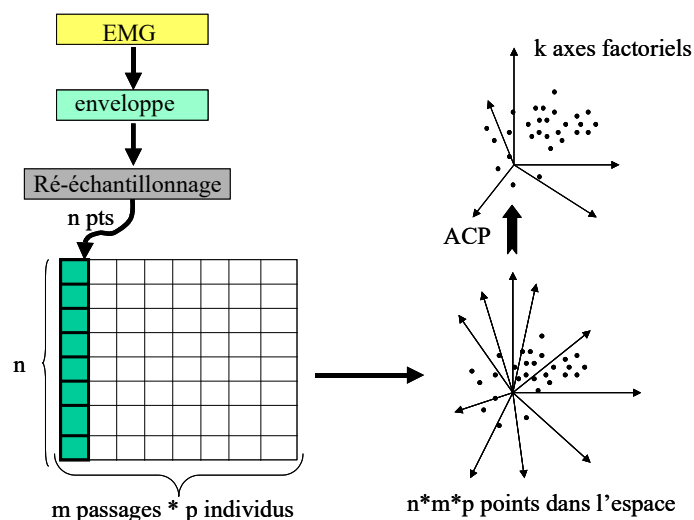


figure I.4 : principe de l'analyse décrite par Wootten et al. (1990).

II.3) La biomécanique et l'analyse de geste : exemple de la marche

Certains paramètres biomécaniques sont plus ou moins liés à l'expression et au contrôle qu'exerce le système musculaire. Par exemple, la mesure de l'angle cranio-vertébral ou ACV (angle formé à l'intersection de l'horizontale et de la droite passant par le tragus de l'oreille et la 7^{ème} vertèbre cervicale) en position statique serait un indicateur de la maturation posturale de la tête chez l'enfant et l'adolescent (Grimmer et al, 1999 ; Grimmer et al., 2002). Avec l'âge l'ACV diminue, témoignage d'une maturation avec l'acquisition de différentes réponses posturales. Cet indice ne serait cependant pas un bon indicateur du contrôle postural de l'adolescent soumis à une perturbation de type charge portée (cartable).

II.3.1) Les phases relatives

D'autres variables cinématiques comme les phases relatives mettent en évidence la coordination articulaire au cours d'un geste sportif (Allard et Blanchi, 1999). La coordination est le processus par lequel les composantes du mouvement s'organisent en temps et en séquences pour induire un patron (*pattern*) de mouvement fonctionnel (Byrne et al, 2002). On peut considérer la locomotion comme une succession cyclique de comportements oscillatoires (Clark et Phillips, 1993). La locomotion peut être décrite par des trajectoires dans un espace d'état. On définit l'attracteur comme la région dans laquelle une majorité de la trajectoire se

trouve ou vers laquelle elle tendrait. Les phases relatives continues permettent de décrire ces espaces d'état (Clark et al., 1993). Lors de la marche, il existe une coordination entre le tronc, la cuisse, la jambe et le pied. Une approche contemporaine pour comprendre la construction et les changements des *patterns* de coordination se fondent sur la théorie des systèmes dynamiques (Clark et al., 1993 ; Kelso, 1995). Selon cette théorie, les *patterns* de coordinations seraient construits indifféremment des contraintes que subit l'individu de la part de son organisme (limites d'étirement, flexibilité articulaire...), de son environnement (charge ajoutée au niveau des chevilles pendant la marche...) et de la tâche qu'il accomplit (la marche à vitesse lente ou rapide par exemple). De telles contraintes réduisent le nombre de degrés de liberté dont bénéficie le système et simplifie la gestion du mouvement pour le système moteur. Cette théorie se différencie de la théorie des programmes moteurs dans laquelle tout le mouvement est généré grâce à des programmes déclenchés au niveau du système nerveux central (Byrne et al, 2002). La théorie des systèmes dynamiques suggère que le passage entre deux *patterns* moteurs soit discontinu et s'opère, lorsqu'une variable (paramètre de contrôle) pour laquelle le système nerveux central est sensible, évolue au cours du temps. Cette évolution nécessite cependant un seuil au-delà duquel le système devient sensible.

Cette coordination peut être étudiée pour évaluer l'effet de l'entraînement sur un geste sportif (Pudlo, 1999), ou encore pour évaluer la maturation de la marche chez l'enfant (Clark et al, 1990 ; Clark et al., 1993 ; Clark, 1995).

II.3.2) Les forces au sol

La mesure des forces au sol exercées lors de la locomotion est mesurée grâce aux plates-formes de force. Il existe plusieurs types de plates-formes : celles qui utilisent des jauges de contraintes comme les plates-formes AMTI et Logabex par exemples, et celles à base de quartz comme les plates-formes Kistler. L'un des inconvénients des plates-formes de force à jauge réside dans leur sensibilité aux écarts de températures de l'environnement plus importante que celle d'autres capteurs de force (The institute of measurement and control, 1998). Sous condition que la pause du pied s'effectue aux environs du centre de la plate-forme, celle-ci peut être employée pour étudier les déplacements du centre de pression, les forces d'appui ou pour la dynamique inverse (Simpson et Jiang, 1999 ; Chockalingam et al., 2002). Les deux principales utilisations des plates-formes de force dans l'analyse de la marche sont la dynamique inverse et la comparaison pré-opératoire/post-opératoire des variations de force au cours du cycle (Giakas et Baltzopoulos, 1997). Le calcul des couples et

forces au niveau de chaque articulation repose sur l'application des lois de Newton (dynamique inverse). Il serait très influencé par le bruit des signaux et le filtrage utilisé pour réduire ce bruit (Giakas et Baltzopoulos, 1998). Les résultats de ce calcul au niveau de certaines articulations sont très sensibles à ce traitement (la hanche et le genou). En revanche, les calculs au niveau de la cheville seraient peu affectés.

Les analyses de la marche nécessitent la détermination des foulées. Pour déterminer ces cycles de marche, les forces verticales peuvent être analysées. Dans la littérature, le seuil appliqué à ces forces au-delà duquel on peut considérer un début ou une fin de foulée n'est pas toujours clairement mentionné. La brève revue de littérature du tableau I.3 met en avant les écarts constatés.

<i>Auteurs</i>	<i>Année</i>	<i>Population</i>	<i>Plate-forme</i>	<i>Fréquence d'acquisition</i>	<i>Seuil</i>
Wall et Crosbie	1996	Adultes	AMTI	200 Hz	2,5N
Hreljac et al.	2000	Adultes	Inconnue	600 Hz	10N
Mickelborough et al.	2000	Adultes	Kistler	500 Hz	10N
Hansen et al.	2002	Pas de détails	AMTI	960 Hz	Graph.
Ghoussayni et al.	S.P.	Adultes	Inconnue	2000 Hz	10N

*tableau I.3 : seuil choisi dans la détermination des cycles de marche.
N : Newton ; Hz : Hertz ; S.P. : sous-presse ; Graph. : méthode graphique*

Certains auteurs comme Wall et Crosbie (1996), Hreljac et Marshall (2000), Mickelborough et al.(2000) ou Ghoussayni et al.(2003) présentent ainsi une comparaison de deux méthodes de déterminations des cycles de marche mais ne détaillent pas obligatoirement leur(s) plate(s)-forme(s) de force. Pourtant, ils utilisent un seuil absolu de 10 newtons. Hansen et al. (2002) considère que le premier point de la courbe de force verticale ayant une ordonnée supérieure à zéro correspond à la pose du talon. D'autres auteurs comme Yang et Winter (1984) déterminent leurs cycles au moyen de capteurs de pression placés dans les chaussures. Ce système s'avère fiable sous certaines contraintes tel un positionnement correct de ces capteurs dans la chaussure. La méthode de détermination à partir de la force verticale, qu'elle soit en seuil absolu ou relatif, doit être choisie en fonction de la condition expérimentale étudiée (par exemple comparaison des cycles de marche avec et sans charge). Cette analyse bibliographique révèle que les choix dans la détermination des cycles s'avèrent cruciaux si l'objectif est une comparaison des résultats à ceux obtenus par d'autres auteurs. D'autre part, le choix d'un seuil absolu risque d'induire une variabilité intra-sujet entre deux conditions de portage distinctes. Grasso et al. (1998) utilise un seuil relatif de 7% de la masse du sujet.

II.4) La locomotion humaine

La locomotion humaine (figure I.5) se caractérise par une succession cyclique de phases en relation avec les appuis et transferts du pied : c'est un processus périodique (Bouisset et Maton, 1995). Elle peut être définie comme un déplacement consistant en une translation de l'ensemble du corps, consécutive à des mouvements de rotations segmentaires. Lorsqu'un membre soutient le poids total du corps (phase d'appui), l'autre oscille (phase d'oscillation ou de transfert) pour arriver en avant du membre en appui. A partir de cette description simple, on peut préciser la phase d'appui : on y distingue une phase de simple appui (un seul membre est en appui) et une phase de double appui (les deux membres sont en contact avec le sol). On définit alors le double pas ou foulée par la durée globale pour un membre d'une phase d'appui et d'une phase de transfert. Cette période constitue la base temporelle de l'analyse locomotrice. Elle se mesure en seconde mais les événements physiologiques et biomécaniques s'expriment par rapport à sa durée relative (% de cycle). Le pas correspond à la durée entre deux appuis de membres opposés (en seconde). La longueur de la foulée est la distance qui sépare un point d'un pied entre deux appuis successifs (par exemple un point du talon droit). La longueur du pas est la distance qui sépare un point d'un pied et son équivalent sur l'autre membre entre deux appuis successifs (par exemple la distance entre un point du talon droit et du talon gauche). Ces longueurs se mesurent en mètres. Les durées et les longueurs permettent de calculer la cadence (nombre de pas/minute) et la vitesse moyenne de progression ($[\text{cadence} \times \text{longueur du pas} / 60]$, en mètre/seconde).

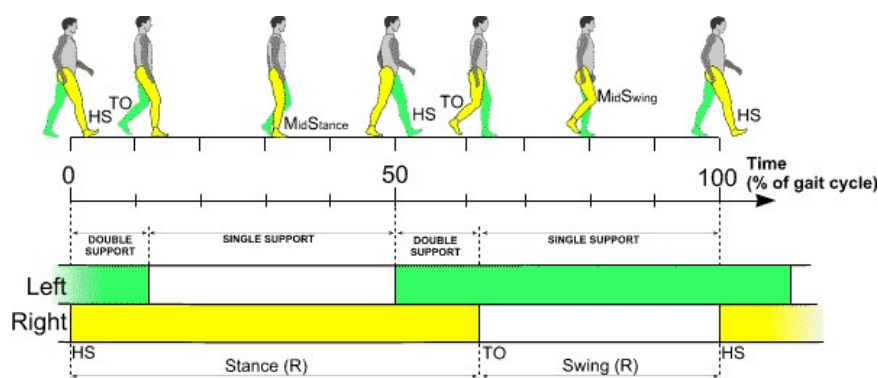


figure I.5 : les phases de la marche

HS : Heel Strike, TO : Toe Off. (d'après www.uoregon.edu/~dmandevi/easy.html)

« La fluidité et la régularité de la marche reposent sur une activité parfaitement coordonnée des différents muscles, ceux qui assurent le mouvement et ceux qui assurent le maintien de l'équilibre » (Bouisset et Maton, 1995). La quantification des perturbations et anomalies

de la marche est basée sur une reproductibilité des mouvements des membres (Growney et al., 1997). Dès lors, toute modification au niveau des paramètres biomécaniques et physiologiques serait liée à la perturbation apportée au marcheur par exemple une charge portée dorsalement (Hong et al., 2000) ou une perturbation d'ordre clinique (Steinwender et al., 2000). Cependant, lors de toute comparaison de résultats issus d'analyse de la marche, il faut prendre garde aux effets de la vitesse sur les paramètres de la marche (Barbier, 1994 ; Kirtley et al., 1985 ; Hong et al., 2000 ; Négrini et al., 2000). Certaines variables sont corrélées entre elles : une augmentation de la vitesse de marche est liée à une augmentation de la cadence et/ou de la longueur de la foulée. A l'inverse, lorsque ces trois paramètres augmentent, les durées des phases d'appui et de double support se réduisent : la phase de transfert ne pouvant être trop réduite, l'organisme agit sur la phase d'appui. D'autres variables peuvent influencer les paramètres biomécaniques de la marche. C'est ainsi que Kirtley et al. (1985) montre une réduction linéaire de la taille de la foulée (en mètre) avec l'âge du sujet (18-63 ans avec un âge moyen de 37 ans). Si l'on réalise une extrapolation de cette droite pour une population plus jeune, une population de 13 ans devrait avoir une taille de foulée de 1.60m environ, ce qui semble improbable. Il est possible d'affiner cette valeur de référence grâce aux travaux de Wheelwright et al. (1993) qui ont une population d'âge plus proche que celle qui sera étudiée au cours de cette thèse. L'effectif de la population permet globalement de tracer un histogramme en courbe de Gauss des âges. 66 filles et 68 garçons ont été étudiés. Les auteurs constatent ainsi que les tailles des foulées sont de 0.7m chez les deux sexes. Ils mettent en évidence des relations linéaires entre un paramètre anthropométrique (la taille de l'individu) et des variables biomécaniques : la taille du pas (en m) et la durée de la phase de transfert (en s). Dès lors, il est possible de rechercher le degré de symétrie entre les deux membres inférieurs. Wheelwright et al. observent de légères asymétries : les paramètres du côté gauche seraient 1% plus courts que ceux de droites. Une nouvelle notion est apportée : celle d'un membre dominant et d'un membre dominé. Les interprétations de la marche devraient alors prendre en compte ce critère, sachant que l'asymétrie est couramment assimilée comme une indication d'une marche pathologique (Sadeghi et al., 2000). Avec des approches diverses, beaucoup de travaux ont été réalisés sur ce sujet (Sadeghi et al., 2000).

La marche étant un mouvement très complexe mais fluide, elle présente différentes corrélations entre les éléments décrits précédemment. Par exemple en cinétique, la cadence de marche (pas/min) et la puissance au niveau des articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont fortement corrélés (Winter et al., 1987). Il en est de même en cinématique (Kirtley et al., 1985) où la cadence (pas/min) est fortement corrélée avec la longueur du pas

(m), la vitesse de marche ($m.s^{-1}$), la durée de la phase d'appui (% de cycle)... Enfin, d'autres corrélations plus générales doivent être prises en compte selon Wheelwright et al. (1993). Ces auteurs mettent en évidence des relations notamment entre les longueurs de pas et l'âge de jeunes individus, sachant que cette relation diffère légèrement selon le sexe du sujet. C'est pour toutes ces raisons, qu'il est important de réaliser une analyse de la marche avec un grand nombre de variables.

La marche peut aussi être considérée comme un mouvement pluri-articulé. A l'opposé d'un mouvement simple de pointage ou de prise d'un objet, elle nécessite l'action de plusieurs segments corporels. Les déplacements des segments les uns par rapport aux autres sont les résultats des actions musculaires. Comme l'action musculaire isolée n'existe pas dans la nature (Duchenne de Boulogne, 1867), des coordinations musculaires sont nécessaires. A ces synergies musculaires ou coopérations musculaires visant à un effet d'ensemble s'ajoute l'action de la gravité (Dierick et al., 2002). Les actions musculaires peuvent être résumées selon le tableau I.4 (d'après Bouisset et Maton, 1995) :

Muscle	Action	Résultat sur le mouvement	Importance de l'action
Agoniste	Provoquer le mouvement	Réalisé ou freiné	Primordiale
Antagoniste	S'opposer à l'action des agonistes	Réalisé ou freiné	Primordiale
Stabilisateur	Immobiliser l'une des extrémités d'un muscle	Favorisé	Subordonnée
Neutralisateur	S'opposer aux actions non désirées d'autres muscles	Favorisé	Subordonnée

tableau I.4 : catégorisation des muscles

Cette catégorisation repose sur les contractions et les forces élastiques du muscle. Ainsi, l'agoniste présente une contraction concentrique lors du mouvement alors que son antagoniste soit par sa contraction soit par sa force élastique tend à s'opposer au mouvement. Toute co-contraction importante entre deux muscles antagonistes serait anormale. La mesure des contractions musculaires repose sur la technique d'électromyographie.

II.5) Les conséquences du portage sur la locomotion humaine

II.5.1) Le portage adulte

La locomotion humaine peut permettre de transporter une charge. De nombreux travaux relatent des conséquences du port d'une charge chez l'adulte sur des paramètres de la marche (tableau I.5).

La plupart des travaux sur le portage chez l'adulte ont été menés par l'armée. Les recherches de conséquences biomécaniques, physiologiques et ergonomiques d'un port de charge ont intéressé les militaires dans le but, éventuellement, de proposer un sac adapté aux conditions de terrains et de matériels à transporter. Cependant, avec l'essor depuis peu d'une volonté de découverte de la nature, la randonnée s'est développée, induisant des nouvelles conceptions de sacs à dos de plus en plus performants et pratiques pour les sportifs.

Ces travaux soulignent l'existence d'un seuil de portage (25kg environ), au-delà duquel la marche du porteur est perturbée et le portage induit des conséquences physiologiques : sa dépense énergétique est fortement accrue, des douleurs sont ressenties et un malaise global est perçu. Le portage d'une charge chez l'adulte (18-30 ans, en bonne condition physique) provoque une inclinaison en avant du tronc plus importante, des pas plus petits, une phase de transfert plus courte, un double support plus long. Ces résultats biomécaniques sont liés entre eux : le port de charge induirait une inclinaison vers l'avant pour ramener le centre de gravité du système [sac-porteur] à une verticale proche de celle du système [porteur seul].

auteurs	année	population	charge utilisée	variables étudiées
Shoenfeld et al.	1977	32 hommes	poches plastiques remplies d'eau dans un sac à dos 20 kg groupe 1 (12 sujets) 25 kg groupe 2 (12 sujets) 30 kg groupe 3 (12 sujets) portage sur longue distance	l° rectale pouls VO2 max concentrations enzymatiques
Ghori & Luckwill	1985	18 hommes	haltères et sac à dos 10 à 50% BW charge ipsi. Et controlat.	EMG membres inférieurs angle du genou paramètres temporaux
Kinoshita	1985	10 hommes	sac à dos 20% BW 40% BW	paramètres temporaux Fz Fx cinématique
Martin & Nelson	1986	11 hommes + 11 femmes	sac à dos environ 0.75 kg, 9.0kg, 17.0kg, 30.0kg, 36.0kg	angle du tronc paramètres temporaux
Bloom & Woodhull-McNeal	1987	9 femmes + 7 hommes	2 sac à dos distincts 19 kg pour hommes soit environ 27% BW 14 kg pour femmes soit environ 27% BW	cinématique CG
Tianlin et al.	1992	5 hommes	sac à dos 15, 20 et 25 kg	consommation énergétique volume respiratoire Fc
Legg et al.	1992	11 hommes	sac à dos ou sur épaules cylindres de 7.6 kg et 18.4kg pour obtenir 26kg	Fc VO2
Quesada	2000	12 hommes	sac à dos 0%, 15 % et 30% BW	pics cinétiques et cinématiques de la cheville et du genou
Bhambhani et al.	1997	11 hommes	boite métallique avc poignées 5 kg, 10 kg, 15 kg et 20 kg	VO2 max gaz respiratoires
Legg et al.	1997	10 hommes	2 sac à dos distincts 20 kg	Fc questionnaire
Goh et al.	1998	10 hommes	sac à dos 0%, 15 % et 30% BW	pics de force lombo-sacrés cinématique du tronc paramètres temporaux
Bhambhani & Maikala	1999 ?	11 femmes+11 hommes	boite métallique avc poignées 5 kg, 10 kg, 15 kg et 20 kg	VO2 max gaz respiratoires
Tilburis-Davis et al.	2001	10 hommes	sac à dos 0 kg sans chaussure puis 0, 20, 40 kg avec des chaussures	pics de force, cinématique, cinétiques, coût énergétique
Fronducci et al.	2001	12 femmes + 28 hommes	4 sacs à dos + armement 12 à 50 kg	coût énergétique 200 variables biomécaniques

tableau I.5 : brève synthèse bibliographique sur le portage adulte
BW : Body-weight ou masse corporelle

Ayant un déséquilibre vers l'avant plus important et devant se stabiliser, le porteur réaliserait des plus petits pas et augmenterait les durées de phases de haute stabilité (les deux pieds au sol). Le plan sagittal est le plan dans lequel s'effectue la majorité des modifications biomécaniques (force au sol par exemple).

Par ailleurs, l'électrophysiologie humaine est aussi influencée par le port d'une charge. En effet, au-delà du seuil de portage, l'activité musculaire (en amplitude et en durée) serait plus importante pour les muscles des membres inférieurs (*tibialis anterior*, *soleus*, *rectus femoris*, *biceps femoris*) et du tronc (*trapezius*, *erector spinae*). La dépense énergétique est accrue. Néanmoins, les variables énergétiques ne seraient pas assez sensibles pour différencier deux sacs de même charge, et la position des bras pendant la marche influence aussi fortement cette dépense énergétique. Enfin, aux analyses biomécaniques et physiologiques, des études au moyen de questionnaires ont été réalisées. Les buts de ces travaux étaient d'évaluer l'inconfort d'un sac à dos voire de désigner les caractéristiques les plus recherchés sur un sac pour un porteur expérimenté.

Le portage d'une charge au moyen d'un sac à dos pourrait aussi induire des douleurs localisées au niveau des épaules. Afin d'évaluer ces troubles, certains travaux se sont intéressés aux pressions locales mesurées aux points d'appui du sac à dos sur l'homme. Holewijn et Meeuwssen (2001) montrent que pour deux sacs ayant des caractéristiques différentes (l'un correspondant à un portage de type militaire et l'autre à un portage de type courant), la pression moyenne au niveau des épaules peut être doublée voire triplée entre les deux sacs ayant une masse identique. Le sac militaire (figure I.6a) est ainsi caractérisé par d'importantes pressions moyennes au niveau des épaules.

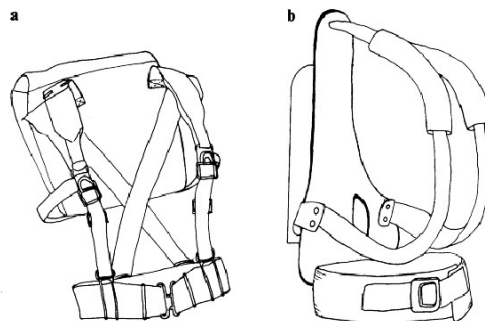


figure I.6 : deux sacs à dos ayant des particularités et des fonctions distinctes (d'après Holewijn et Meeuwssen, 2001). En a : sac militaire ; b : sac quotidien.

II.5.2) Les jeunes porteurs

Beaucoup de travaux ont porté sur le portage adulte et peu sur le portage enfant/adolescent mis à part des enquêtes sociologiques. La plupart des études sont focalisées sur le tronc et le dos car le milieu scolaire est souvent décrit comme un milieu impropre à une bonne santé lombaire et les maux de dos étant considérés comme « le mal du siècle » (Meyer, 2000). Les postures et les ports de charges excessives seraient notamment en cause. Le nombre de travaux dans ce domaine a ainsi augmenté exponentiellement en trente ans comme en témoigne le nombre de publications scientifiques : de 4 publications dans les années 1970 à 1973, on constate 337 publications entre 1998 et 2001 (Balagué et al., 2003). Certains travaux concernent les douleurs dorsales. La douleur est considérée comme une expérience déplaisante (stressante) qui peut induire d'importantes souffrances (Besson, 1992).

Certains travaux témoignent d'un effet nuancé de causalité entre portage et maux de dos chez l'enfant/jeune adolescent : le port du cartable n'est pas la première cause de ces douleurs (Troussier et al., 1999). La position assise (sur une mobylette ou devant la télévision) correspondrait davantage à la cause principale de telles rachialgies. Avant 5 ans, l'enfant se positionne de façon favorable pour son dos. Par la suite, des postures inadaptées sont adoptées à moins d'un apprentissage dès le plus jeune âge de l'enfant pour éviter une fatigue trop importante des muscles du dos (Bismuth, 1986). Les lombalgies auraient pour conséquence une réduction des performances scolaires (Balagué et al., 1994 et 1999). Une étude de Abu-Arafeh et Russel (1996) montre que les enfants (âgés entre 5 et 15 ans) souffrant de douleurs au niveau des membres inférieurs présentent un taux d'absentéisme à l'école plus important que les enfants ne souffrant pas de telles douleurs. Les douleurs lombaires sont plus souvent décrites chez les filles que chez les garçons. Comme le rappelle Balagué et al. (1999), l'équipe de Salminen a montré en 1984 ainsi une augmentation de l'incidence des douleurs lombaires entre 11 et 17 ans de 24,2% chez les filles et 15,2% chez les garçons. Balagué et al. (1988) confirment ces résultats. D'autres travaux (Burton et al., 1996) rapportent des résultats opposés. Cependant cette différence serait non significative. Olsen et al. (1992) témoignent quant à eux d'une incidence de douleurs lombaires proche entre les deux sexes. Viry et al. (1999) ont tenté de dégager les facteurs de risques de rachialgies non spécifiques de l'enfant lié au milieu scolaire français. 27% de la population interrogée décrivait des douleurs actuelles alors que 83% se plaignait de douleurs depuis plus de douze mois. Les cartables trop lourds (masse supérieure à 20% de la masse du sujet) seraient liés aux antécédents douloureux. D'autres études se sont focalisées sur les relations entre les douleurs lombaires et

la participation au sport. C'est ainsi que Burton et al. (1996), sur une population de jeunes adolescents, montrent que le sport et les douleurs lombaires sont liés chez les garçons.

En France, plusieurs directives tentent de réduire les poids des cartables, notamment en diminuant les poids des couvertures des manuels scolaires. Une circulaire du Bulletin Officiel de l'Education Nationale (26/10/95) préconise donc un poids de cartable inférieur ou égal à 10% du poids corporel des élèves. Le principal responsable de cette surcharge portée pourrait être une mauvaise organisation induisant le transport de matériels inutiles. Les habitudes de portages seraient davantage mises en avant. Avec ses craintes d'avoir oublié quelque-chose, le jeune collégien aurait ainsi tendance à transporter une quantité de matériel inutile (Hong-Kong Society, 1988). Toutes ces études ont été réalisées à partir d'enquêtes auprès de populations de collégiens. Ce type d'enquête sera utilisé au cours de cette thèse afin de déterminer certains éléments du protocole (comme le type de sac utilisé le plus souvent, la masse moyenne portée dans un sac...)

De plus, la locomotion de l'adolescent serait perturbée lors du port d'une charge supérieure dès 10% de son poids (Grimmer et al., 1999 ; Stanford et al., 2002). Lorsque la charge atteint 25% du poids du sujet, l'équilibre serait très perturbé au point de faciliter les chutes lors des montées/descentes d'escaliers ou encore lors des ouvertures de portes (Association Internationale de Chiropractie Pédiatrique ou AICP, 2000 ; Stanford et al., 2002). Un port de charge de 20% de sa masse corporelle (20% BW) induit des adaptations posturales qui s'ajoutent à celles observées pour une charge de 10% BW. Plus de 12700 visites médicales en urgence durant l'année 1998 seraient le fruit d'un port de sac chez les jeunes de 5 à 18 ans selon la Commission de la Sécurité des Produits de Consommation. L'Académie américaine des Chirurgiens Orthopédistes a révélé que plus de 70% des orthopédistes interviewés indiquent que le sac trop lourd peut donner lieu à des problèmes cliniques chez l'enfant/l'adolescent si on ne prend pas garde de réduire la charge portée.

Cependant, même si les conséquences quant aux paramètres temporeux de la marche sont identiques chez l'adulte et l'enfant lors d'un port de charge (Pascoe et al, 1997 ; Hong et al., 2000, 2003), il ne semble pas évident d'assimiler l'enfant à un adulte miniature (Grimmer et al., 2000) lors du port d'une charge sur le dos : le cartable chez l'enfant et le sac dos chez l'adulte. Les résultats cinétiques évoluent dans le même sens : Armand (2001) montre un pic au niveau des courbes de moment calculées au niveau de la 5^{ème} vertèbre lombaire (L5) qui diffère selon les sujets de sa population alors que les travaux chez l'adulte porteur d'un sac à

dos (Quesada et al., 2000 ; Gillet, 2000) témoignent d'un pic identique sur la courbe du moment en L5 chez toute leur population. C'est pourquoi il faut rester prudent quant à une extrapolation trop rapide des résultats recueillis chez l'adulte sur la population adolescente. En effet, même si l'enfant acquiert les caractéristiques de la marche adulte vers 8 ans (Sutherland, 1997), l'adolescent présente certaines particularités dues à son développement.

Conclusion

Au terme de ce chapitre, il ressort une complexité importante de la physiologie et de la biomécanique du corps d'un adolescent à cause des phénomènes de croissance qu'il subit et des contraintes extérieures comme un port de charge excessif. Il semble que cette charge puisse perturber sa croissance, induire des douleurs, provoquer des modifications structurales de son squelette et de l'intégrité de certains muscles.

Les outils présentés devraient permettre de connaître les conséquences du port d'une charge sur la coordination des segments corporels de l'adolescent tant d'un point de vue biomécanique qu'électromyographique. La recherche de facteurs liés aux douleurs lombaires, tant présentes que futures, dues au port de charge ne semble présenter qu'un faible intérêt (Troussier et al., 1999) tout en étant très complexe à cause du vécu de chaque sujet et des particularités des douleurs (Grimmer et al., 1999). En revanche, peu d'études se sont intéressées aux conséquences d'un port de charge au niveau des membres inférieurs chez une population d'adolescents.

Les buts de cette thèse sont donc d'identifier des indices caractérisant les perturbations locomotrices induites par ce portage à l'aide d'outils électromyographiques et biomécaniques. En premier lieu, la thèse visera à connaître les particularités réelles (en dehors du laboratoire) d'une population de jeunes collégiens, tant dans leur charge portée, leurs techniques de portage, le type de sac utilisé etc. que leurs caractéristiques générales (taille, poids, âge). Cette étude (le chapitre 2) donnera lieu à une classification et une identification des individus les plus représentatifs de chaque classe qui constitueront alors la population étudiée en laboratoire. C'est ainsi qu'en second lieu, une recherche d'indices de perturbations locomotrices sera réalisée avec une analyse du mouvement. Cette approche sera exposée sous un aspect de coordination biomécanique au chapitre 3 puis sous un aspect électrophysiologique au chapitre 4. Les indices de perturbations utilisés lors de l'analyse de coordination biomécanique seront deux variables calculées en référence à la marche normale. Les indices de perturbations électromyographiques seront les instants de début et fin de

contraction, la co-contraction, des variables calculées à partir de l'enveloppe du signal et en référence à la marche normale. Enfin, le chapitre 5 discutera chacune de ces approches, avant de proposer quelques perspectives.

**Chapitre 2 : Les habitudes de portage
chez l'adolescent : analyse de questionnaires.**

Ce chapitre a donné lieu à la rédaction de 3 publications (communications personnelles).

Introduction

Le but de cette étude à caractère sociologique est en premier lieu de confirmer les résultats déjà décrits dans la littérature, afin de s'assurer que notre population n'est pas atypique. Pour cela, l'exposé s'attachera à présenter les principales caractéristiques d'un port de sac scolaire, comme en témoigne la littérature, et de comparer les résultats obtenus à partir de notre population à ceux d'autres auteurs. En second lieu, cette analyse sera complétée par une analyse de données afin d'obtenir une classification de la population interrogée.

Les problèmes de portage chez l'enfant et l'adolescent ont été décrits différemment dans plusieurs pays (Chine, Belgique, Australie, France, Italie, Royaume Unis, Etats Unis...). Avec des approches biomécaniques, physiologiques ou sociologiques, les troubles engendrés par le port des sacs scolaires ont pu être abordés. Le principal but de telles études était de connaître, afin de pouvoir les comprendre, les relations entre cartable et rachialgies chez des jeunes porteurs (Phélip, 1999 ; Balagué et al., 1996 ; Burton, 1996 ; Burton et al., 1996 ; Hong Kong Society for Child Health Development, 1988 ; Négrini et al., 2002 ; Troussier et al., 1994). Certains travaux témoignent d'un effet nuancé de causalité entre portage et maux de dos chez l'enfant/jeune adolescent : le port du sac scolaire n'est pas la première cause de ces douleurs (Troussier et al., 1999). La position assise (sur une mobylette ou devant la télévision) serait la cause principale de telles rachialgies.

L'enfant et l'adolescent ne peuvent se concevoir comme de simples adultes miniatures (Piaget) : ils réagissent et se comportent différemment dans la société. Chez cette jeune population (comme d'autres populations), les choix matériels reposent plus souvent sur des critères subjectifs qu'objectifs comme la marque, la couleur, le thème présenté... Mais une classification des collégiens basée uniquement sur le type de sac scolaire employé et sur des détails liés à ce sac semble incomplète. D'autres paramètres pourraient distinguer les collégiens comme la technique de portage utilisée (sur deux épaules, une seule épaule, ou encore le sac roulant tiré...), la méthode de portage (sac placé haut dans le dos, bretelles détendues pour avoir un sac reposant sur le bas du dos)... Il est possible que des classes soient extraites à partir de toutes ces variables.

Après avoir décrit notre population, le questionnaire et la méthode utilisée, la présentation des résultats sera réalisée en deux parties : d'une part, les résultats seront exposés afin d'être comparés à ceux décrits dans la littérature au chapitre 5; d'autre part, ils vont permettre la

réalisation d'une Analyse en Composantes Multiples (ACM) et d'une classification dont les classes seront décrites (un rappel de ces méthodes est présenté en annexe 1).

I. Population, matériel et méthode

1.1) La population

Composée de deux sous-populations (urbaine et rurale) de Valenciennes et de ses environs, la population est issue d'établissements choisis au hasard : un établissement privé et trois établissements publics. Une telle population renferme les particularités de différentes origines socioculturelles. Tous les établissements comprenaient des adolescents des deux sexes. Une convention a été signée entre les collèges et l'université de Valenciennes (exemple présenté en annexe 2). Les parents de chaque adolescent ont été avertis de cette étude. Les collégiens, dont les parents ont refusé (moins de 10 collégiens étaient concernés) que leurs enfants réalisent cette étude, n'ont pas rendu leur questionnaire. Les jours et les heures durant lesquels seraient remplis les questionnaires étaient inconnus des collégiens et des enseignants, afin de ne pas influencer leurs habitudes (quantité de matériel transportée par exemple). 1003 collégiens ont ainsi été interrogés. La figure II.1 présente la répartition de cette population en fonction de la classe (niveau scolaire) et du sexe.

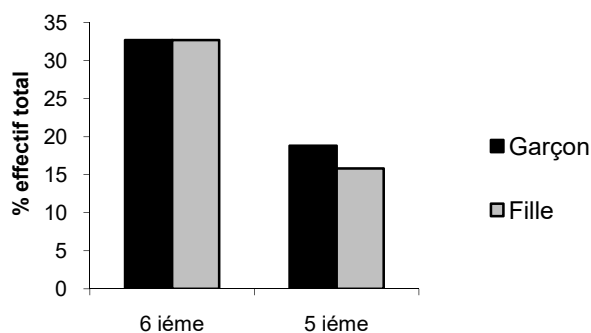


figure II.1 : caractéristiques de la population

1.2) Le questionnaire (annexe 2)

Le questionnaire, anonyme comme le préconise la loi, a été au préalable présenté et accepté par les chefs d'établissement. Il comportait soixante questions inscrites sur 7 pages. Les questions étaient d'ordre général (poids, taille, âge, sexe) ou focalisées sur le cartable (type, âge, qui l'a choisi, pourquoi ce choix...), sur le portage (présence ou non de bretelles, fréquence d'utilisation, portage à la main...), sur les douleurs. Il a été réalisé à partir de

questionnaires déjà utilisés dans la littérature (Grimmer et al., 1999 ; Hong Kong Society for Child Health Development, 1988). D'autres questions ont été ajoutées afin de répondre à nos attentes. Il s'agissait pour la plupart de questions libres : les items proposés comme réponses possibles à une réponse fermée induisent les réponses des répondants (Moreau et al., 2000). Les questions libres permettent ainsi d'explicitier et d'enrichir les informations issues du questionnement fermé.

Le questionnaire a été préalablement testé auprès d'une population plus jeune pour s'assurer de sa compréhensibilité. Afin de se trouver dans des conditions voisines vis-à-vis de leur emploi du temps, les classes ont été interrogées sur une période restreinte : l'écart entre la première et la dernière est de un mois et demi. De plus, l'enquête a débuté un mois après la rentrée scolaire, afin de permettre aux jeunes collégiens (6èmes) de prendre leurs habitudes.

1.3) La méthode d'enquête

Le questionnaire a été rempli en classe par chaque collégien. Une présentation audio-visuelle fut proposée pour assurer un remplissage des questionnaires le plus complet et le plus compréhensible. L'adolescent répondait seul sur le document papier, un instructeur étant chargé d'expliquer comment remplir le questionnaire. Cet instructeur lisait questions et réponses sans inciter les répondants. Ce mode opératoire devait permettre une vitesse de remplissage acceptable pour l'ensemble de la classe afin d'avoir le maximum de questionnaires complets et d'éviter toute perte de temps ou toute influence extérieure (professeur par exemple). Le but général du questionnaire n'a été indiqué aux collégiens qu'après avoir récupéré les questionnaires. Les termes comme « lourd », « pratique », « confortable »..., ont été volontairement non donnés lors des instructions. Après avoir rempli ce questionnaire, chaque élève a fait peser son cartable au moyen d'un pèse-personne.

1.4) Les traitements des questionnaires

Afin de pouvoir saisir rapidement la totalité des questionnaires, une base de données a été réalisée. Les données ont ensuite été exportées et un codage disjonctif complet (annexe1) a été effectué. Pour les questions fermées qualitatives, il était binaire. Ainsi, à la question « Es-tu demi-pensionnaire ou externe ? », un codage simple à l'aide de 0 et 1 est aisé. Pour les réponses fermées quantitatives, le même type de codage a été réalisé après avoir déterminé les modalités de chaque variable de ce type (par exemple l'âge). En revanche, pour les réponses ouvertes, la méthode décrite par Moreau et al.(2000) a été employée. Elle consiste à relever

sur au moins 100 réponses les items présents. Dans cette étude, la moitié des réponses a été étudiée. On détermine une liste d'items pertinents et représentatifs : ceux les plus fréquents et ayant une connotation significative. Par exemple, « sac » ou « cartable » ou « mal » semblent plus pertinents que « le », « je »... Ceci correspond néanmoins à un inconvénient : « la médiation du codeur dans les choix des items en fonction de critères personnels difficilement explicites, la difficile prise en compte de la forme et de la qualité d'expression des réponses, une fréquente simplification réductrice du contenu de celles-ci » (Moreau et al., 2000). Puis on recherche dans chaque réponse la fréquence d'apparition de chaque item sélectionné : on en déduit les fréquences d'apparition de chaque mot chez la totalité des répondants. Ces fréquences sont inscrites dans un tableau lexical, tableau de contingence particulier croisant répondants et mots. Il est alors possible d'utiliser ces mots pour illustrer par exemple sur un plan factoriel les groupes qui s'en déduisent.

L'analyse des réponses ouvertes a donc nécessité un décompte dans chaque réponse. Alors qu'il est possible de réaliser une étude sur plusieurs mots c'est-à-dire des segments répétés, l'unité choisie ici est le mot ou « forme graphique ». Il se définit comme étant une suite de caractères délimités par des blancs ou des signes de ponctuation (Moreau et al., 2000).

L'analyse statistique utilisée est un test du χ^2 au seuil $p \leq 0.05$.

Afin de déterminer des classes d'individus à l'aide des variables les plus pertinentes, une analyse en composantes multiples a été réalisée sous Statistica. Les variables retenues ont permis une classification mixte (k-means et classification hiérarchique ascendante) avec le même logiciel. La méthode d'agrégation choisie est celle de Ward, selon une métrique euclidienne. Enfin, la description des classes a été réalisée au moyen d'une analyse discriminante.

II. Résultats

II.1) Analyse descriptive

II.1.1) Données générales sur les sujets et poids portés

Le taux de répondants est de 93% de la population totale. Les caractéristiques de cette population sont données dans le tableau II.1 (anthropométrie) et tableau II.2 (statut des collégiens).

	Moyenne	Ecart-type	Maximum	Minimum
Poids (Kg)	41.11	8.93	95.00	25.00
Taille (cm)	151.75	9.37	190.00	100.00

tableau II.1 : caractéristiques générales de la population étudiée.

	6ème	5ème
Demi-pensionnaire	405	230
Externe	244	122

tableau II.2 : statut des collégiens (Demi-pensionnaires et externes).

La masse du sac scolaire relative à celle de chaque collégien a été calculée : elle représente un bon indice de la quantité de charge portée par rapport au sujet (figure II.2). La masse moyenne relative est de 17.50% de la masse du sujet.

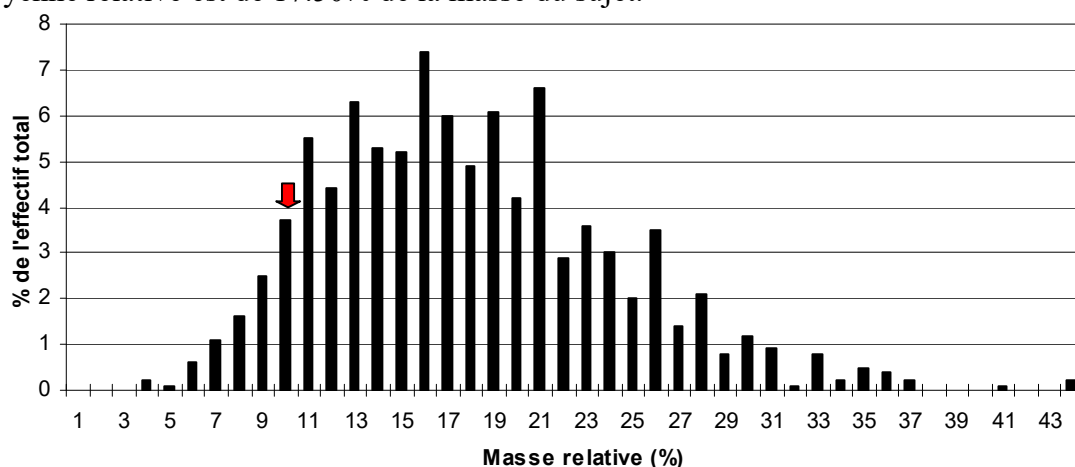


figure II.2 : histogramme de la masse relative des sacs scolaires.

↓ : seuil des 10% de masse relative défini par le B.O.

La flèche pointe la masse relative des 10% de masse corporelle. Il s'agit du pourcentage qui semble être l'intermédiaire entre la marche perturbée et celle non perturbée (Hong, 2000), et celle maximale que suggère le B.O. de 1995. 15,28% de collégiens portaient le jour de l'enquête un sac scolaire avec une charge inférieure ou égale à 10% de leur masse corporelle. Cependant, ce calcul fait intervenir la masse du cartable, c'est-à-dire contenant et contenu. Le poids du sac vide n'a pas été déterminé. Il est vraisemblable que les cartables à roulettes soient plus lourds par conception et du fait que le jeune « porteur » est libre d'emmener tout ce qu'il veut parce qu'il portera rarement son sac. Ayant un grand volume pour mettre ses affaires scolaires et des roulettes pour faire rouler le sac au lieu de le porter, l'adolescent aurait tendance à emporter des choses qui ne lui sont pas utiles, tant que le volume global du sac le lui permet. Le test du χ^2 révèle du moins que les types de sacs scolaires et leur poids (contenu + contenant) sont dépendants. Cette dépendance est vérifiée jusqu'au seuil $p=1\%$. Certains sacs scolaires seraient donc plus lourds à vide, ou présenterait un volume plus important que d'autres. Ce volume favoriserait un transport plus important de matériel.

85% de la population ne bénéficiaient pas d'un casier au collège. Un test du Khi2 révèle une indépendance entre le poids du sac (contenant + contenu) et l'attribution ou non d'un casier. Ce même test révèle par contre une dépendance entre ce poids du sac et le statut de l'élève (demi-pensionnaire ou externe). Ceci signifierait que les comportements vis-à-vis de la charge différent selon le statut de l'élève et non selon l'attribution du casier. Ce dernier ne serait donc pas toujours utilisé. Ce résultat est aussi retrouvé dans les réponses à une question libre : « Y a t'il autre chose que tu voudrais noter sur ton sac ? ». Quelques réponses mentionnaient le problème de perte de temps à aller à son casier à la récréation. Les problèmes de vols ont aussi été décrits. Cependant, les adolescents qui n'ont pas de casier attribué souhaiteraient en bénéficier. Ils verraient dans le casier la solution à leurs sacs trop lourds.

L'enquête s'est orientée sur les causes d'une telle masse portée. L'une des causes envisagées était tout d'abord une quantité de choses transportées inutiles. Dès les premières classes interrogées, cette hypothèse s'est confirmée avec les habitudes de rangement des sacs de sports. En effet, par souci de liberté des mains, certains collégiens préféraient transporter leur sac de sport dans leur sac scolaire, ceci au détriment du volume et la masse placée dans le dos. L'hypothèse d'un transport inutile s'est aussi confirmée avec la non-utilisation des casiers par gain de temps. De plus, la liste de matériels que contenait le sac du collégien le jour de l'enquête a été demandée. Dans une même classe, on pourrait s'attendre à trouver quasiment toujours le même matériel chez les externes d'une part et chez les demi-pensionnaires d'autre part. Il s'avère que ceci n'est pas vérifié. Les différences de matériels pourraient s'expliquer par une stratégie de réduire le poids du sac (un livre pour deux, laisser du matériel dans le casier, besoin de matériels particuliers pour une heure de permanence). On peut alors raisonner sur un pourcentage de collégiens d'une même classe ayant le même matériel dans son sac. Si on se fixe arbitrairement un seuil de 30% (c'est-à-dire que si plus de 30% des collégiens ont un certain matériel, il est fortement probable que ce matériel soit nécessaire le jour donné) on met en évidence une relation de dépendance entre le poids du sac et cette possibilité d'avoir amené du matériel inutile le jour de l'enquête. Le choix des 30% permet aussi de ne pas tenir compte des quelques élèves emmenant du matériel pour les heures de permanence (comme un livre de lecture).

En résumé, avec l'échantillon étudié, le sac scolaire est majoritairement surchargé. Les causes de cette surcharge sont liées à une mauvaise organisation.

II.1.2) Les sacs utilisés et les méthodes de portage

Les sacs utilisés par la population interrogée sont majoritairement des sacs à dos (67%) puis des cartables (22%) et enfin les besaces avec 11% de la population (figure II.3).

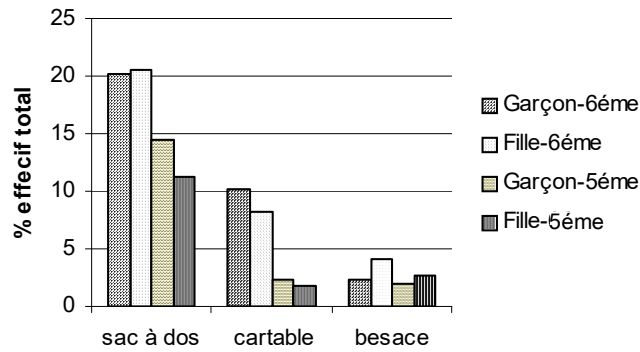


figure II.3 : types de sacs utilisés en fonction du sexe et de la classe.

D’après ces résultats, les sacs de classe les plus couramment utilisés sont les sacs à dos. C’est avec ce type de sac que seront réalisés les travaux en laboratoires.

La figure II.4 expose les façons de porter communément la charge en fonction du sac scolaire utilisé (méthodes de portage). On constate que majoritairement le sac à dos et le cartable sont portés avec les bretelles sur les deux épaules. Le sac à dos, s’il n’est pas porté sur deux épaules, est souvent porté sur l’épaule droite. La besace est plus souvent portée sur l’épaule droite que l’épaule gauche. Il n’existe pas de lien entre la main dominante (la main avec laquelle le sujet écrit) et la méthode de portage utilisée (test du Khi² à p≤0.05).

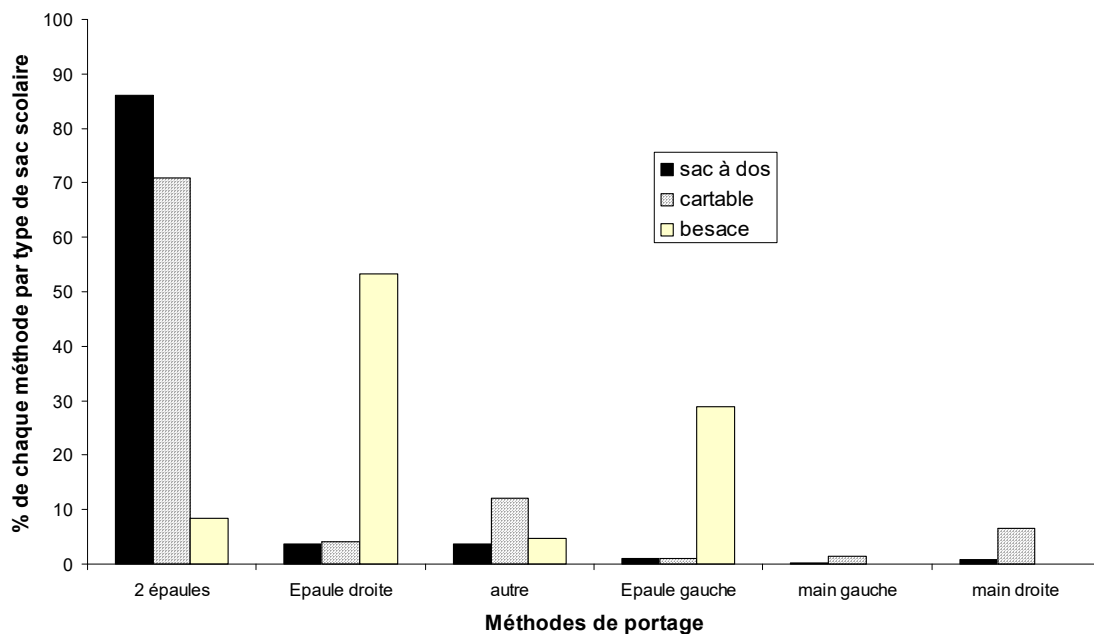


figure II.4: méthodes de portage en fonction du sac utilisé.

En revanche, il existe une relation de dépendance entre le type de sac et la marque de celui-ci. D'autre part, il n'existe pas de relation entre la technique de portage et le sexe de l'individu.

Les conséquences d'un portage lourd sont notamment dues à la charge portée, à la méthode de portage et au temps de portage. Parmi les collégiens qui font le trajet entre le domicile et leur collège à pied en portant leur sac scolaire sur leurs deux épaules, la médiane des durées de ce portage est de 15'. A ce portage s'ajoute celui inter-cours.

C'est pourquoi lors des travaux en laboratoire, il sera demandé de porter un sac à dos sur les deux épaules. La question suivante tente d'évaluer l'impact d'un tel portage sur les douleurs occasionnées chez le jeune porteur.

II.1.3) Les sacs utilisés et les douleurs décrites par les sujets

Afin de pouvoir comparer la population étudiée à d'autres populations françaises déjà interrogées sur les problèmes induits par les sacs scolaires, l'enquête s'est intéressée aux douleurs : « as-tu ressenti des douleurs depuis les deux dernières semaines ? Où ? A quelle fréquence ? Pourquoi penses-tu avoir eu ces douleurs ? ».

La figure II.5 présente les résultats obtenus à la première question par rapport à l'effectif total (à gauche) et par rapport à l'effectif de chaque type de sac (à droite).

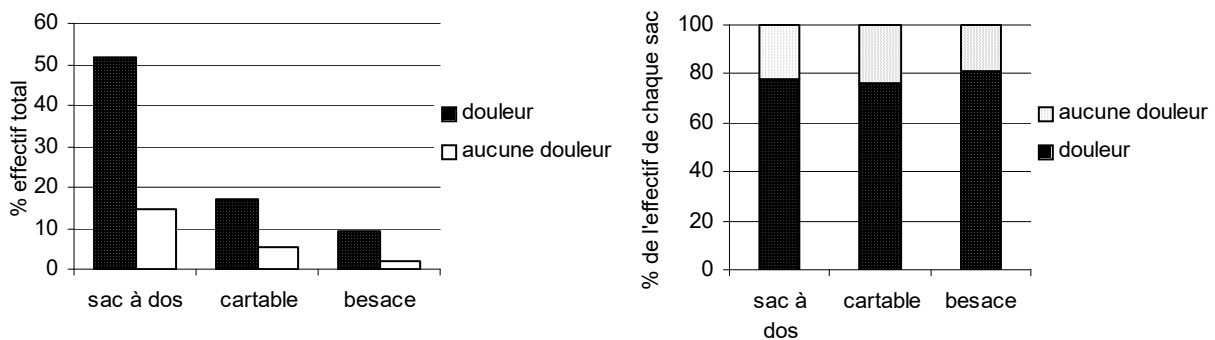


figure II.5 : pourcentage de sujets se plaignant de douleurs en fonction du sac scolaire utilisé.

A gauche, en fonction de l'effectif total ; à droite, en fonction du pourcentage de chaque sac ; par exemple, 77% des collégiens ayant un sac dos se plaignent de douleurs.

Sachant que 78% de la population se plaint de douleurs, la figure II.6 présente la localisation de ces douleurs. La tête, le cou, les épaules et le dos sont les localisations douloureuses les plus décrites dans la population. Il existe une relation de dépendance entre le sexe de l'individu et les douleurs (présence ou absence de douleurs), et non entre la technique de portage et les douleurs. Les filles décrivent davantage ces douleurs, ce qui est confirmé par d'autres travaux basés sur les maux du bas du dos.

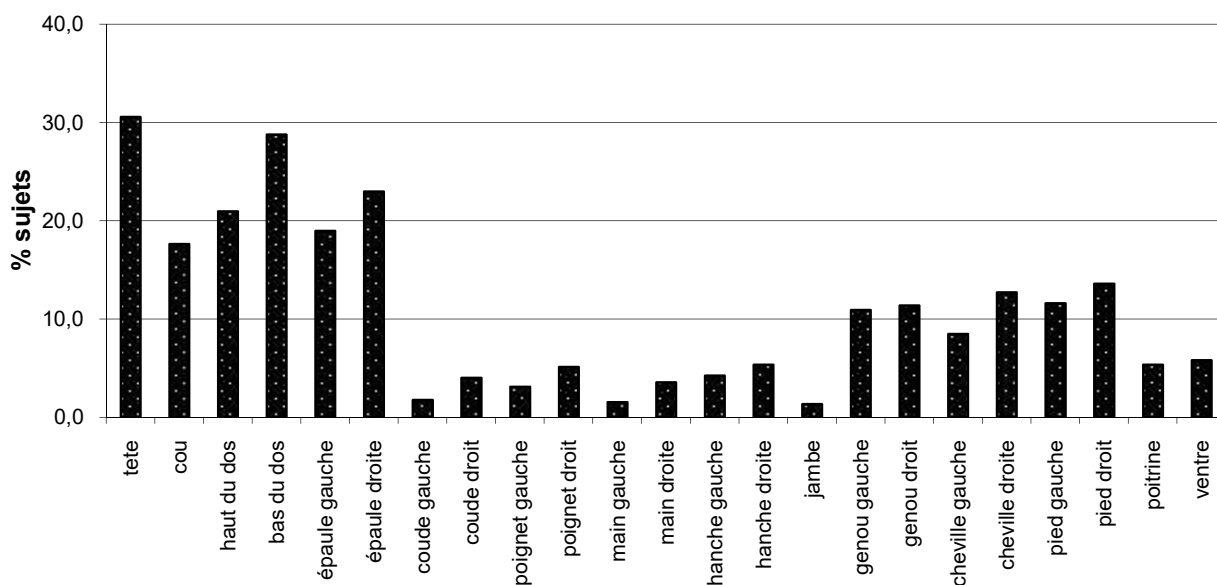


figure II.6 : pourcentage des sujets par zone algique.

Il est difficile de savoir si les garçons ressentent réellement moins souvent et/ou moins fortement les douleurs, ou s'ils réduisent leurs conséquences (leurs plaintes) pour une raison quelconque comme le risque de passer pour un garçon faible...

Afin d'évaluer la fiabilité des répondants concernant les descriptions des douleurs du dos, d'autres questions ont été ajoutées : elles concernent les éventuelles conséquences algiques ainsi que les causes énoncées par les plaignants souffrant de maux de dos. Mis à part un questionnement des parents (qui semblait très difficile au vu de l'effectif de la population et du temps imparti), le choix s'est porté sur l'incidence des douleurs du dos à d'éventuelles consultations médicales plus ou moins importantes. Pour cela, un degré de médicalisation a été utilisé : il concernait la consultation d'un médecin, la prise de médicaments, la consultation d'un kinésithérapeute, la nécessité d'une radioscopie. Moins de 50% de la population des plaignants a nécessité une intervention médicale (tout type confondu). 17% des adolescents ont déjà consulté un médecin pour des douleurs lombaires. 11% ont déjà passé au moins une radiographie du dos. 11% des sujets ont déjà pris des médicaments pour des

douleurs au dos ; 7% ont déjà consulté un kinésithérapeute pour des soins du dos. Ces résultats sont abordés au chapitre 5 avec une discussion basée sur les notions de morbidité et de mémoire algique.

L'analyse des réponses relatives aux causes des douleurs lombaires révèle cependant que le matériel scolaire (sac scolaire, chaise/bureau...) est la principale cause avancée par les adolescents comme en témoigne nos résultats sur la figure II.7.

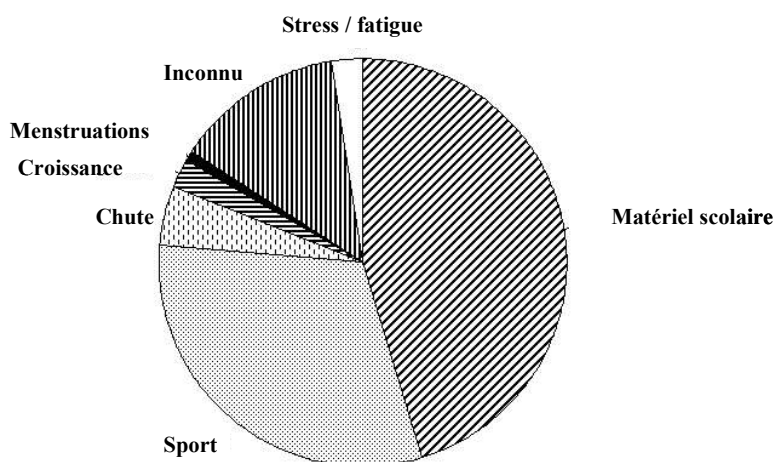


figure II.7 : les causes des principales de douleurs avancées par la population.

Pour établir les liens entre les douleurs lombaires et plusieurs paramètres (propres à l'individu, au portage...), les tests du χ^2 rendent compte des résultats suivants : il existe une relation de dépendance entre les douleurs au bas du dos et le sexe de l'individu ; de même, une relation de dépendance a été mise en évidence entre les douleurs au cou et aux épaules de la population. Par contre, la technique de portage (2 épaules, 1 épaule, 1 main...), le mode de portage (haut/bas), l'action de porter tout le trajet entre le collège et le domicile n'ont aucune relation avec ces localisations douloureuses.

Il s'avère donc que les douleurs au niveau du dos sont souvent constatées, qu'il existe des relations entre certaines de ces douleurs et des paramètres liés au sac utilisé notamment pour transporter le matériel scolaire.

Il n'existe aucune dépendance entre le poids relatif du sac scolaire et les douleurs. Néanmoins, il faut rappeler que cette masse a été mesurée un jour donné, selon un emploi du temps auquel est soumis l'investigateur.

D'après nos résultats, les activités physiques (à l'école ou en club) seraient la deuxième cause de douleurs lombaires. Ces résultats doivent donner lieu à de plus amples investigations.

La description des résultats est complétée au chapitre 5 par une comparaison de nos résultats à ceux d'autres auteurs, afin de s'assurer que notre population n'est pas atypique. Le but de

notre étude étant de réaliser une classification, la suite de l'exposé vise à rechercher les variables les plus pertinentes pour cette classification au moyen d'une ACM. Les variables retenues sont utilisées pour classer notre population.

II.2) Analyses en composantes multiples (ACM) et classification

II.2.1) Le contexte et le but

L'objectif du questionnaire est de déterminer les principales caractéristiques d'un échantillon de collégiens, d'essayer de déterminer des groupes (classes) au sein de cet échantillon en se basant sur des critères liés à la vie du collégien (âge, poids, taille, type de sac scolaire, mode de transport pour aller ou revenir du collège...) et de déterminer les individus caractéristiques de chaque groupe ou du groupe le plus important comme le montre la figure II.8.

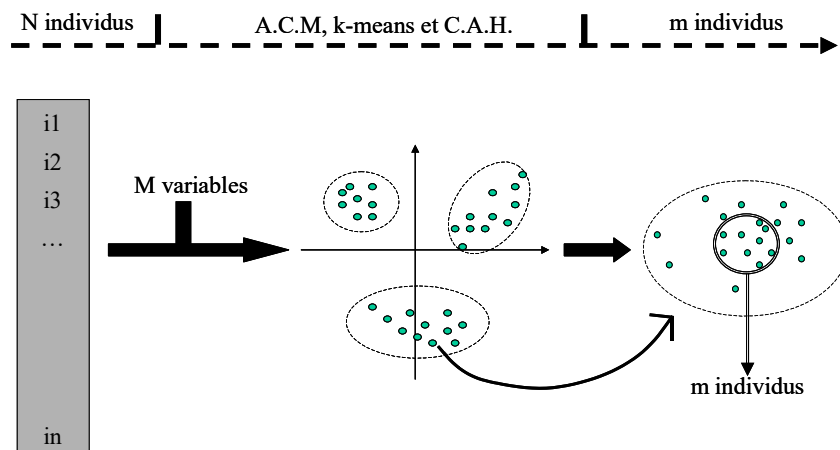


figure II.8 : détermination des sujets afin de constituer la population étudiée en laboratoire.
 ACM : Analyse en Composantes Multiples ; CAH : Classification Hiérarchique Ascendante.

Les variables ont été codées selon un codage disjonctif complet (annexe 1). La matrice d'entrée de l'ACM était constituée par des colonnes (variables) et des lignes (individus). Les variables qualitatives correspondent aux caractères étudiés dans le questionnaire. Pour les variables quantitatives, les modalités ont été déterminées.

II.2.2) Les résultats de l'analyse des correspondances multiples

II.2.2.1) Description des éléments de l'ACM

Une synthèse des résultats du questionnaire se présente sous la forme d'un tableau ayant en lignes les individus et en colonnes les variables issues des questions (caractères) ou les modalités associées aux caractères (un caractère est associé à une ou plusieurs modalités selon la réponse). Le problème posé est de déterminer au mieux les variables pertinentes. Deux stratégies peuvent être envisagées : la première consiste à se baser sur des critères de l'ACM pour rechercher les variables influençant le plus ses principaux axes et utiliser ces variables pour la classification. La seconde stratégie consiste à réaliser un changement de repère grâce à l'ACM, à considérer les principaux axes comme de nouvelles variables et les utiliser pour la classification. Chacune de ces stratégies comporte des avantages et des inconvénients. Pour la première, on conserve les variables originelles mais il faut rechercher des critères de sélection. Pour la seconde, l'interprétation de la classification semble plus complexe à cause des variables utilisées. Une stratégie intermédiaire sera donc employée : on recherche les coordonnées des individus sur les axes principaux de l'ACM, puis on décrit au mieux chacun de ces facteurs en relation avec les variables originelles.

Après avoir décrit les principales caractéristiques de l'ACM obtenue, une analyse des axes/variables originelles sera réalisée.

Le tableau de Burt est alors une matrice de 93*93. La figure II.9 présente le plan principal (facteur1*facteur2) avec les différentes modalités. Le plan principal correspondant aux individus n'a pas été représenté ici car l'objectif de cette analyse est une classification, l'ACM n'étant pas adaptée pour cette problématique.

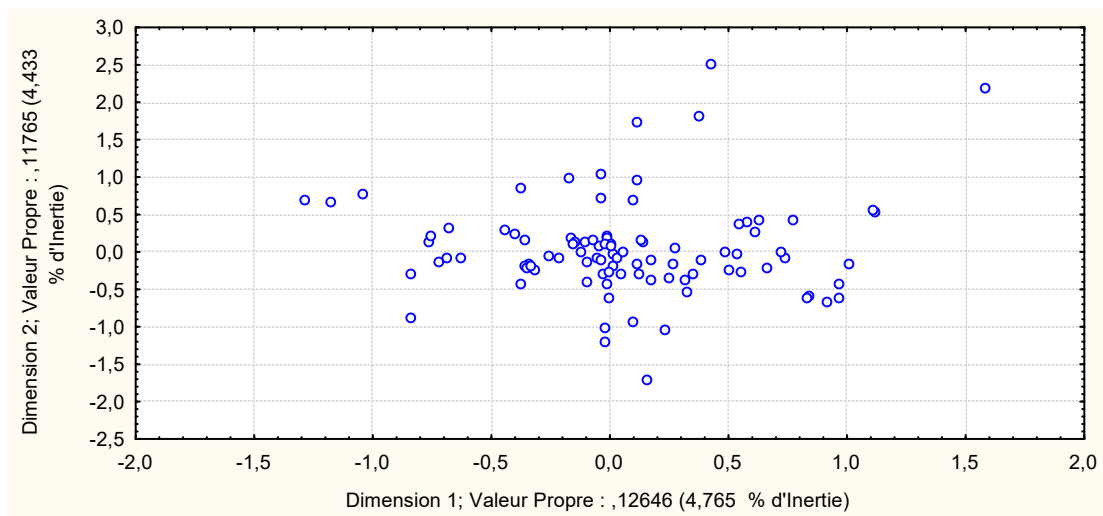


figure II.9 : premier plan factoriel et pourcentage d'inertie de chaque axe. Chaque point représente une modalité dans le plan factoriel.

Certaines modalités sont regroupées entre elles. D'autres sont centrées autour du point de coordonnées (0 ;0), traduisant ainsi une faible influence de ces modalités sur ce premier plan. A cause de la grande taille du tableau d'origine, l'analyse des valeurs propres des facteurs révèle de faibles pourcentages pour les premiers facteurs, le nombre total de facteurs atteignant 69 (Cibois, 1994). La figure II.10 témoigne de la rapide décroissance des valeurs propres avec les axes factoriels.

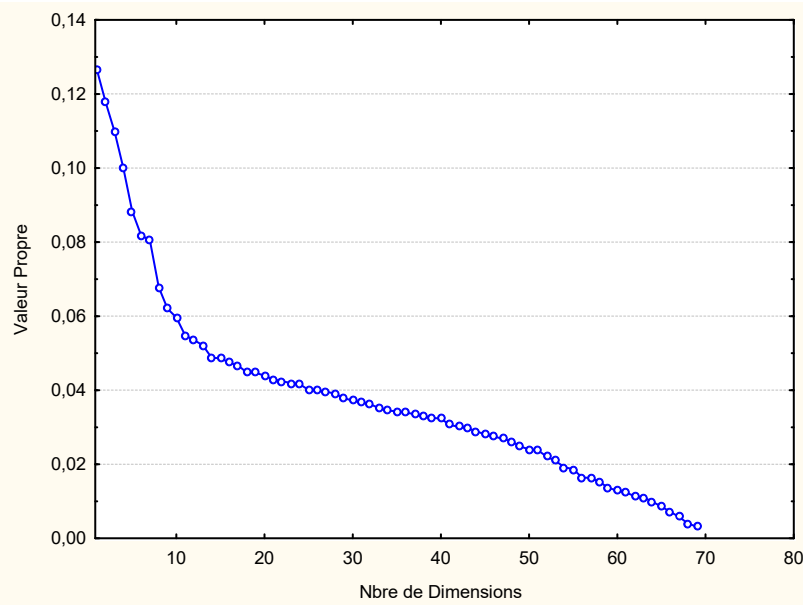


figure II.10 : évolution des valeurs propres en fonction de l'axe factoriel.

Le tableau II.3 présente les 20 premières valeurs propres obtenues :

Axe	Valeur propre	% de l'inertie	% cumulé
1	0,126	4,77	4,77
2	0,118	4,43	9,20
3	0,110	4,14	13,34
4	0,100	3,77	17,10
5	0,088	3,33	20,43
6	0,082	3,09	23,52
7	0,080	3,03	26,55
8	0,068	2,56	29,11
9	0,062	2,34	31,44
10	0,060	2,25	33,69
11	0,055	2,07	35,76
12	0,054	2,02	37,78
13	0,052	1,97	39,74
14	0,049	1,84	41,58
15	0,049	1,83	43,41
16	0,047	1,79	45,20
17	0,047	1,76	46,96
18	0,045	1,69	48,65
19	0,045	1,69	50,33
20	0,044	1,66	51,99

tableau II.3 : valeurs propres et inerties des 20 principaux facteurs.

On constate qu'avec 15 facteurs on peut « expliquer » environ 44% de l'inertie globale. Pour atteindre 80% de cette inertie (non présenté), il faut utiliser les 40 premiers axes, et pour 95% il faut utiliser les 56 premiers axes. De plus, on observe un changement dans l'évolution des valeurs propres après le 11ème axe : les valeurs propres décroissent beaucoup plus lentement (figure II.10 ci-dessus).

II.2.2.2) Détermination des variables pertinentes

Pour réduire ce nombre de variables, trois paramètres calculés à partir de l'ACM ont été utilisés. Ils doivent permettre de déterminer les variables les plus pertinentes pour chaque axe mais aussi pour le nuage de points dans sa globalité.

Le premier paramètre est l'inertie relative. Son analyse permet d'évaluer indépendamment du nombre de dimensions choisies la proportion d'inertie allouée à chaque modalité. La figure II.11 présente l'évolution de cette inertie relative en fonction du nombre de modalités choisi, après un classement décroissant des inerties.

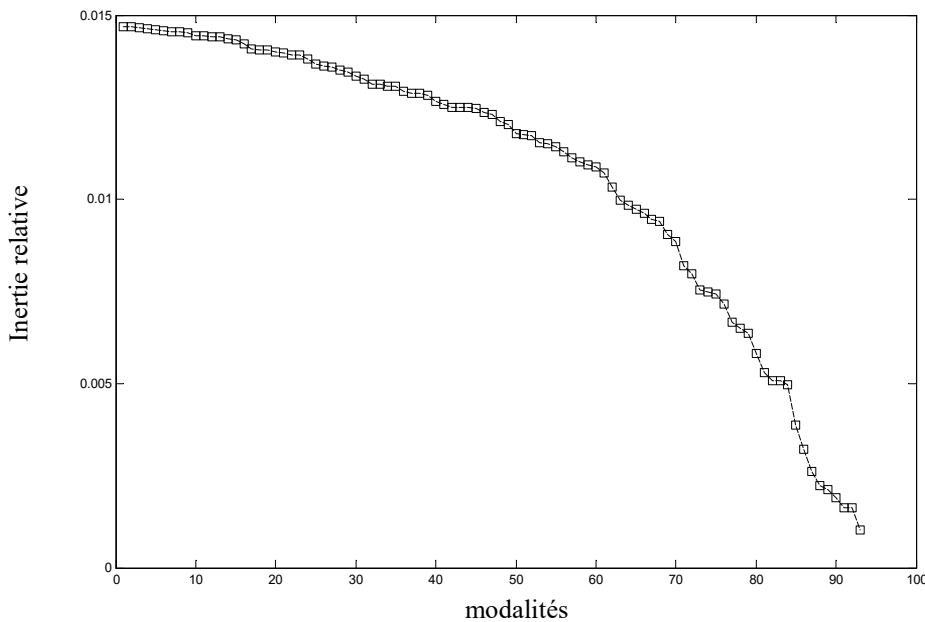


figure II.11 : inertie relative en fonction du nombre de modalités. L'inertie relative a été préalablement classée par ordre décroissant.

D'après la figure II.11, on remarque deux évolutions de courbe distinctes : entre la première modalité et aux environs de la modalité 60, l'inertie relative décroît de manière plus ou moins linéaire. Au-delà, l'évolution est beaucoup plus brutale.

Le *second paramètre* est une analyse des qualités (annexe 1) des modalités c'est-à-dire les qualités de représentation des points dans le système multidimensionnel constitué des axes choisis. La figure II.12 représente l'évolution de la qualité en fonction des caractères, les qualités ayant été préalablement regroupées par souci de lisibilité. On remarque tout d'abord qu'aucune modalité n'a la qualité optimale (1.0). La qualité maximale est légèrement plus élevée que 0.90. De plus, avec un seuil de 0.6, plusieurs catégories de variables ont des modalités dont la qualité est supérieure ou égale à ce seuil. Dans d'autres catégories, comme les « douleurs », des modalités ont une qualité inférieure à ce seuil.

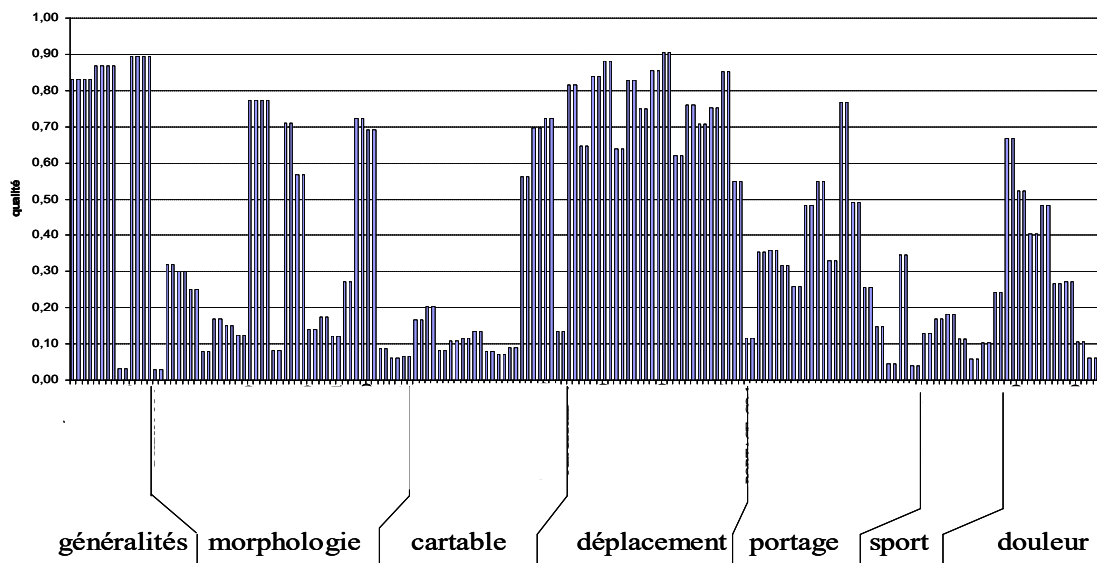


figure II.12 : évolution de la qualité des points en fonction des caractères retenus.
 Les qualités sont regroupées par catégories de variables : généralités (classe, sexe, main dominante), morphologie (taille, poids, âge)... Toutes les modalités se sont pas représentées par soucis de lisibilité.

Le *troisième paramètre* retenu pour la réduction du nombre de variables est le couple « contribution à chaque axe/cosinus² ».

Pour rechercher les variables qui contribuent le plus à chacun des axes retenus, une analyse des inerties est réalisée par axe, les inerties de chaque variable étant la somme des inerties de leurs modalités respectives pour cet axe. La figure II.13 présente les contributions des différentes variables pour l'axe 1. On constate que certaines variables présentent des contributions plus importantes pour cet axe : ainsi les variables liées au mode de transport sont les plus contribuant à cet axe.

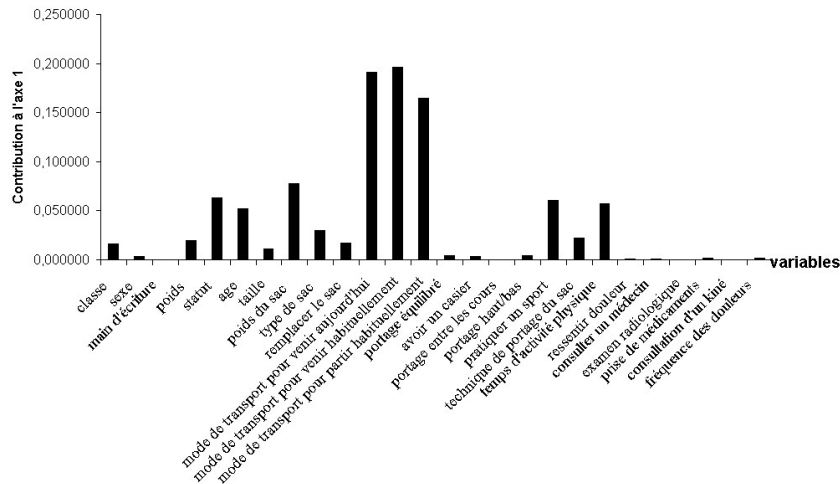


figure II.13 : évolution des différentes contributions des variables pour l'axe 1.

En classant par ordre décroissant ces contributions pour chacun des axes, on peut alors sélectionner les variables les plus corrélées aux axes retenus.

Le tableau II.4 détaille les contributions les plus importantes pour chacun de ces axes.

	axe 1	axe 2	axe 3	axe 4	axe 5	axe 6	axe 7	axe 8	axe 9	axe 10	axe 11
classe											
sexe											
main d'écriture											
poids										**	**
statut											
âge											**
taille											**
poids du sac											
type de sac							**				
remplacer le sac											
mode de transport pour venir aujourd'hui	**	**	**	**	**	**					
mode de transport pour venir habituellement	**	**	**	**	**	**					
mode de transport pour partir habituellement	**	**	**	**	**	**					
portage équilibré											
avoir un casier											
portage entre les cours											
portage haut/bas											
pratiquer un sport								**			
technique de portage							**				
temps d'activité physique								**			
ressentir douleur									**		
consulter un médecin											
examen radiologique											
prise de médicaments											
consultation d'un kiné											
fréquence des douleurs									**		

tableau II.4 : variables contribuant le plus à chacun des 11 axes factoriels.

** : forte contribution pour l'axe donné.

Les variables liées au transport ont une forte incidence sur les premiers axes factoriels. L'axe 7 est lié au type de sac ainsi qu'à la technique de portage utilisée. L'axe 8 est, quant à lui, lié à l'activité sportive extra-scolaire des collégiens (pratique physique). L'axe 9 est lié aux sensations algiques des sujets (sensation de douleurs et fréquence de ces sensations). La même analyse est réalisable pour les autres axes. Il ressort de cette analyse que certains axes privilégient des aspects particuliers comme les sensations algiques, l'activité physique, la morphologie (axe 11)...

Pour les 40 premiers axes de l'ACM, le \cos^2 (annexe 1) a été étudié. La figure II.14 détaille le \cos^2 maximal pour ces axes. Deux groupes d'axes se distinguent : les 11 premiers axes ont un \cos^2 plus important que les 31 axes suivants à l'exception du 24^{ème} axe. De plus, à l'opposé des 11 premiers axes présentant des variations importantes entre deux axes, les évolutions des \cos^2 entre 12^{ème} et le 40^{ème} sont restreintes.

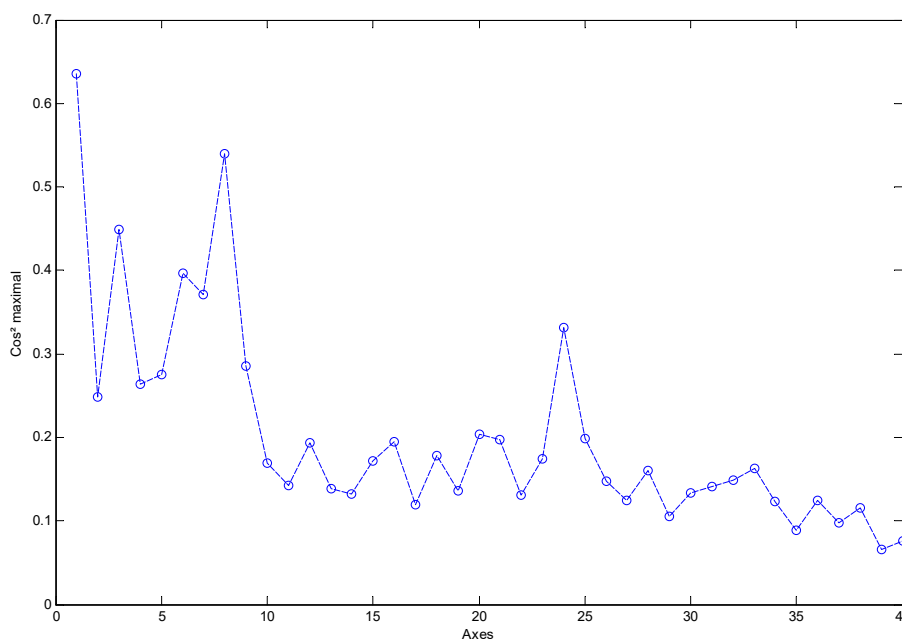


figure II.14 : évolution des \cos^2 maximal de chaque axe (les 40 premiers).

Les modalités retenues sont donc celles qui contribuent fortement à l'inertie globale du nuage de points, qui sont fortement corrélées aux 11 premiers axes de l'ACM et qui sont bien représentées sur chacun de ces axes.

II.2.2.3) Présentation des variables pertinentes

L'ACM permet de déterminer les variables pertinentes en réalisant un changement de repères entre les variables originelles et des axes factoriels. 11 axes factoriels seront donc utilisés. Ils

« correspondent » à 12 variables originelles : le type de sac scolaire, la taille et le poids de l'individu, son âge, le poids du sac scolaire, le mode de transport pour aller ou revenir du collège, la technique de portage, pratiquer ou non une activité physique en dehors des heures d'EPS, la durée hebdomadaire consacrée à ces activités physiques, avoir ressenti ou non des douleurs, les fréquences de ces douleurs. Ces variables peuvent être décomposées en plusieurs catégories : les variables liées à la morphologie de l'individu (taille, poids et age), les variables liées au portage (type de sac, poids du sac, technique de portage), les variables liées au mode de transport, les variables liées à la santé de l'individu (activité physique, absence ou présence de douleurs et conséquences des douleurs lombaires si elles sont ressenties). A partir de ces données, il est possible de rechercher les individus qui seront étudiés par les techniques d'analyse du mouvement.

II.2.3) Sélection de la population : la classification mixte

Le codage disjonctif a permis de rendre les données homogènes, à partir desquelles l'ACM a abouti à un tableau de données quantitatives, par un changement de repère. Ce tableau représente les données d'entrées des classifications. Le but de cette analyse est la recherche de classes à partir de l'ensemble des répondants. Pour répondre au mieux à ce besoin, la méthode de classification mixte a été choisie.

La première étape de cette classification mixte concerne la classification par la méthode du *k-means*. Le nombre de classes devant être indiqué au préalable, différents essais ont été réalisés jusqu'à l'obtention d'un nombre de classes n'autorisant pas les classes vides. 76 classes non vides sont obtenues. L'effectif minimal par classe est de 3 observations. Deux partitions sont suffisantes pour obtenir des groupements stables (Nakache et Confais, 2000). Ces 76 groupements stables (classes issues de la méthode du *k-means*) ont une masse proportionnelle au nombre d'individus qui les composent, et leurs composantes sont les moyennes des composantes factorielles de ces individus (Nakache et Confais, 2000). Sur la figure II.15 est tracé l'histogramme de répartition des masses de chaque « individu ». Cette répartition suit une distribution normale (test de Lilliefors avec $p \leq 0.01$)

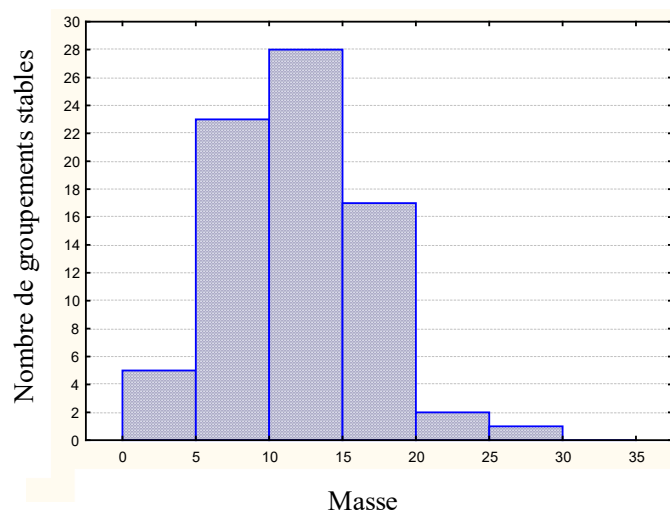


figure II.15 : histogramme des masses de chaque groupement stable.

Ces 76 groupements stables constituent la population d'entrée de la CAH dont le dendrogramme est présenté sur la figure II.16. On choisit 6 classes de groupements stables en coupant l'arbre au environ de 100 (distance euclidienne), détaillé en annexe 1.

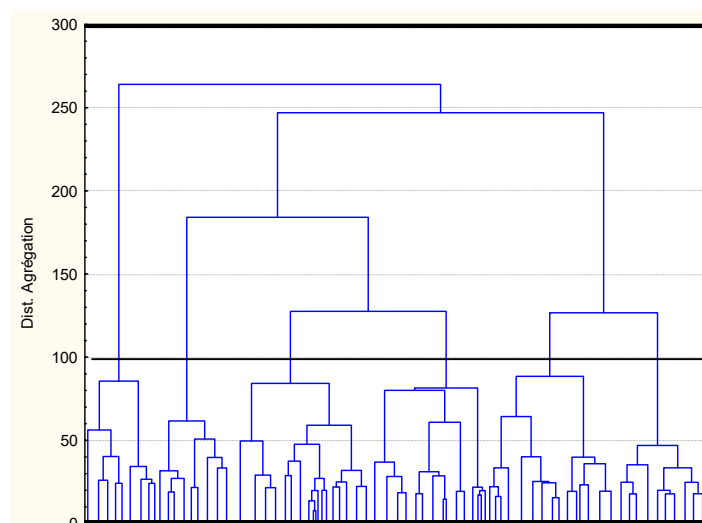


figure II.16 : classification des groupements stables à partir de 11 axes factoriels.
En ordonnée : la distance d'agrégation.

Les 76 groupements stables aboutissent à 6 classes dont les effectifs sont inégaux. Le trait épais en bas du dendrogramme correspond aux individus inclus dans chaque groupement stable (il représente donc les 932 individus d'origine). Plus précisément, chaque individu d'origine est remplacé par le centre du groupement stable auquel il appartient. Les classes décrites sont (de gauche à droite du dendrogramme) :

- | | |
|------------------------------------|------------------------------------|
| Classe 1 : 9 groupements stables, | Classe 4 : 15 groupements stables, |
| Classe 2 : 9 groupements stables, | Classe 5 : 15 groupements stables, |
| Classe 3 : 18 groupements stables, | Classe 6 : 10 groupements stables. |

L'échantillon obtenu constituera la population étudiée en laboratoire d'analyse du mouvement. Parmi ces classes, on trouve les quatorze individus (tableau II.5) ayant accepté de participer à notre étude d'analyse du mouvement. A l'origine des études biomécaniques et physiologiques, le nombre d'individus contactés et ayant acceptés de participer était identique et suffisant pour envisager une comparaison inter-classe. Les imprévus matériels ont conduit à conserver les individus présentés dans le tableau II.5.

Individu	Classe
Adr	1
Arn	1
Cor	1
Cyp	1
Jas	6
Jih	6
Lau	1
Liv	3
Pau	5
Rem	1
Rom	2
Sam	6
Sim	4
Val	4

tableau II.5 : population d'étude pour l'analyse du mouvement.

Ces 6 classes peuvent être caractérisées grâce aux 11 facteurs issus de l'ACM. Une ANOVA à un facteur, où le facteur est un caractère qualitatif prenant une modalité parmi 6, a été réalisée au seuil $p \leq 0.05$. Pour les axes factoriels dont le résultat est statistiquement significatif, un test *post-hoc* de Tuckey ($p \leq 0.05$) complète cette analyse. L'analyse multi-variée renvoie un F de 221,49 ($p \leq 0.001$). Les résultats uni-variés sont exposés dans le tableau II.6 :

	F	p
f1	158,42	≤ 0.001
f2	332,96	≤ 0.001
f3	156,35	≤ 0.001
f4	141,50	≤ 0.001
f5	42,93	≤ 0.001
f6	30,12	≤ 0.001
f7	203,00	≤ 0.001
f8	18,89	≤ 0.001
f9	92,37	≤ 0.001
f10	180,33	≤ 0.001
f11	9,69	≤ 0.001

tableau II.6 : résultats des tests uni-variés.

Chaque axe est susceptible d'intervenir dans la discrimination inter-classe (tableau II.7). La figure II.17 indique pour chaque variable le nombre de tests *post-hoc* non significatifs.

Axes	Classe A	Classe B	p
f1	Classe 3	Classe 4	0,062
f1	Classe 2	Classe 6	0,992
f2	Classe 1	Classe 3	0,999
f2	Classe 2	Classe 5	0,527
f3	Classe 2	Classe 3	0,999
f3	Classe 4	Classe 6	0,794
f4	Classe 1	Classe 3	0,072
f4	Classe 2	Classe 4	0,088
f4	Classe 3	Classe 5	0,650
f4	Classe 2	Classe 6	0,527
f5	Classe 1	Classe 4	0,069
f5	Classe 2	Classe 6	0,919
f5	Classe 4	Classe 5	0,766
f6	Classe 2	Classe 6	0,477
f6	Classe 3	Classe 4	0,544
f6	Classe 3	Classe 5	0,999
f6	Classe 4	Classe 5	0,866
f8	Classe 1	Classe 2	0,055
f8	Classe 1	Classe 3	0,099
f8	Classe 1	Classe 6	0,226
f8	Classe 2	Classe 4	0,981
f8	Classe 3	Classe 5	0,200
f8	Classe 3	Classe 6	0,999
f8	Classe 5	Classe 6	0,336
f9	Classe 2	Classe 3	0,710
f9	Classe 2	Classe 4	0,631
f10	Classe 1	Classe 4	0,620
f10	Classe 2	Classe 3	0,955
f10	Classe 5	Classe 6	0,129
f11	Classe 1	Classe 2	0,713
f11	Classe 1	Classe 3	0,999
f11	Classe 1	Classe 6	0,705
f11	Classe 2	Classe 3	0,763
f11	Classe 2	Classe 5	0,359
f11	Classe 2	Classe 6	0,107
f11	Classe 3	Classe 6	0,683
f11	Classe 4	Classe 6	0,664

tableau II.7 : résultats non significatifs pour les 11 axes factoriels. Pour chaque axe, les deux classes comparées sont indiquées (A et B) avec la valeur p correspondante.

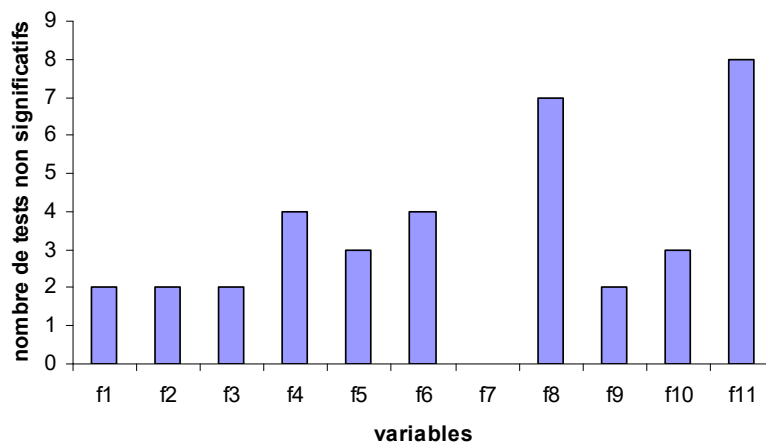


figure II.17 : nombre de tests post-hoc non significatifs pour chaque variable.

Le pouvoir discriminant des variables n'est pas identique pour chacune d'entre elles. La variable f7 serait très discriminante. En revanche, les variables f8 et f11 le seraient beaucoup moins. La figure II.18 expose les moyennes des coordonnées (métrique du χ^2) des différents axes pour chaque classe.

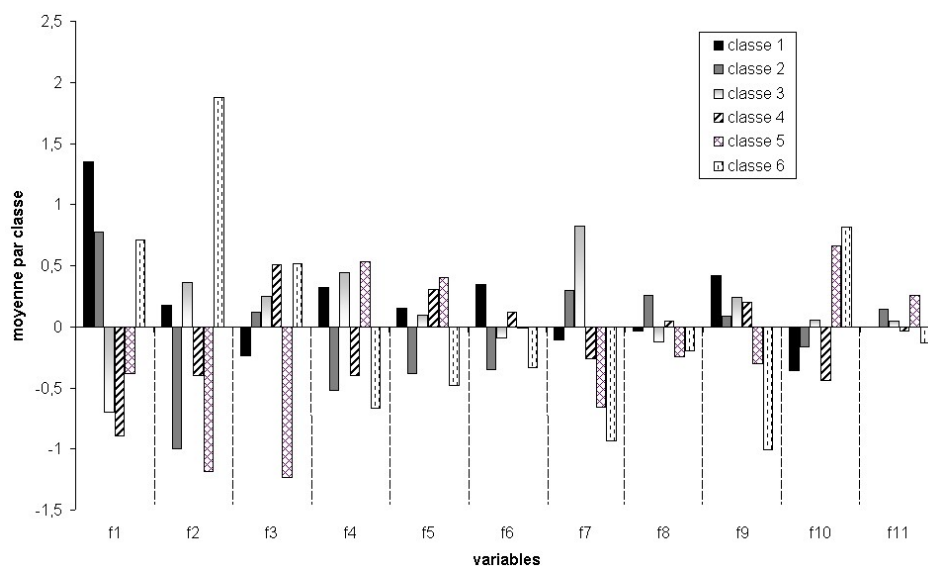


figure II.18 : moyenne des coordonnées de chaque variable par classe.

II.2.4) Caractérisation des classes obtenues

Ayant déterminé 6 classes à partir des 11 axes factoriels de l'ACM, l'étude permet de caractériser chacune des classes à l'aide de différentes combinaisons de variables (les axes de l'ACM) expliquant l'appartenance d'un groupement stable à l'une de ces six classes. Une analyse discriminante (décrite en annexes 1) est réalisée à partir des coordonnées des groupements stables sur les axes (variables quantitatives de distributions normales pour chaque classe) et d'une variable qualitative (la classe d'appartenance). Le λ de Wilk est de 0,0007 ($p < 0.0001$). Le tableau II.8 indique les distances de Mahalanobis élevées au carré (voir annexe 1) entre ces différentes classes.

	Classe 1	Classe 2	Classe 3	Classe 4	Classe 5	Classe 6
Classe 1	0,0000	7,9043	12,0043	12,1984	64,2293	228,4501
Classe 2	7,9043	0,0000	12,8924	11,6200	69,1796	251,6779
Classe 3	12,0043	12,8924	0,0000	10,5435	55,2973	251,5407
Classe 4	12,1984	11,6200	10,5435	0,0000	49,0660	251,6500
Classe 5	64,2293	69,1796	55,2973	49,0660	0,0000	301,2863
Classe 6	228,4501	251,6779	251,5407	251,6500	301,2863	0,0000

tableau II.8 : distances entre les différentes classes.

Ces distances confirment les organisations des classes sur le dendrogramme (figure II.14). Par exemple, la classe 2 est plus proche de la classe 1 que ne l'est la classe 6.

Chaque axe factoriel possède des pouvoirs discriminants distincts. Les axes f4, f6, f8 et f11 ont un λ de Wilk partiel (voir annexe 1) proche de 1. L'axe le plus discriminant est l'axe f2 avec un λ de Wilk partiel de 0.15. Le tableau II.9 présente les λ de Wilk partiel et tolérance de chaque variable.

	λ de Wilk partiel	Tolérance
f1	0,32	0,52
f2	0,16	0,33
f3	0,43	0,37
f4	0,79	0,48
f5	0,74	0,41
f6	0,90	0,47
f7	0,42	0,36
f8	0,81	0,59
f9	0,31	0,30
f10	0,45	0,53
f11	0,96	0,78

tableau II.9 : recherche des variables discriminantes.

Les variables f8 et f11 présentent un très faible pouvoir discriminant (λ de Wilk partiel proche de 1). Les coefficients qui leur seront affectés dans chaque fonction discriminante seront faibles par rapport à ceux de variables dont le pouvoir discriminant est plus élevé (f2).

L'analyse discriminante permet aussi d'obtenir une équation constituée d'une combinaison linéaire des variables utilisées pour la classification. Le tableau II.10 expose les différentes combinaisons pour chaque classe.

	Classe 1	Classe 2	Classe 3	Classe 4	Classe 5	Classe 6
f1	2,12	1,44	-2,07	-2,93	-6,70	12,08
f2	-2,84	-6,18	-3,50	-5,25	-9,57	36,13
f3	2,04	1,95	-1,64	-1,95	-16,74	20,11
f4	2,93	0,10	2,06	0,40	4,95	-12,76
f5	-1,91	-2,46	1,83	1,79	8,73	-9,84
f6	1,97	2,32	1,45	0,55	-0,17	-10,38
f7	1,86	5,58	8,01	1,90	-3,06	-26,87
f8	1,33	1,75	1,65	-0,26	-6,22	-0,01
f9	5,79	7,07	5,80	5,73	1,00	-40,43
f10	-5,04	-5,15	-3,02	-7,38	2,83	26,93
f11	-0,11	0,03	-0,64	-1,58	-0,33	5,31
Constante	-5,22	-7,49	-5,67	-5,63	-24,84	-96,58

tableau II.10 : fonctions de classifications. En appliquant les 6 formules pour un individu donné, celle qui renvoie la valeur la plus élevée correspond à la classe d'appartenance de l'individu.

D'après tableau II.10, une équation combinant chaque variable est réalisée. Pour la classe 1, on applique l'équation suivante :

$$Y1 = 2,12 * F1 - 2,84 * F2 + 2,04 * F3 + 2,93 * F4 - 1,91 * F5 + 1,97 * F6 + 1,86 * F7 + 1,33 * F8 + 5,79 * F9 - 5,04 * F10 - 0,11 * F11 - 5,22$$

Pour les autres classes, on a de la même manière Y2 à Y6. La valeur Yi la plus élevée désigne la classe d'appartenance de l'individu parmi les 6 classes étudiées.

Conclusion

Le portage chez l'adolescent est considéré comme un problème critique lors de chaque rentrée scolaire. L'enquête a permis de confirmer qu'une charge portée excessive est le résultat d'un problème d'organisation. Elle a aussi confirmé que le sac scolaire ne semble pas la cause principale des douleurs lombaires. Ces points seront discutés au chapitre 5.

Par ailleurs, l'ensemble des questions a permis d'être employé pour rechercher des classes grâce aux techniques d'analyses de données. Les 6 classes obtenues sont liées notamment aux habitudes de portage (type de sac scolaire, méthode de portage), au mode de transport pour aller ou revenir du collège, aux douleurs, à la morphologie des individus. Des individus de chaque classe vont constituer la population d'étude en laboratoire.

Enfin, l'enquête a permis certains choix comme le type de sac scolaire qui devait être employé lors des analyses du mouvement. Certains résultats présentant peu d'intérêt pour cette étude n'ont pas été exposés. On peut citer ainsi l'étude réalisée sur la marque du sac scolaire qu'utilise chaque collégien, les raisons invoquées sur le choix de ce sac parmi d'autres, les qualités et défaut du sac...De tels résultats sont susceptibles d'être communiqués aux industriels du « cartable ».

La suite de l'étude va donc se focaliser sur une quantification des perturbations induite par cette charge selon des approches biomécaniques et physiologiques. Les individus les plus représentatifs de chaque classe ont été contactés. Certains ayant refusé de participer à l'étude en laboratoire, quatorze individus issus de l'analyse du questionnaire constituent la population d'étude des chapitres 3 et 4. Il était prévu de réaliser les expérimentations avec un nombre important et suffisant d'individus par classe. Pour des problèmes liés aux individus, cet objectif n'a pu être atteint. Seuls 14 sujets (décrits dans le tableau II.5) ont accepté et participé à l'étude en laboratoire. Le sac scolaire utilisé sera un sac à dos (car le plus représentatif) et les masses portées seront de 10% et 20% de la masse corporelle du sujet. Elles représentent respectivement la masse « seuil », au-delà de laquelle des perturbations seraient constatées, et une masse légèrement supérieure à celle portée habituellement.

Chapitre 3 : Recherche d'indices d'adaptation au portage
pendant la marche
par analyse de la coordination motrice.

Ce chapitre a donné lieu à la rédaction de deux articles (communications personnelles).

Introduction

L'analyse de la marche peut être réalisée par la description de différents paramètres propres au mouvement étudié. Ils correspondent le plus souvent aux mesures d'angles, aux mesures de vitesses de marche, aux mesures des durées de simple et double appuis (cinématique) ainsi qu'à l'évolution des forces et moments appliquées au niveau de chaque articulation (dynamique inverse). Pour des personnes ayant des caractéristiques physiques distinctes, plusieurs travaux présentent des indices permettant de classer, ou du moins, de comparer les marches (Winter, 1990 ; Schutte et al., 2000). Depuis ces dernières années, l'application d'analyses en composantes principales est de plus en plus utilisée dans le domaine de la biomécanique (Sadeghi et al., 2000 ; Olney et al., 1998). Le principal avantage de ce type de technique est une analyse avec représentation graphique dans le plan principal d'un grand nombre de variables grâce à une réduction des données. Pour cela, la méthode s'applique à rechercher le plan sur lequel les distances entre les points seront en moyenne le mieux conservées. Les autres plans sont obtenus en prenant les droites perpendiculaires à ce plan principal ou entre elles (Bouroche et Saporta, 1994). L'inconvénient majeur pour les usagers non avertis repose sur une difficulté d'interprétation des résultats observés. C'est dans ce cadre d'une volonté de simplification de la représentation et de l'interprétation des résultats biomécaniques que des indices caractérisant telle ou telle perturbation locomotrice ont été mis en avant. Certains sont issus de discussions avec des cliniciens utilisant préférentiellement certains paramètres discrets (au sens statistique) dans leurs diagnostics et pour leurs pronostics (Schutte et al., 2000). D'autres travaux se sont focalisés sur une analyse des courbes dans leur globalité afin de les comparer à des courbes de sujets sains (Tingley et al., 2002). D'autres indices encore ont été utilisés pour évaluer l'évolution de l'apprentissage locomoteur de l'enfant (Hausdorff et al., 1999). La principale limite que l'on peut apporter à ces indices concerne leur aspect très synthétique.

Le but de ce chapitre est donc l'analyse des conséquences du portage dorsal sur la coordination « jambe-cuisse » pendant la marche, cette coordination étant étudiée au moyen d'indices calculés à partir des phases relatives. Dans un premier temps, nous expliquerons deux méthodes de calcul des angles articulaires et segmentaires, ces angles étant utilisés dans le calcul des phases relatives lors de la marche. Puis, le matériel et la méthode seront ensuite décrits et amèneront aux résultats.

I. Les méthodes de détermination des angles articulaires et segmentaires

I.1) La méthode avec le modèle en corps rigide

" La biomécanique est considérée comme étant l'application de la physique à l'étude de tout organisme vivant, à l'étude des forces générées ou subies par l'organisme et de leurs effets sur son mouvement ou ses déformations" (Allard et Blanchi, 1996). La cinématique repose sur l'évolution des angles, vitesses et accélérations articulaires. Pour déterminer ces variables, il est indispensable d'évaluer les déplacements de l'organisme dans l'espace et de simplifier l'organisation du corps : on réduit l'appareil squelettique, système d'une grande complexité, à un système de tiges articulées (Dempster, 1961). Ces tiges rigides, ou chaînons, sont constituées par la droite idéale qui relie les deux centres de rotation de chacun des segments osseux considérés. A chaque chaînon sont affectées les constantes biomécaniques (masse, position du centre de gravité, moment d'inertie et rayon de giration) du segment corporel correspondant, lequel est constitué du segment osseux et des tissus qui l'entourent. Cette réduction de la complexité du système anatomique à un système de tiges articulées suppose que soient posées diverses hypothèses simplificatrices sans lesquelles l'analyse biomécanique serait impossible. Les surfaces articulaires sont assimilées à des surfaces de révolution, ce qui induit la fixité des axes de rotation. Les segments corporels sont assimilés à des solides rigides, ce qui implique la rigidité des pièces osseuses et une répartition constante des masses de chaque segment corporel. La figure III.1 illustre ce type de chaînon.

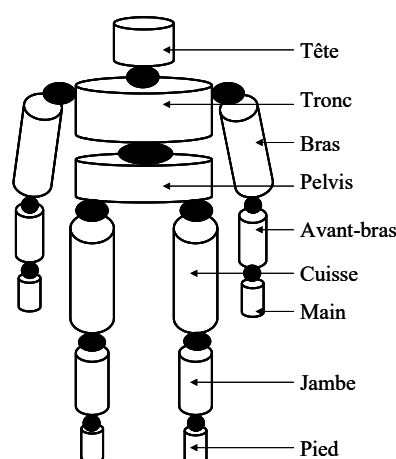


figure III.1 : modèle en corps rigides de quinze segments liés par des articulations (chevilles, genoux, hanche, disques vertébraux, cou, épaules, coudes et poignets).
(d'après Craik et Oatis, 1995).

La méthode basée sur la modélisation en corps rigide n'est pas unique en analyse du mouvement. D'autres méthodes peuvent être appliquées, notamment la méthode géométrique (Winter, 1990).

I.2) La méthode géométrique

Contrairement à la méthode du modèle en corps rigides, cette méthode ne requiert pas l'utilisation des paramètres anthropométriques. Elle pose, par ailleurs, deux hypothèses supplémentaires aux deux hypothèses décrites pour la méthode en corps rigide : la première correspond à une estimation fiable des déplacements de chaque segment les uns par rapport aux autres (et liés aux articulations) grâce aux mesures des déplacements de marqueurs positionnés sur chacun des segments étudiés. La seconde hypothèse est liée au type de liaison existant entre deux segments au niveau d'une articulation : les deux segments évoluent dans un plan selon une articulation de type charnière. Connaissant les angles de chaque segment par rapport à l'horizontale, on recalcule les angles articulaires. Il est possible alors de réaliser une comparaison de ces angles calculés selon la méthode géométrique à ceux calculés à partir d'un modèle en corps rigide.

Les déplacements des segments les uns par rapport aux autres peuvent être décomposés selon 3 plans dans l'espace : le plan sagittal (défini par les axes vertical et antéro-postérieur, il permet de définir l'antéro-postériorité), le plan frontal (défini par les axes vertical et transverse, il caractérise le médial et le latéral) et le plan transverse (perpendiculaire aux deux autres plans, permet de distinguer les parties supérieures et inférieures du corps). Un schéma de ces trois plans est placé en annexe 4 (figure A11). A partir de ces plans, il est possible de déterminer les déplacements des chaînons les uns par rapport aux autres. Pour cela, on définit un axe de rotation : le centre articulaire, où les segments se rejoignent, sert dans ce cas de référence ou d'origine au système d'axes articulaires. Le mouvement à l'articulation s'effectue autour d'un axe de rotation perpendiculaire au plan dans lequel le segment se déplace et coïncide avec un des axes articulaires. La figure III.2 illustre cette simplification pour l'articulation du genou.

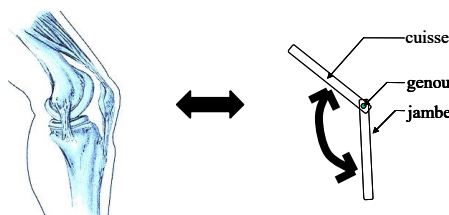


figure III.2 : modélisation de l'articulation du genou (dans le plan sagittal).
(d'après Craik et Oatis, 1995).

Connaissant les déplacements de deux chaînons dans un plan spécifique, l'évolution au cours du temps de l'angle entre ces deux chaînons se calcule dans ce plan. De même, la variation de cet angle par unité de temps définit la vitesse angulaire. Enfin, la variation de la vitesse angulaire par unité de temps définit l'accélération angulaire.

I.3) Application de la méthode géométrique au cas de la marche

L'objectif de ce paragraphe est de présenter un modèle géométrique du jeune porteur, afin de pouvoir l'appliquer dans différentes conditions et d'extraire des indices de perturbation. Le modèle utilisé représente l'adolescent lorsqu'il marche (figure III.3).

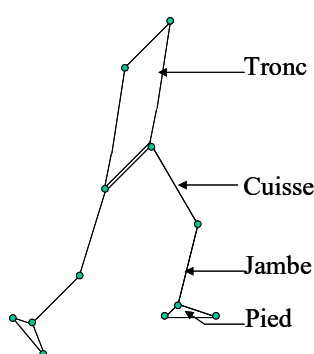


figure III.3 : représentation de la simplification géométrique utilisée.

La représentation de la simplification géométrique (figure III.3 et figure III.4) est basée sur la définition de segments (cuisse par exemple) entre deux points (placés à la hanche et au genou). Chaque segment définit l'axe principal d'inertie d'une partie du corps. Par exemple, pour la cuisse droite, on définit le vecteur de la hanche droite au genou droit (figure III.4).

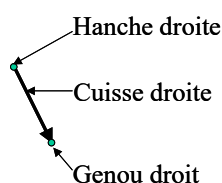


figure III.4 : représentation du segment « cuisse droite ».

Les points correspondent à des points anatomiques (grand trochanter par exemple) ou à des points calculés (milieu du segment entre les grands trochanters). Constatant peu de différence entre les courbes des principaux moments articulaires (au niveau de la cheville, du genou et de la hanche) issus des calculs basés sur une estimation des centres articulaires et les courbes issues des calculs basés sur les marqueurs anatomiques (Armand, 2001), on estime que ces marqueurs sont de bonnes approximations des centres articulaires.

I.4) Cinématique obtenue à partir du modèle en corps rigides et de la méthode géométrique lors de l'analyse de la marche

Afin de s'assurer que la méthode géométrique est adaptée à l'analyse de la marche dans le plan sagittal, une comparaison qualitative des résultats issus de la méthode géométrique (figure III.3) et du modèle en corps rigide (figure III.1) est réalisée avec les angles de la hanche, du genou et de la cheville calculés dans le plan sagittal (figure III.5).

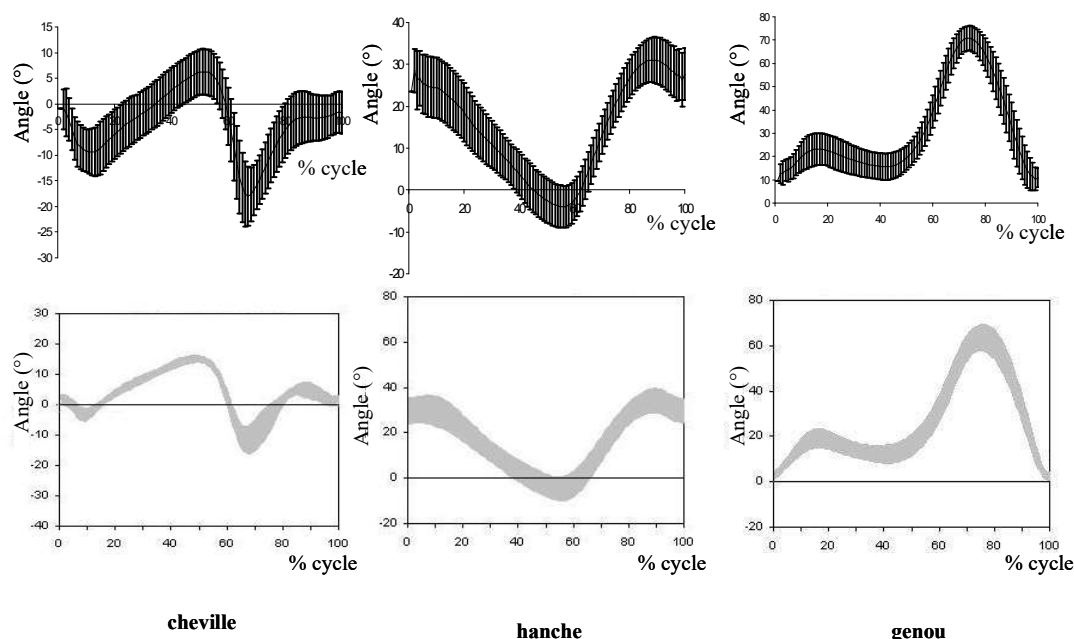


figure III.5 : comparaison qualitative des résultats des angles articulaires issus de deux méthodes de calculs lors de la locomotion. En haut : résultats obtenus à partir de la méthode géométrique (décrite figure III.3). En bas, résultats obtenus avec un modèle en corps rigides (décrit figure III.1) et présentés sur le site de Chris Kirtley (2004).

La méthode de calcul géométrique permet de retrouver les mêmes angles articulaires. La différence d'écart-type résulterait d'une différence d'effectif pour réaliser ces calculs. Les angles segmentaires et articulaires sont utilisés dans les calculs des phases relatives, comme il sera développé dans la suite. Ce modèle géométrique, du fait de sa relative simplicité et de ses possibilités à retrouver le pattern de marche des principales articulations (dans le plan sagittal), a été choisi pour cette thèse.

I.5) Application de la méthode géométrique lors de l'étude de la coordination pendant la marche

Pour connaître les liaisons entre deux articulations ou entre deux segments, il est possible de réaliser une analyse qualitative *via* une simple représentation graphique de l'angle (ou de la vitesse ou de l'accélération angulaire) d'une articulation en fonction de l'angle (ou de la

vitesse ou de l'accélération angulaire) de l'autre articulation (Winstein et al., 1989). Pour réaliser une analyse quantitative, on peut déterminer les coordinations entre ces articulations par le calcul des phases relatives (Burgess-Limerick et al., 1993). Ce calcul des phases relatives est un moyen de quantification des coordinations articulaires lors d'un geste, sportif par exemple (Pudlo, 1999).

Comme la figure III.5 ne permet qu'une comparaison des angles articulaires, une comparaison des courbes de phases relatives, obtenues avec les angles segmentaires (en référence à l'horizontale) et calculés selon la méthode géométrique, sera effectuée avec les courbes décrites par Byrne et al.(2002). Les travaux de ces derniers présentent des courbes de phases relatives lors de la marche sans charge.

II. Protocole expérimental

II.1) Matériel

II.1.1) Population

14 sujets (6 ♀ et 8 ♂; 13,00 ans \pm 0,75; 1m46 \pm 0,09; 38,00kg \pm 6,60) ayant été sélectionnés à partir du questionnaire (chapitre 2 tableau II.5) et acceptant de participer à l'étude en laboratoire constitue la population étudiée en laboratoire.

II.1.2) Le système d'analyse gestuel

Le système Vicon 612 est un système optoélectronique comportant 8 caméras MCAM de haute résolution (1000*1000 pixels) avec une fréquence d'acquisition de 120 Hz. Les marqueurs en scotch-light[®] sont posés au niveau des marqueurs anatomiques suivants :

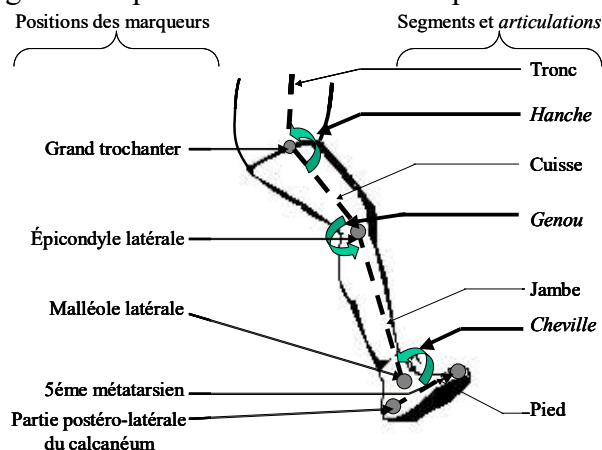


figure III.6 : positionnement des 5 marqueurs et définition des segments étudiés.

Les trajectoires des marqueurs dans l'espace sont déterminées grâce au système d'analyse gestuel. Un chemin de marche de 9m horizontal et rectiligne (figure III.7) est composé de caissons de bois (1m*0.48m*0.13m) et de deux plates-formes de force Logabex présentées ci-après. Elles sont fixes tout au long de l'expérimentation.

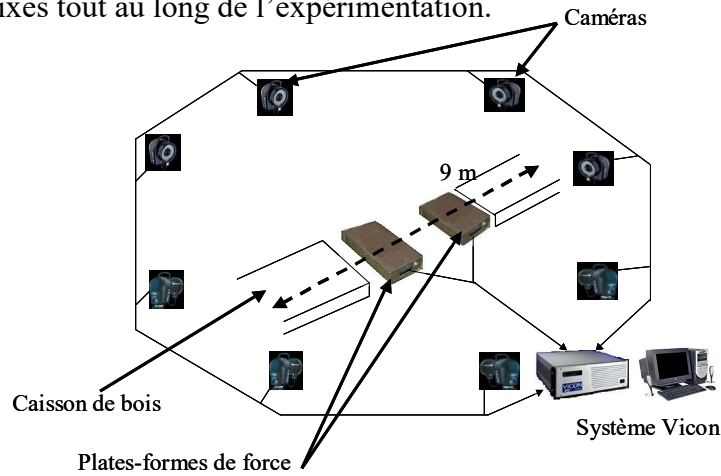


figure III.7 : organisation du système d'acquisition. 8 caméras MCAM et 2 plates-formes Logabex sont connectées au VICON.

II.1.3) Les plates-formes

Les plates-formes de force Logabex® (figure III.8) permettent de déterminer les 6 composantes d'appui au sol (force/axe et moment/axe). Ces plates-formes sont utilisées pour déterminer les forces d'appui au sol en ayant au moins un appui pour chaque pied comme en témoigne la figure III.8. suivante.

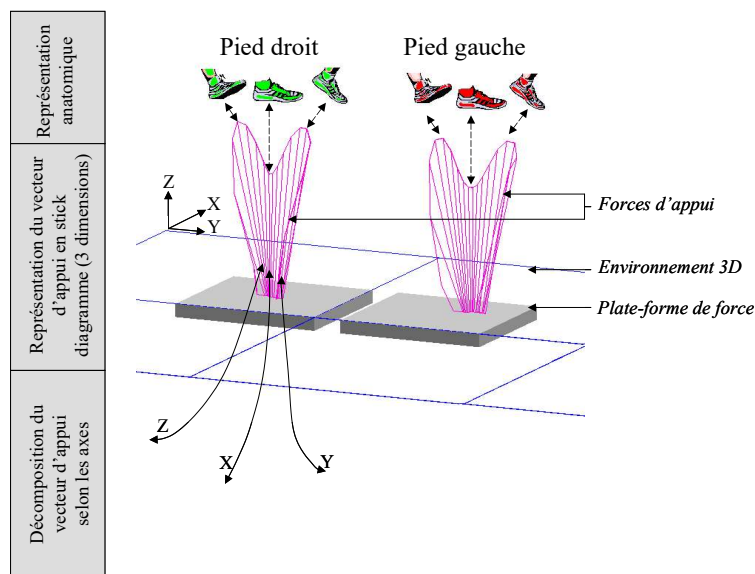


figure III.8 : représentation des plates-formes de force

Les caractéristiques géométriques des plates-formes sont indiquées dans le tableau III.1 :

<i>Longueur</i>	<i>Largeur</i>	<i>Hauteur</i>	<i>Poids</i>
600 mm	400 mm	131 mm	30 kg

tableau III.1 : caractéristiques des plates-formes de force

Les particularités métrologiques de ces capteurs sont les suivantes :

- l'étendue de mesure : 550 daN pour F_x et F_y et 2100 daN pour F_z ;
- l'erreur du constructeur est de 1% de l'étendue de mesure pour chacune des composantes (Barbier, 1994).

L'offset des plates-formes est réalisé avant chaque expérimentation avec le système Vicon.

Les plates-formes de force sont à la base des déterminations de foulées. Elles sont déterminées à partir de la force verticale avec un seuil de 7%. Les foulées retenues sont celles pour lequel le sujet pose son pied au centre de la plate-forme. Cinq foulées ont été étudiées par individu et par condition.

II.2) Méthodes de calcul et d'expérimentation

II.2.1) Les phases relatives

La phase relative est la différence entre deux angles de phases à chaque instant (Scholz, 1993 ; Scholz, 1995). Les phases relatives peuvent être calculées sur le cycle dans sa globalité (phase relative continue ou PRC) ou partiellement (phase relative discrète ou PRD). Le calcul des PRC durant un cycle de marche s'opère selon certaines règles. Il fait intervenir les positions et les vitesses angulaires. Ces dernières peuvent être normalisées entre [-1,+1]. Comme le rappelle Pudlo (1998), on définit ces variables selon les formules suivantes :

$$\theta_{\text{norm}} = [2 * \text{Angle} / (\text{Angle}_{\text{max}} - \text{Angle}_{\text{min}})] - [(\text{Angle}_{\text{max}} + \text{Angle}_{\text{min}}) / (\text{Angle}_{\text{max}} - \text{Angle}_{\text{min}})]$$

$$\omega_{\text{norm}} = [2 * \text{Vit} / (\text{Vit}_{\text{max}} - \text{Vit}_{\text{min}})] - [(\text{Vit}_{\text{max}} + \text{Vit}_{\text{min}}) / (\text{Vit}_{\text{max}} - \text{Vit}_{\text{min}})]$$

$$\Phi = \arctan(V_{\text{norm}} / A_{\text{norm}})$$

Avec :

θ_{norm} représente l'angle normalisé

A_{max} et A_{min} sont respectivement l'angle maximal et l'angle minimal

ω_{norm} représente la vitesse normalisée

Vit_{max} et Vit_{min} sont respectivement les vitesses angulaires maximale et minimale

Néanmoins, n'ayant aucune différence entre les résultats obtenus à partir des différentes méthodes de normalisation (Kurz et Stergiou, 2002) et entre les résultats obtenus avec et sans méthode de normalisation dans le cas de l'étude des coordinations au niveau des membres inférieurs lors de la marche dans le plan sagittal (Byrne et al., 2002), aucune normalisation n'a été réalisée et les résultats seront comparés à ceux de Byrne et al.(2002).

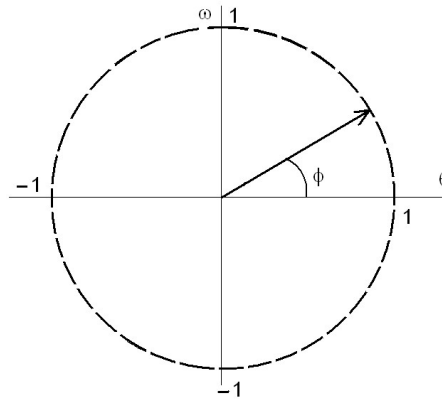


figure III.9 : plan de phase.

On définit le plan de phase (figure III.9) d'un angle (articulaire par exemple), le plan (ω, θ) . A chaque instant, une position angulaire θ et une vitesse angulaire ω permettent de définir un vecteur ayant un angle Φ avec l'horizontal du plan de phase. Φ , angle de phase, est nul lorsque ω est nulle et θ vaut 1. Φ est égal à 90° lorsque ω vaut 1 et θ est nulle. Le sens conventionnel positif est le sens inverse des aiguilles d'une montre. Le calcul d'un angle de phase articulaire ou d'un angle de phase segmentaire ne représente qu'un calcul intermédiaire à celui d'une phase relative. Par exemple, la phase relative entre la jambe et la cuisse se définit comme :

$$\Psi_{\text{jambe,cuisse}} = \Phi_{\text{jambe}} - \Phi_{\text{cuisse}}$$

Avec Φ_{jambe} : phase de la jambe et Φ_{cuisse} : phase de la cuisse

$\Psi_{\text{jambe,cuisse}}$ est négative lorsque la jambe est en retard de phase sur la cuisse. L'évolution angulaire de la cuisse se produit avant celle de la jambe. $\Psi_{\text{jambe,cuisse}}$ est positive lorsque la jambe est en avance de phase sur la cuisse. L'évolution angulaire de la cuisse se produit après celle de la jambe.

II.2.2) Déroulement expérimental, traitements des signaux et traitements statistiques

Les travaux en laboratoire ont reçu l'accord des différentes instances pour être réalisés (CNRS, Comité d'éthique...). Les documents administratifs correspondant sont en annexes.

Un sac à dos (D.D.P[®]), le plus employé par notre population de l'étude sociologique (chapitre 2) a été utilisé. Il a été chargé à l'aide de sacs de sable séché afin d'obtenir 10% et 20% de la masse du sujet. Le système VICON et les plates-formes LOGABEX décrits ci-dessus ont été utilisés.

Il a été demandé aux sujets de suivre le chemin de marche à vitesse libre. Les passages pour lesquels la pose du pied n'était pas au centre de la plate-forme ne sont pas retenus. Trois conditions de portage ont été étudiées : marche sans charge (contrôle), marche avec un sac à 10% de la masse corporelle puis marche avec un sac à 20% de la masse corporelle. Après chaque passage (8 au total), le sujet revenait au point de départ, attendait 3-4 secondes et parcourait de nouveau le chemin de marche. Cette « pause » de quelques secondes permettait de recalibrer les plates-formes et assurer un léger repos entre deux passages.

L'analyse des signaux s'est réalisée dans le plan sagittal. Les signaux ont été filtrés à l'aide d'un filtre *Butterworth* passe-bas à 6Hz. Le choix de ce filtre repose d'une part sur une analyse des spectres de Fourier (seuil de coupure conservant au moins 95% de la surface du spectre), et sur une analyse bibliographique d'autre part (Winter, 1990).

Les angles de phases relatives (ϕ) ont été calculés pour les 3 conditions de portage : 5 foulées ont été étudiées par condition. Les indices issues des angles de phases sont des nouveaux paramètres permettant une comparaison globale de plusieurs conditions (RMS ou Root Mean Square) ou ont déjà été documentées dans la littérature (Hamill et al., 1999 ; Byrne et al., 2002 ; Kurz et al., 2002). La RMS est définie comme :

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=1}^n (c_{1,i} - c_{2,i})^2 / n}$$

Pour deux courbes c_1 et c_2 , ayant chacune n points, la RMS représente la racine carrée de la moyenne des écarts élevés au carré entre les deux courbes, ces écarts étant calculés à chaque instant i . On peut calculer les écarts de deux courbes (une courbe témoin et une courbe pour laquelle le sujet a subi une perturbation par exemple) : la RMS traduit alors les écarts moyens (sur n points) entre ces deux courbes. Elle quantifie l'adaptation au portage. Les n points peuvent correspondre à un cycle locomoteur. Cette méthode sera appliquée pour évaluer les conséquences d'un portage de 10% du poids du sujet (on définit alors $\Psi_{0-10rms}$) et d'un portage de 20% du poids du sujet (on définit $\Psi_{0-20rms}$). Chacun de ces indices est calculé en considérant la condition sans charge (0%) comme une condition de moindre adaptation. L'unité de ces indices est le degrés. Ces indices sont présentés dans le tableau III.2 :

Nom de l'indice	Définition
Ψ 0-10rms	RMS entre les courbes Ψ à 0% et Ψ à 10%
Ψ 0-20rms	RMS entre les courbes Ψ à 0% et Ψ à 20%

tableau III.2 : indices de coordination entre la jambe et la cuisse. Les courbes, utilisées dans ce tableau, correspondent aux courbes de phases relatives pendant un cycle de marche.

Des ANOVA et des tests *post-hoc* de Tuckey ($p \leq 0.05$) sont utilisés lorsque les deux indices décrits dans le tableau III.2 sont normales (test de Lilliefors à $p \leq 0.05$). L'analyse de données repose sur une classification hiérarchique ascendante ou CAH, définie au annexe 1, avec une méthode de Ward et une métrique euclidienne. Pour les variables n'ayant pas une distribution normale, un test de Wilcoxon et un test de Mann-Whitney seront appliqués au seuil $p \leq 0.05$.

III. Résultats

L'analyse des résultats est réalisée tout d'abord par une analyse générale succincte, puis une analyse de données et une classification sont entreprises.

III.1) Description générale de la coordination jambe/cuisse au cours de la marche normale

Les moyennes des phases relatives entre les segments jambe et cuisse dans le plan sagittal ont été calculées chez les 14 sujets au cours de la marche sans charge (figure III.10).

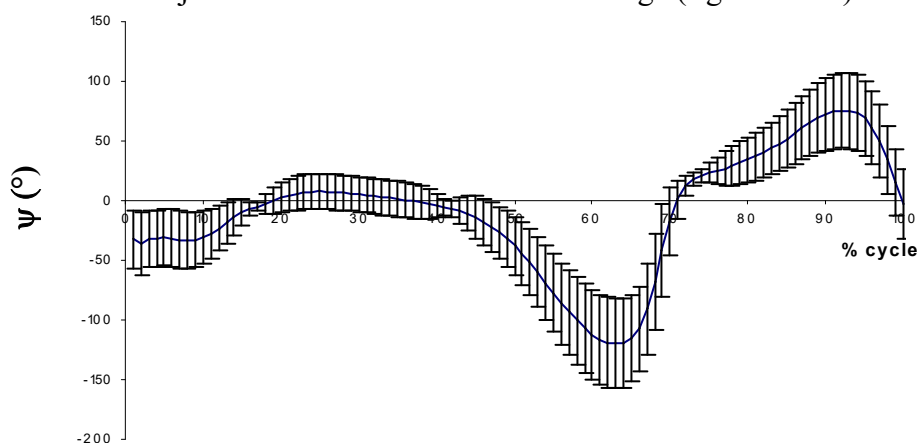


figure III.10 : moyenne des phases relatives entre la jambe et la cuisse calculées dans le plan sagittal pendant un cycle de marche normale.

D'après la figure III.10, le mouvement de la jambe dans le plan sagittal est en avance de phase sur celui de la cuisse pour les séquences suivantes : [0% du cycle-18% du cycle] et [37% du cycle-70% du cycle]. De plus, on remarque que les avances ou retards de phase ont une amplitude différente selon que le sujet est en appui ou en transfert. Ainsi, les déphasages en fin de phase d'appui et en phase de transfert sont beaucoup plus importants que ceux observés

lors de l'attaque du talon (0%-15%) et de la mise à plat du pied (15%-45%). Une interprétation plus détaillée sera réalisée au cinquième chapitre.

Ayant déterminé nos courbes de phase relative jambe/cuisse en marche normale, on peut s'intéresser aux conséquences du portage sur cette courbe. La condition « marche normale » est considérée comme la condition témoin.

III.2) Comparaisons entre les conditions de portage et la condition témoin

Cette partie vise à quantifier la perturbation « portage » sur la coordination pendant la locomotion (figure III.11).

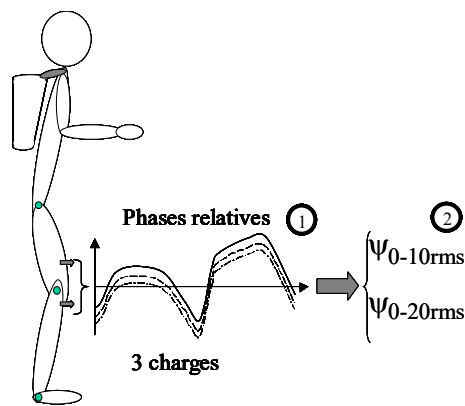


figure III.11 : méthode de quantification de la perturbation « portage » sur la coordination. 3 charges sont étudiées et permettent de définir deux indices ($\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$) en comparant chaque condition de portage (10 % et 20%) avec la condition témoin (0%).

En premier lieu, l'évolution avec la charge de l'angle d'inclinaison du tronc représente une conséquence importante d'un portage dorsal, comme en témoigne la revue de littérature. Dans notre étude, le portage d'une charge dorsale induit une inclinaison antérieure plus importante du tronc dans le plan sagittal (figure III.12) comme il a déjà été montré dans la littérature.

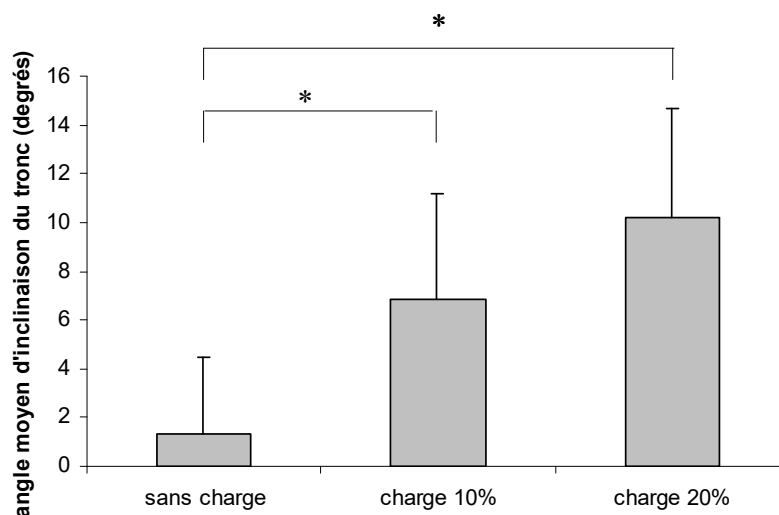


figure III.12 : évolution moyenne de l'angle d'inclinaison du tronc dans le plan sagittal pour 3 conditions de charge (en degrés). La charge est exprimée en pourcentage de masse de l'individu porteur. Il s'agit de l'angle moyen calculé sur l'ensemble du cycle et sur l'ensemble de la population. L'angle moyen par condition pour chaque individu est une moyenne sur 5 foulées. * : différence significative à $p \leq 0.05$.

Un test ANOVA révèle une influence de la charge portée sur l'angle d'inclinaison du tronc dans le plan sagittal ($F=17.50$, $p=4.10^{-6}$). Un test *post-hoc* de Tuckey montre que les angles d'inclinaison à 0% ($1,31^{\circ} \pm 3,15^{\circ}$) et 10% de charge ($6,81^{\circ} \pm 4,37^{\circ}$) différent ($p=0.002$) ainsi que les angles d'inclinaison à 0% et 20% ($10,22^{\circ} \pm 4,41^{\circ}$) ($p=0.0001$). En revanche, aucune différence significative n'est constatée entre 10% et 20% de charge. Le portage d'une charge dorsale induit une inclinaison antérieure du tronc plus importante. Elle pourrait se répercuter sur les chaînons biomécaniques inférieurs.

En second lieu, ce portage dorsal pourrait aussi avoir des conséquences sur la coordination jambe/cuisse. La condition sans charge est considérée comme condition témoin. Pour chaque individu, une courbe moyenne des phases relatives par condition de portage a été calculée sur 5 foulées. Les $\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$ ont été calculées pour chaque individu (comme indiqué au tableau III.2). Les résultats sont présentés avec la figure III.13. Aucune différence significative entre les moyennes des $\Psi_{0-10rms}$ ($13,52^{\circ} \pm 5,62^{\circ}$) et $\Psi_{0-20rms}$ ($14,33^{\circ} \pm 6,65^{\circ}$) n'est constatée. L'adaptation aux deux charges est du même ordre sur la coordination motrice jambe/cuisse. Cependant, on constate une variabilité des $\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$ sur l'ensemble de la population. L'absence de significativité sur l'ensemble de la population serait due à cette variabilité. La suite de l'étude va donc se focaliser sur une recherche de classes de similitudes pour ces deux indices.

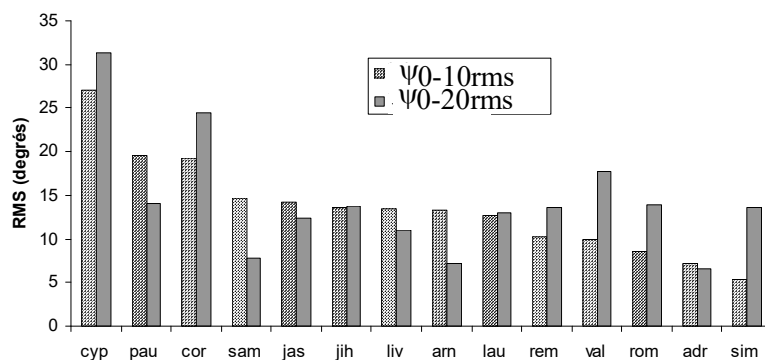


figure III.13 : évolution des RMS (en degrés) calculées entre les courbes de phases relatives des trois conditions chez 14 sujets. Les individus sont classés par ordre décroissant de l'indice $\Psi_0-10rms$.

D'après la figure III.13, les conséquences d'une charge plus élevée varient selon le sujet : certains sujets ont une $\Psi_0-10rms$ moins importante que leur $\Psi_0-20rms$ comme Cyp, Val, Cor, Rom. D'autres individus, au contraire, présentent des $\Psi_0-20rms$ moins importantes que leurs $\Psi_0-10rms$ comme Pau, Sam, Arn. Enfin, d'autres sujets présentent des RMS relativement similaires (Jih, Lau). Sur la figure III.14, la somme des $\Psi_0-10rms$ et $\Psi_0-20rms$ a été représentée. Plus un individu est perturbé par le portage, plus cette valeur est importante. Certains sujets sont plus perturbés (Cyp, Cor, Pau) dans leur coordination jambe/cuisse que d'autres (Adr, Sim).

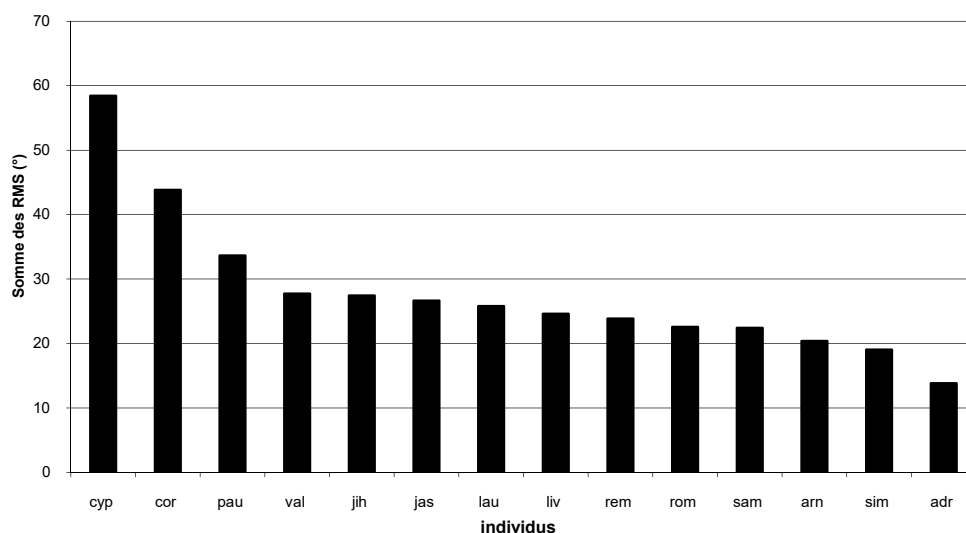


Figure III.14 : évolution de la perturbation « portage » quantifiée par la somme des $\Psi_0-10rms$ et $\Psi_0-20rms$ pour chaque individu.

Ces résultats montrent des adaptations différentes selon les sujets. Il existerait des inégalités dans les réactions coordinatrices au niveau des membres inférieurs. Dès lors, pour expliquer

ces inégalités, une classification de la population a été réalisée à partir de ces deux indices ($\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$) comme l'expose la figure III.15.

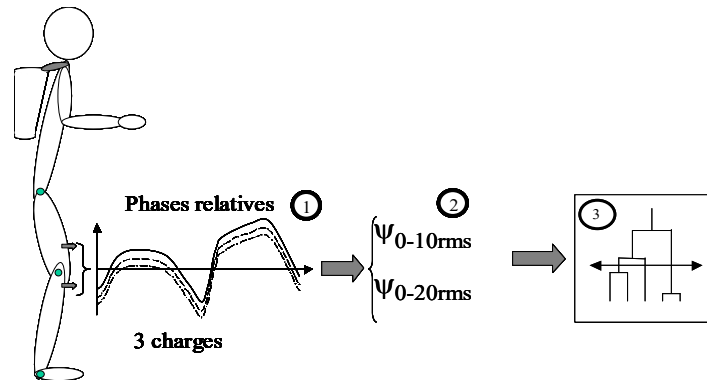


Figure III.15 : classification de la population à partir des $\Psi_{rms0-10}$ et $\Psi_{rms0-20}$. Le point ③ représente un dendrogramme.

III.3) Classification

Cette classification hiérarchique ascendante (CAH) est réalisée selon la méthode de Ward et une métrique euclidienne. Quatre groupes sont mis en évidence : groupe a : 3 individus ; groupe b : 5 individus ; groupe c : 4 individus ; groupe d : 2 individus (figure III.16)

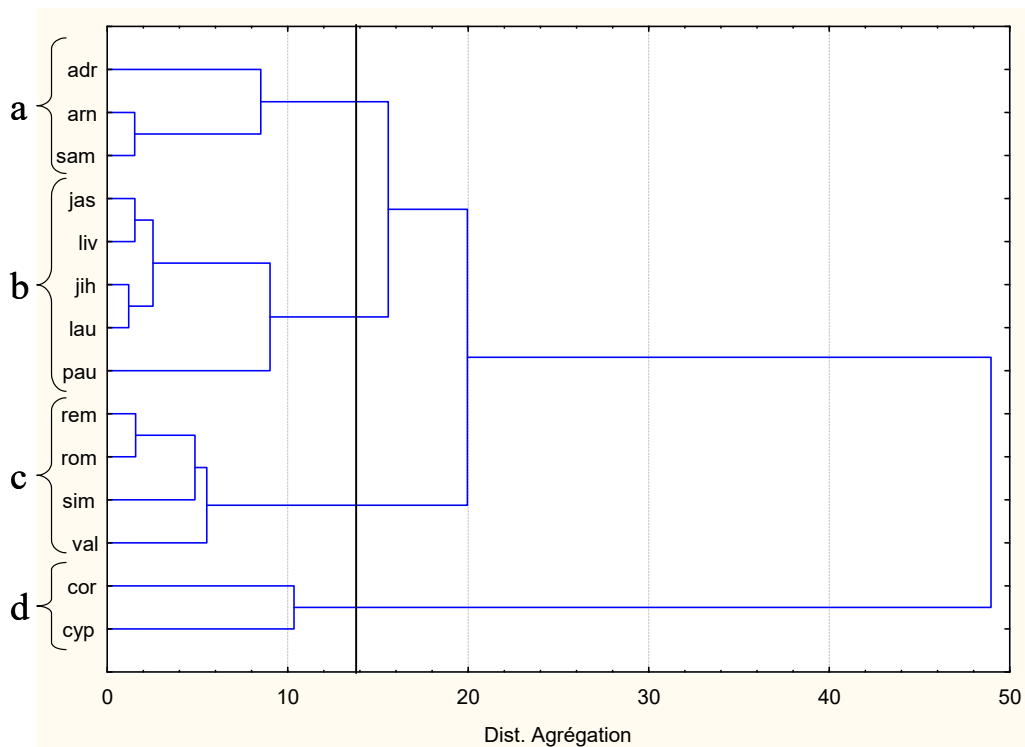


Figure III.16 : classification hiérarchique ascendante à partir de 14 individus et 2 indices. La méthode employée est celle de Ward et la métrique est Euclidienne.

Tout d'abord, deux modes sont mis en avant. A l'opposé des groupes **c** et **d**, les groupes **a** et **b** présentent des adaptations dans la coordination qui sont égales ou plus importantes lors du portage 10% que 20%. Pour les groupes **a** et **b**, on constate ainsi une différence significative entre les indices $\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$ (test de Wilcoxon : $Z=2.10$, $p=0.03$). Pour les groupes **c** et **d**, on constate aussi une différence significative pour ces indices ($Z=2.20$, $p=0.02$). En revanche, aucune différence n'est constatée lorsqu'on étudie uniquement le groupe **c** : $Z=1,82$ et $p=0,06$. A l'inverse des autres groupes, le groupe **c** se distinguerait par des adaptations de même ordre entre les deux charges portées. Une synthèse est présentée en annexe 4 figure A12.

Afin d'expliquer cette classification, deux hypothèses ont été avancées. De par son faible effectif, le groupe **d** ne sera pas davantage analysé. Il comprend deux individus atypiques morphologiquement (le premier pesant 35kg pour 1m55 et le second pesant 38kg pour 1m40) dont le portage dorsal semble fortement perturber leur coordination jambe/cuisse (figure III.16). Par leurs morphologies, leurs adaptations au niveau de l'angle d'inclinaison du tronc dans le plan sagittal sont moins importantes que celles des autres groupes. Pour cette classe, la médiane de l'angle moyen d'inclinaison du tronc dans le plan sagittal est de $5,04^\circ$. Les autres groupes présentent des médianes supérieures ou égales à $7,52^\circ$. Les principales adaptations de ce groupe sont donc aux membres inférieurs pour assurer une stabilisation lors du portage.

La première hypothèse (figure III.17) serait en relation avec les travaux de Sohier (1989) et Barbier (1994) : notre population pourrait être découpée en « marcheurs par le haut » et « marcheurs par le bas ».

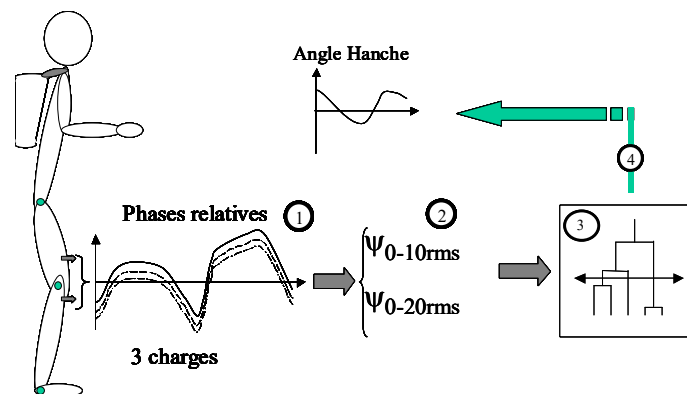


Figure III.17 : relation entre la classification issue des variables de coordination ($\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$) et l'angle moyen d'inclinaison du tronc vers l'avant (point 4).

Les « marcheurs par le haut » utilisent leur tronc pour déséquilibrer le corps en avant. En revanche, pour les « marcheurs par le bas », le bassin et les membres inférieurs permettent la

poussée du corps vers l'avant (Barbier, 1994). Dans notre étude, la variable utilisée pour déterminer de telles classes serait l'angle moyen d'inclinaison du tronc (angle de la hanche sur la figure III.17) au cours de la marche sans charge.

Sur la figure III.18, les angles d'inclinaison du tronc pour chaque individu et chaque condition de portage sont représentés.

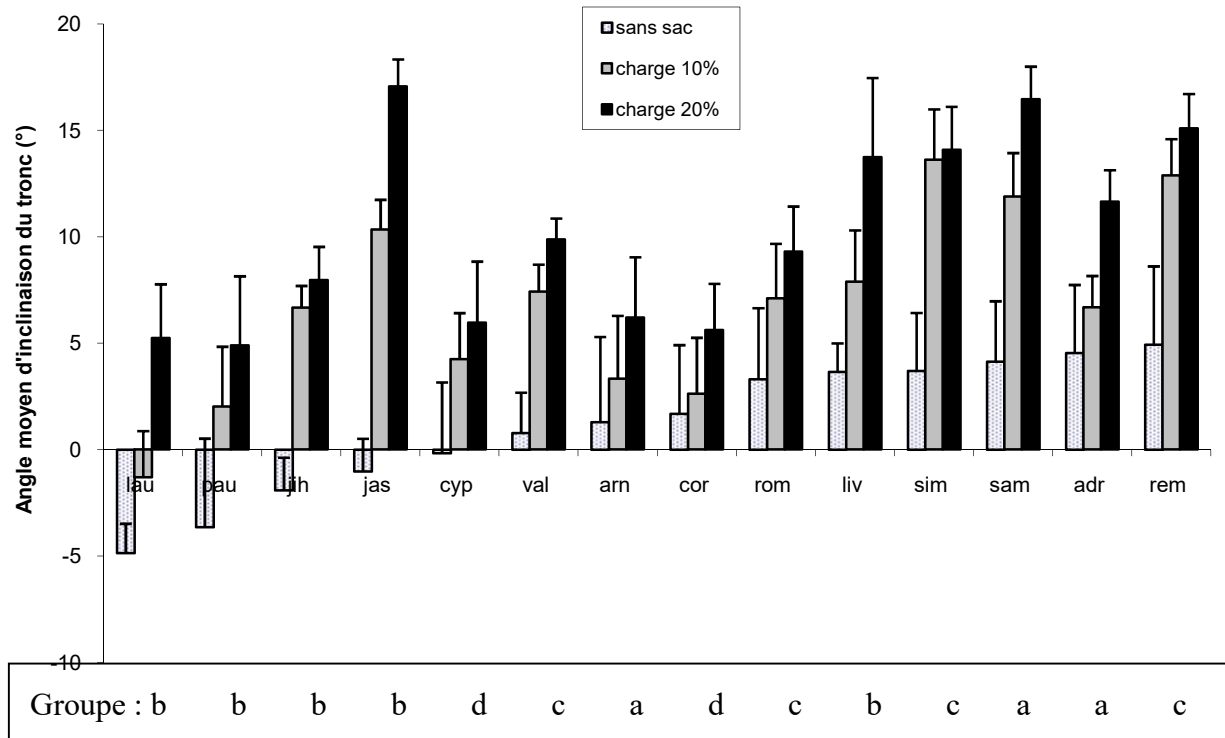


Figure III.18 : évolution de l'angle moyen d'inclinaison du tronc (en degrés) pour chaque individu dans 3 conditions de portage. La population est classée par ordre croissant de l'angle d'inclinaison en condition témoin (marche normale). Les groupes d'appartenance de chaque individu sont indiqués.

Selon le groupe auquel appartient l'individu, les écarts d'inclinaison du tronc entre deux charges portées sont distincts. Les individus des groupes **a** et **b** ne présentent aucune différence significative avec les groupes **c** et **d** pour les angles moyens d'inclinaison du tronc à 0% ($Z=-1.16$ avec $p=0.24$), 10% ($Z=-0.90$ à $p=0.36$) et 20% de charge ($Z=0.00$ à $p=1.00$). En revanche, des différences significatives sont constatées pour les écarts d'angles (angle10-angle0, angle20-angle0, angle20-angle10) entre ces deux modes : angle 0-10 ($Z=-3.09$, $p=0.001$), angle 0-20 ($Z=2.19$, $p=0.02$), angle 10-20 ($Z=2.25$, $p=0.02$). Les groupes **a** et **b** présentent des adaptations du même ordre pour les deux conditions de portage : aucune différence significative n'est constatée pour ces 3 différences d'angle d'inclinaison entre les groupes **a** et **b**, de même entre les groupes **c** et **d** (les détails sont indiqués en annexes 4 tableau AT1. Les groupes issus des indices calculés à partir des phases relatives présentent des différences d'inclinaison du tronc particulières : les groupes **a** et **b** évoluent d'une manière

identique pour les variables décrivant l'angle d'inclinaison du tronc. Il en est de même pour les groupes **c** et **d**. Pourtant, ces deux dernières ne semblent pas proches (figure III.16) L'importante distance entre ces deux groupes pourrait être liée aux importantes amplitudes des $\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$ pour les individus du groupe **d**.

Pour expliquer ces quatre groupes, la seconde hypothèse implique les mouvements du sac (figure III.19).

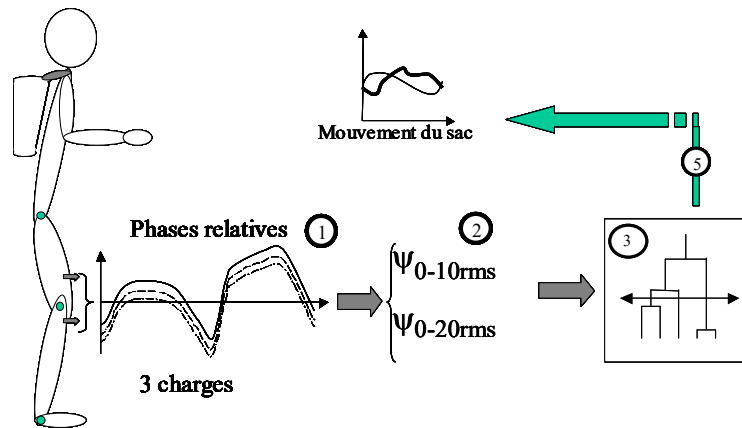


figure III.19 : relation entre la classification issue des indices de coordination ($\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$) et les mouvements du sac scolaire (point 5).

Le balancement du sac pourrait perturber la marche du jeune porteur. Selon la position du centre de gravité du sac par rapport à celui du porteur et selon la masse portée, un moment plus ou moins important intervient sur le sujet. Pour étudier les balancements du sac, la RMS entre les trajectoires d'un marqueur inter-hanches et d'un marqueur du sac a été calculée selon les trois axes et pour les deux masses portées : on obtient donc 6 variables qui quantifient les mouvements du sac (annexe 4). Un test U-de Mann-Whitney révèle que les écarts de mouvement du sac dans le plan frontal du groupe **a** sont significativement différents de ceux du groupe **b** pour une charge de 10% ($Z=2.23$, $p=0.02$). D'autre part, les angles d'inclinaison moyens du tronc au cours de la marche normale (figure III.18) sont distincts entre ces deux classes (il est de -1.55° pour le groupe **a** et de 3.32° pour le groupe **b**). Cependant, cette différence n'est significative qu'au seuil 5,5%. Les faibles effectifs et ce seuil élevé suggèrent une prudence dans l'interprétation. En résumé, les groupes **a** et **b** sont issues de la CAH réalisée à partir des indices $\Psi_{0-10rms}$ et $\Psi_{0-20rms}$ calculés dans le plan sagittal. Ces groupes présentent au moins une autre variable qui les distingue mais qui est calculée dans le plan transverse (le mouvement du sac pour une charge de 10% du poids du corps). Aucune

variable liée à la morphologie des sujets (taille, poids, âge), à la masse du sac scolaire lors de l'enquête ne distingue ces deux groupes.

Les hypothèses présentées sur les figures III.17 et III.19 permettent d'expliquer le dendrogramme. Les mouvements du sac dans le plan frontal (figure III.19 point 5) distinguent les groupes **a** et **b** du dendrogramme (figure III.16) réalisé à partir des indices Ψ 0-10rms et Ψ 0-20rms. Le(s) lien(s) entre ces variables constituent l'objectif de la partie suivante.

IV.4) Analyses des classes : relations entre les mouvements du sac et les variables de coordination jambe/cuisse

Pour rechercher les liaisons entre les mouvements du sac et les variables de coordination jambe/cuisse (Ψ 0-10rms et Ψ 0-20rms), d'autres variables liées à la coordination cuisse/tronc sont analysées. Il est possible que les mouvements du sac se répercutent sur ceux du tronc, voire sur la coordination entre ce segment et la cuisse. Pour cela, la phase relative cuisse/tronc a été calculée dans le plan sagittal (figure III.20)

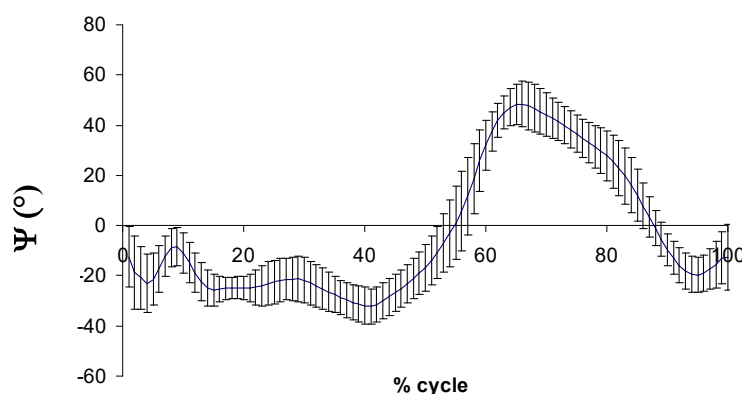


Figure III.20 : évolution de la phase relative cuisse-tronc dans le plan sagittal au cours d'un cycle de marche normale. Sont représentés la courbe moyenne pour les 14 individus avec 5 foulées par individus et l'écart-type.

Pendant la phase de freinage (0-15%), la phase de pied plat (15%-45%) et une partie de la phase de propulsion (45%-55%), la cuisse est en retard de phase sur le tronc dans le plan sagittal. Entre 55% et 90% du cycle, le tronc est à nouveau en avance de phase sur la cuisse. C'est ainsi que les variables décrites par Byrne et al.(2002) sont calculées pour les phases relatives cuisse/tronc (tableau III.3). Les amplitudes moyennes de ces variables sont présentées en annexe 4 tableau AT2.

Nom de la variable	Définition	Symbole
Moyenne	Moyenne de la valeur absolue de l'ensemble de la courbe	M
Ecart-type	Moyenne de l'écart type de l'ensemble de la courbe	Sd
Moyenne appui	Moyenne de la valeur absolue de la courbe pendant la phase d'appui	Msta
Ecart-type appui	Moyenne de l'écart type de l'ensemble de la courbe pendant la phase d'appui	Sdsta
Moyenne transfert	Moyenne de la valeur absolue de la courbe pendant la phase de transfert	Msw
Ecart-type transfert	Moyenne de l'écart type de l'ensemble de la courbe Pendant la phase de transfert	Sdsw
Moyenne freinage	Moyenne de la valeur absolue de la courbe pendant la phase de freinage	Mbr
Ecart-type freinage	Moyenne de l'écart type de l'ensemble de la courbe Pendant la phase de freinage	Sdbr
Moyenne impulsion	Moyenne de la valeur absolue de la courbe pendant la phase de propulsion	Mimp
Ecart-type impulsion	Moyenne de l'écart type de l'ensemble de la courbe pendant la phase de propulsion	Sdimp

tableau III.3 : variables issues des courbes de phases relatives. L'unité de ces variables est le degré.

Pour ces variables, les moyennes (M, Msta, Msw...) faibles traduisent une relation inter-segmentaire particulière : ces deux segments tendent à être en phase (Byrne et al., 2002). Le second paramètre déjà présenté par Hamill et al.(1999) et Stergiou et al.(2001) correspond à l'écart-type (Sd, Sdsta, Sdsw...). Un faible écart-type traduit une relation inter-segmentaire stable (peu variante).

Les variables les plus pertinentes ont été recherchées parmi l'ensemble des variables (3 conditions de portage*10 variables). Les 30 variables sont présentées sur la figure A13 de l'annexe 4. Les variables retenues ont permis la réalisation d'une ACP. Les 3 premiers axes permettent de conserver 82.1% de la variance et sont donc analysés. Les seuils choisis des corrélations facteurs/variables et des communautés (c'est-à-dire les \cos^2) sont de 0.8. Ceci a permis de réduire le nombre de variables à 6. Chacune est testée avec un test U-Mann-Whitney. Les résultats de ce test sont exposés dans le tableau III.4.

	a	b	p
<i>Ec0</i>	11,48°	13,60°	0.10
<i>M10</i>	27,18°	29,38°	0.29
<i>Ec10</i>	12,32°	13,92°	0.02*
<i>Msw10</i>	27,27°	34,59°	0.65
<i>Msta20</i>	27,89°	28,26°	0.29
<i>Mbr20</i>	19,41°	28,18°	0.29

tableau III.4 : résultats statistiques du test U de Mann Whitney. Les variables sont issues des courbes de phases relatives calculées entre le tronc et la cuisse à différentes charges (0,10,20 % de la masse corporelle du sujet). Les résultats présentés correspondent aux médianes. * : résultat significatif.

L'écart-type obtenu sur l'ensemble de la courbe à 10% de charge montre une différence significative au risque 2% entre les groupes **a** et **b**. Les segments du tronc et de la cuisse présentent donc globalement une coordination variable selon les groupes **a** et **b**.

Discussion et conclusion

Le but de ce chapitre est la recherche des adaptations locomotrices lors d'un port de sac scolaire chez l'adolescent. Une comparaison a été réalisée avec les courbes de Byrne et al.(2002). En considérant la condition sans charge comme condition témoin, deux indices (Ψ_0 -10rms et Ψ_0 -20rms) sont utilisées pour quantifier l'adaptation aux deux charges (10% de la masse du sujet et 20% de la masse du sujet). Ces deux indices permettent une classification de la population étudiée au laboratoire.

L'étude de la coordination motrice entre la jambe et la cuisse lors d'un port de charge dorsale ne révèle aucune différence significative entre une charge faible (10% de la masse du sujet) et plus élevée (20% de la masse du sujet) sur l'ensemble de la population. Cependant, des comportements différents sont constatés. Quelques individus seraient davantage perturbés avec la charge faible plutôt qu'avec la charge élevée. D'autres individus auraient des comportements opposés. D'autres encore seraient autant perturbés par ces deux charges. Ces comportements sont notamment liés aux angles d'inclinaison du tronc ainsi qu'aux mouvements du sac. Donc, en utilisant deux indices de quantification de l'adaptation au « portage » sur l'ensemble d'un cycle de marche (Ψ_0 -10rms et Ψ_0 -20rms), on met en évidence l'existence de classes d'adaptation.

Enfin, les phases relatives sont en relation avec les théories des systèmes dynamiques. Au cœur de ces théories, on retrouve les principes fondamentaux de conservation énergétique. Les segments en déplacement génèrent et absorbent l'énergie des segments adjacents (Forrester et al., 1993). Les patterns du mouvement sont le résultat des échanges énergétiques au travers des articulations. Des états de non-équilibre thermo-dynamique et des contraintes résultantes naissent les coordinations motrices (Forrester et al., 1993). Cette discussion sur les relations entre l'aspect énergétique de l'analyse du mouvement et les théories des systèmes dynamiques sera davantage explicitée au chapitre 5. Cependant, les échanges énergétiques favorisant les déplacements entre segments sont dus en partie aux actions musculaires. Le chapitre 4 va s'intéresser aux différentes actions musculaires des membres inférieurs produites lors d'un portage de charge dorsale.

**Chapitre 4 : Recherche d'indices d'adaptation
au portage pendant la marche
à partir de l'EMG de surface.**

Ce chapitre a donné lieu à la rédaction d'un article scientifique (communications personnelles).

Introduction

Le but de ce chapitre est de rechercher des indices de perturbations locomotrices sous l'aspect électrophysiologique. L'électromyographie est un outil très répandu dans les laboratoires d'analyse du mouvement (American Association of Electrodiagnostic Medicine ou AAEM, 1999). Il permet de connaître les caractéristiques des contractions musculaires que ce soit globalement (EMG de surface) ou bien au niveau des fibres musculaires (EMG interne). En comparant les phases d'activités des muscles clés chez des sujets sains ou chez des sujets non soumis à une quelconque perturbation à celles obtenues chez d'autres sujets, il est possible d'objectiver les anomalies de contraction : activité prématurée ou prolongée, permanente, ou éventuellement inversion de phases (AAEM, 1999 ; Veil et al., 2000). Comme il est décrit dans la littérature, des indices liés à l'amplitude du signal et/ou à ses caractéristiques temporelles peuvent assurer une comparaison quantitative des différences entre deux EMG. Par ailleurs, l'usage de tels indices repose souvent sur une restriction *a priori* à certains éléments observables. D'autres calculs sont susceptibles d'être réalisées sans une telle restriction. Elles nécessitent l'emploi de méthode d'analyse de données (Wootten et al., 1990).

Une première partie de ce chapitre visera à détailler les méthodes développées en traitement du signal dans cette thèse. Elle s'attachera à exposer leurs principes et leurs validations. Les deux méthodes développées concernent la détermination des instants de début et de fin de contraction, ainsi que la détermination d'un indice de co-contraction. Une troisième méthode consacrée à l'application d'une méthode d'analyse de données au traitement du signal sera présentée. La méthode de Wootten et al.(1990) vise ainsi à déterminer un indice global sur l'ensemble du cycle de marche.

En seconde partie de ce chapitre, le matériel et la méthode utilisés seront détaillés. Une présentation des résultats sera réalisée en troisième partie.

I. Les traitements du signal EMG réalisés

Les méthodes de traitement du signal développées ici concernent la co-contraction et les instants de début et fin des contractions musculaires. L'objectif est de réaliser un algorithme capable de déterminer ces indices. Le problème du choix d'un seuil est posé pour chaque indice. L'exposé va donc présenter les algorithmes réalisés ainsi que leur validation. La fin de

cet exposé présentera la méthode de Wootten et al.(1990) qui a l'avantage de permettre la recherche d'indices sur l'ensemble du signal EMG.

I.1) Calcul de la co-contraction musculaire

L'algorithme vise donc à déterminer cet indice de co-contraction en employant plusieurs seuils possibles, appliqués à un modèle de signal EMG validé dans la littérature (Bonato et al., 1998). Une seconde phase de validation est basée sur une comparaison des résultats de l'algorithme à ceux de la littérature pour des données expérimentales (Delpierre et al., 2004).

I.1.1) Présentation de l'algorithme de détermination de la co-contraction

Le principe de l'algorithme est développé sur la figure IV.1.

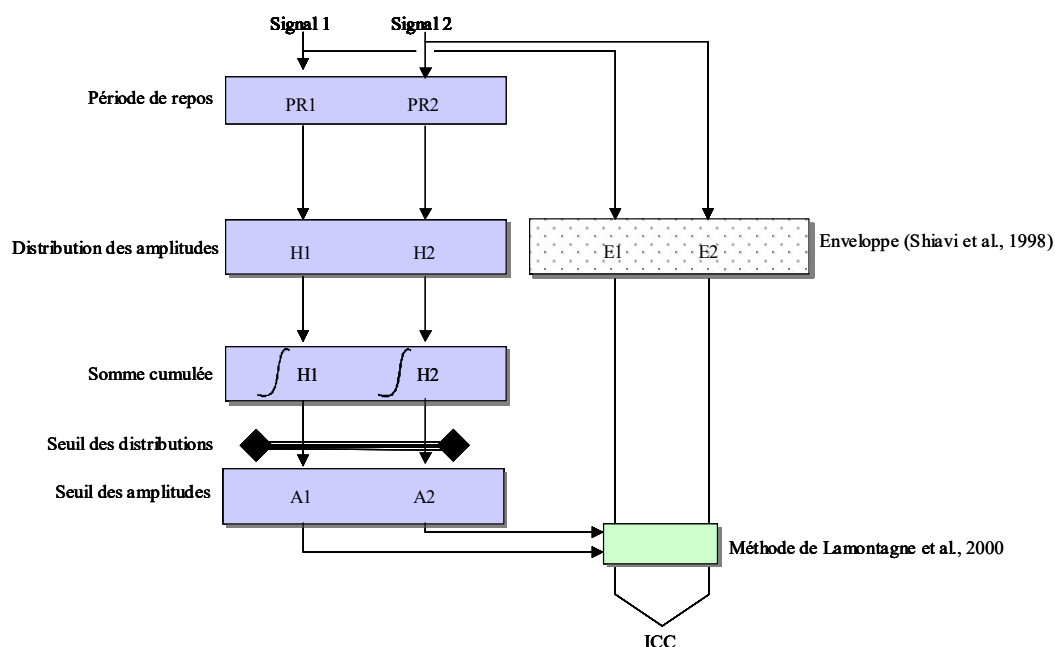


figure IV.1 : algorithme déterminant l'indice de co-contraction.
 Signal 1 et signal 2 : EMG de 2 muscles antagonistes ; PR : période de repos ;
 H : histogramme ; A : amplitude ; E : enveloppe ; I.C.C. : indice de co-contraction.

Il réunit plusieurs méthodes présentées dans la littérature. Globalement, l'algorithme s'apparente surtout à celui de Lamontagne et al. (2000) et de Frost et al.(1997). Pour les signaux des muscles antagonistes (signaux 1 et 2), un histogramme des amplitudes est calculé au cours d'une période de relaxation (non-contraction). Cette période peut correspondre à une activité enregistrée en posture orthostatique ou pendant le délai compris entre 30% et 50% du cycle de marche pour le *tibialis anterior* par exemple. Un test de Lilliefors (au seuil $p=0.05$)

vérifie que cet échantillon a bien une distribution normale. L'algorithme détermine ensuite l'amplitude correspondant à plusieurs surfaces relatives des histogrammes (95%, 96% et 97% des surfaces). A partir des enveloppes E1 et E2 des signaux 1 et 2 (calculées selon la méthode de Shiavi et al.(1998) grâce à un filtre passe-bas coupant à 8.9Hz), il calcule l'indice de co-contraction selon la méthode de Lamontagne et al.(2000) en utilisant les amplitudes seuil.

I.1.2) Validations des résultats issus de l'algorithme

Deux validations ont été réalisées. La première repose sur le modèle de Bonato et al.(1998), la seconde repose sur une analyse de la co-contraction au cours de la marche normale avec une comparaison de nos résultats à ceux présentés dans la littérature.

I.1.2.1) Validation avec le modèle de Bonato et al.(1998)

La figure IV.2 expose le principe de ce modèle.

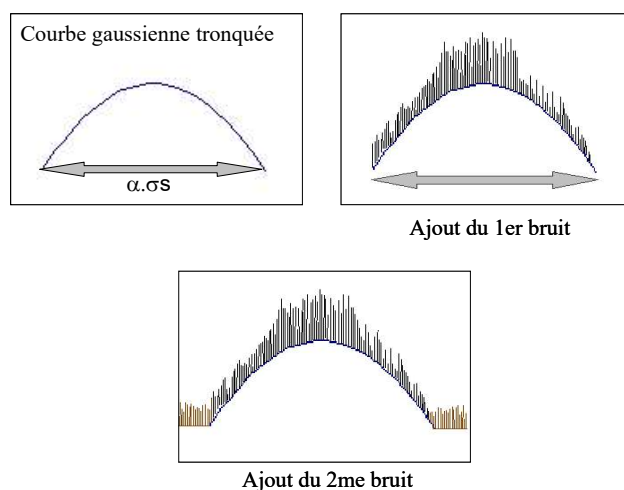


figure IV.2 : présentation du modèle de Bonato et al.(1998)

Ce modèle requiert plusieurs étapes :

- on part d'une courbe gaussienne d'écart-type σS et qui est tronquée,
- on ajoute un premier bruit aléatoire au cours du temps et dont les amplitudes ont une répartition non-gaussienne,
- on ajoute un second bruit aléatoire au cours du temps et dont les amplitudes ont une répartition gaussienne (écart-type σn).

Ce modèle a été choisi pour valider notre indice parce qu'il repose notamment sur des signaux de distributions normales, nécessaires à notre algorithme. Dans cet article, les auteurs

décrivent une seule contraction musculaire. Il est possible de combiner deux modèles de muscles antagonistes comme le montre la figure IV.3.

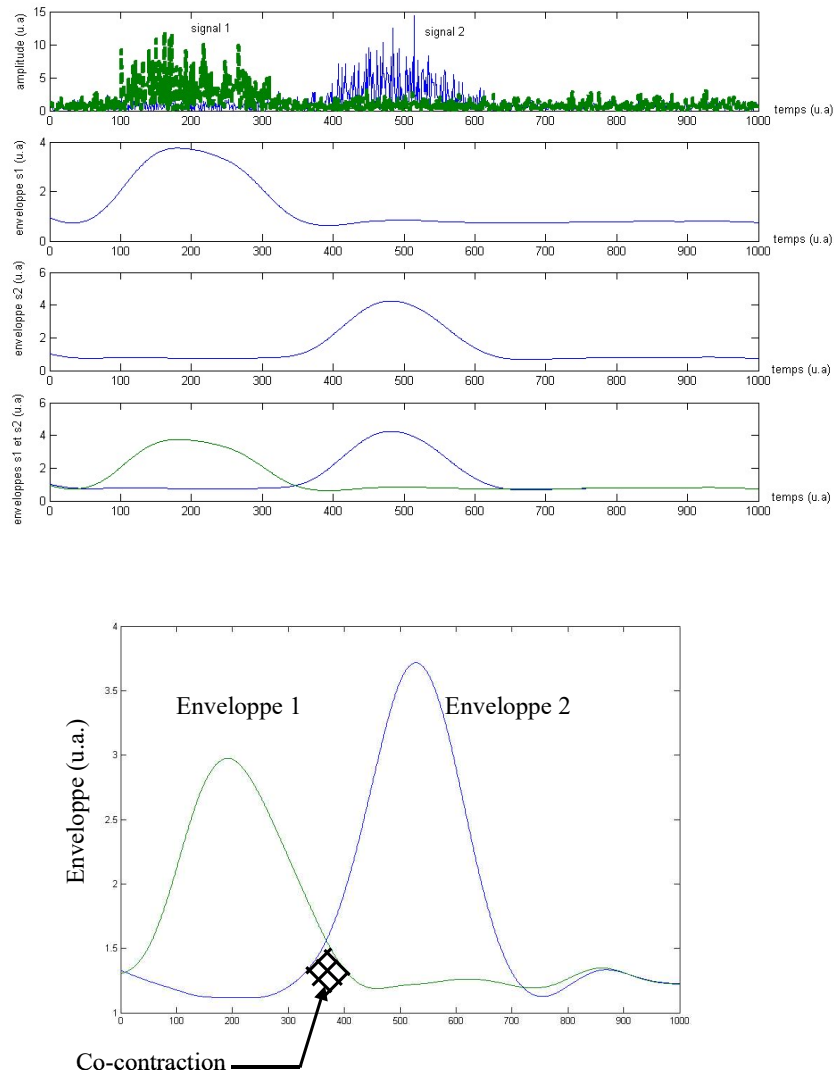


figure IV.3 : en haut : EMG de muscles antagonistes modélisés (signal 1 : en gras ; signal 2 : trait fin), et leurs enveloppes (en dessous). En bas : enveloppes de deux muscles antagonistes. Les amplitudes sont données en unités arbitraires. Les deux enveloppes se superposent au niveau de la co-contraction. L'ICC est alors le pourcentage entre le nombre de points de superposition et le nombre de points total de chaque signal.

Ce modèle utilise une fenêtre qui détermine les débuts et fins d'activité. Lorsque deux modèles de muscles antagonistes présentent des fenêtres d'activité partiellement superposées, on peut considérer cette durée de superposition comme une contraction de muscles antagonistes ou co-contraction. Naturellement, chez le sujet sain, cette durée est restreinte. Le modèle va cependant être employé à la limite de ces conditions. Il s'apparente à un test expérimental où les électrodes de surfaces ne sont ni bougées, ni décollées pendant toute une

série de mesures. Le niveau de bruit pour une même gamme de co-activation devrait rester quasiment identique. Cependant, le modèle de Bonato et al. utilise des signaux de répartition gaussienne qui varient en amplitude entre deux essais. Plusieurs gammes de bruit ($\sigma=0.25$ à 3.5 avec un pas de 0.25), plusieurs seuils de surface d'histogramme (95%, 96% ; 97%) sont utilisés. Les deux contractions auraient des amplitudes distinctes. Elles sont fixes tout au long de l'évaluation. Il en est de même pour les durées de contraction. Les durées de co-activation testées sont de 20%, 17,5%, 15%, 12,5%, 10%, 7,5%, 5%, 4%, 3%, 2%, 1%. Pour chaque trinôme $ICC_{théorique}/seuil/\sigma$, 50 valeurs sont recueillies. Un test t rend compte statistiquement de l'écart entre l'indice mesuré ($ICC_{estimé}$) et l'indice théorique ($ICC_{théorique}$). L' $ICC_{théorique}$ représente l'indice de co-contraction que devrait déterminer l'algorithme : il s'agit donc d'un paramètre inclus dans le modèle. L' $ICC_{estimé}$ est l'indice de co-contraction effectivement mesuré : il s'agit d'un paramètre calculé par l'algorithme. L'efficacité de l'algorithme est déterminée au moyen du rapport ζ . Il se définit comme le rapport entre le nombre d' $ICC_{estimé}$ calculés sans erreur statistique pour chaque couple $ICC_{théorique}/seuil$ et le nombre d' $ICC_{estimé}$ à déterminer. ζ est exprimé en pourcentage. Ainsi, un rapport ζ de 100% signifie que l'algorithme a déterminé tous les $ICC_{estimé}$ pour le seuil et l' $ICC_{théorique}$ spécifié. Quel que soit le niveau de bruit, l'algorithme est capable de déterminer précisément l'indice de co-contraction. A l'inverse, un rapport ζ égal à 0% signifie qu'aucun $ICC_{théorique}$ n'a été statistiquement identifié. Les résultats de cette validation sont présentés sur la figure IV.4.

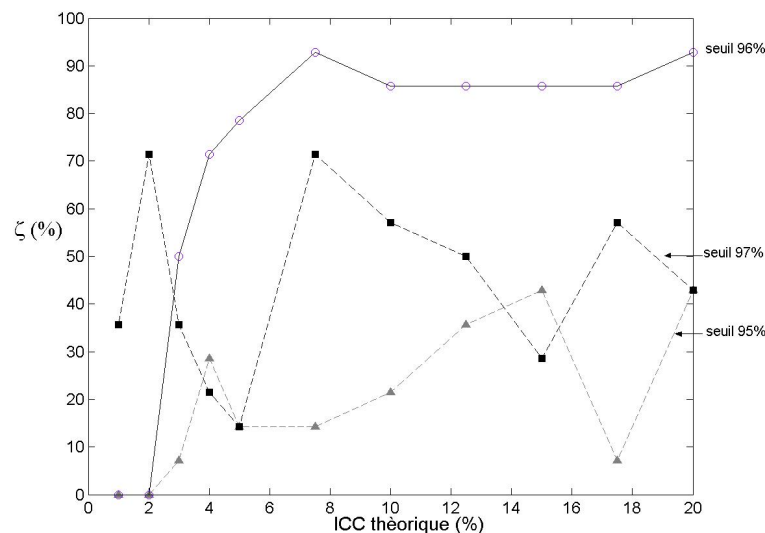


figure IV.4 : validation de l'algorithme à partir du modèle de Bonato et al. (1998)

Le tableau AT3 (annexes au chapitre 4) représente une partie de la validation (Delpierre et al., 2004). Le seuil de 96% de la surface représente un seuil inadéquat pour les faibles co-

contractions. Pour des $ICC_{théorique}$ inférieurs ou égaux à 3.5%, ζ est inférieur ou égale à 50%. L'algorithme a alors, au maximum, une chance sur deux de déterminer $ICC_{estimé}$. Le seuil de 95% est inadapté quel que soit l'ICC : ζ est inférieur à 50% pour chaque $ICC_{théorique}$.

1.1.2.2) Validation expérimentale

En appliquant la méthode décrite précédemment, cet indice est calculé pour le couple *tibialis anterior/gastrocnemius lateralis* chez trois individus (14 ans \pm 1 ; 1,51m \pm 0,18 ; 42kg \pm 7), choisis arbitrairement, sur 6 foulées en condition marche normale. Un test de Student au seuil 0,05 évalue pour chaque individu si la différence entre les valeurs calculées et les valeurs théoriques (chaque ICC de la littérature) est significative. Les résultats sont présentés dans le tableau IV.1.

Lamontagne et (2000)	Dierick et al. (2002)	Frost et al. (1997)	Notre indice
5,3%	4,9%-11,7%	10%	8,20%

tableau IV.1 : comparaison des indices de co-activation entre le *tibialis anterior* et la *gastrocnemius lateralis* au cours de la marche normale selon la méthode utilisée. L'indice calculé par Dierick et al. (2002) prend en compte la vitesse de marche. L'indice de Frost et al. (1997) est calculé avec une population du même âge mais la marche est réalisée sur tapis roulant.

Notre indice se trouve donc proche de ceux décrits dans la littérature. Aucune différence significative n'est constatée. Il convient de rappeler toutefois que les résultats présentés dans la littérature sont issus de moyennes réalisées à partir d'une population plus importante que celle utilisée dans notre analyse.

1.2) Calcul des instants de début et fin de contraction

Les instants de début et fin de contraction sont des indices de type variable temporelle. Plusieurs algorithmes de détermination de ces instants sont proposés dans la littérature (Hodges et Bui, 1996 ; Soderberg et Knutson, 2000). Certains reposent uniquement sur la machine, d'autres en revanche se basent sur un contrôle de l'opérateur humain dans cette tâche.

1.2.1) Présentation de l'algorithme

Le principe général de l'algorithme utilisé repose sur un filtrage du signal électromyographique en calculant l'intégrale du signal au cours d'un cycle. Pour chaque point du signal intégré, une comparaison des coordonnées du point antérieur et du point postérieur

au point étudié permettrait de déceler une modification d'activité comme le montre la figure IV.5.

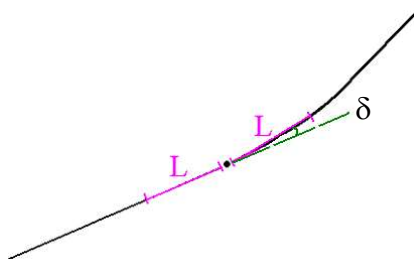


figure IV.5 : principe de l'algorithme de détermination des instants de début et de fin de contraction.

Ainsi, pour chaque point du signal intégré, deux segments de taille L définie préalablement sont placés en avant et en arrière du point. Tous deux appartiennent à deux droites de régression calculées en avant et en arrière du point étudié. Un angle δ important traduit soit un début ou une fin de contraction. L'algorithme propose un à un les points qui respectent cette règle. L'expérimentateur doit choisir de garder ou pas les points retenus.

L'algorithme a été réalisé sous Matlab, en collaboration avec des étudiants ingénieurs.

1.2.2) Validations des résultats

Deux validations sont réalisées selon un mode opératoire identique à celui pratiqué pour l'indice de co-contraction : utilisation d'un modèle validé dans la littérature et validation expérimentale.

1.2.2.1) Validation avec le modèle de Bonato et al. (1998)

Pour évaluer la précision de l'algorithme ainsi que la taille de segment idéal, un modèle de l'EMG a été utilisé. Ce choix de modèles parmi d'autres décrits dans la littérature repose sur sa description simple et complète, les possibilités de faire varier le rapport signal/bruit susceptible d'être comparé aux différentes conditions d'enregistrement.

Pour cette étude, les critères variants ont été présentés avec la figure IV.2 et sont :

- critères liés au modèle : σ_n , σ_s , α ;
- critères liés à l'algorithme : la longueur des segments de régression.

Les mesurandes sont les instants de débuts et de fins de contraction, connus a priori. Afin d'évaluer rapidement un échantillon de critères a été choisi (tableau IV.2).

Valeurs des σ s	Valeurs de α	Valeurs des σ n	Taille des segments
σ_{s1}	α_1	σ_{n1}	2%
σ_{s1}	α_1	σ_{n2}	3%
σ_{s1}	α_2	σ_{n1}	4%
σ_{s1}	α_2	σ_{n2}	5%
σ_{s1}	α_3	σ_{n1}	6%
σ_{s1}	α_3	σ_{n2}	7%
σ_{s2}	α_1	σ_{n1}	8%
σ_{s2}	α_1	σ_{n2}	9%
σ_{s2}	α_2	σ_{n1}	10%
σ_{s2}	α_2	σ_{n2}	11%
σ_{s2}	α_3	σ_{n1}	12%
σ_{s2}	α_3	σ_{n2}	13%
σ_{s2}	α_3	σ_{n1}	14%
σ_{s2}	α_3	σ_{n2}	15%



tableau IV.2 : critères utilisés pour le modèle EMG de Bonato et al.(1998)

La figure IV.6 présente l'évolution de l'écart maximum de mesure en fonction de la taille du segment de corrélation linéaire utilisé.

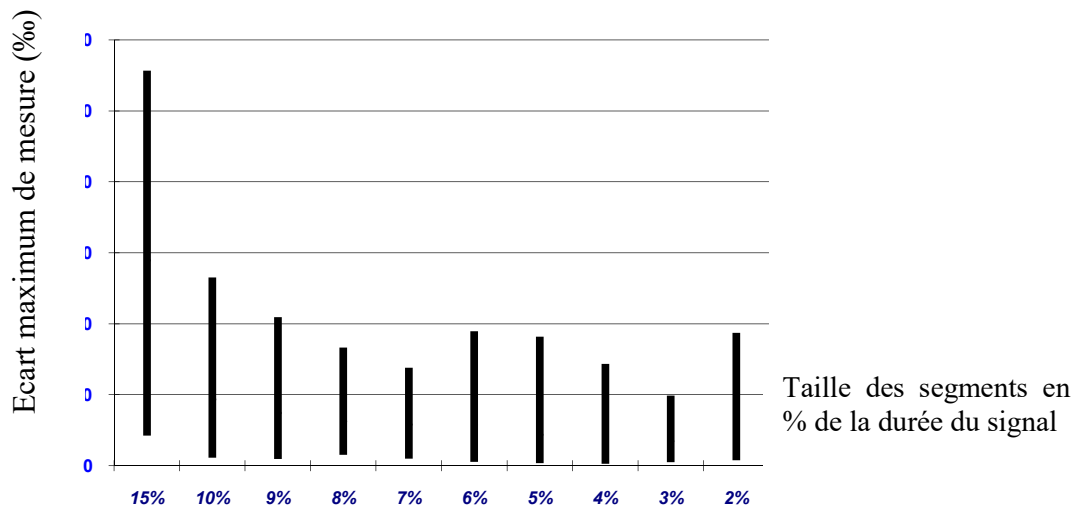


figure IV.6 : évolution de l'erreur maximale d'évaluation en fonction de la taille des segments de mesure. Le trait traduit l'étendue de mesure entre le maximum et le minimum.

On remarque que les écarts entre les valeurs théoriques et mesurées sont les plus faibles pour des segments de mesure de 3% et 4%. L'écart maximum de mesure est, en moyenne, inférieure à 10% pour ces deux tailles de segment de mesure. On peut donc considérer ,

qu'avec de telles tailles de segment, l'algorithme est validé par rapport au modèle de Bonato et al.(1998).

En utilisant ce modèle et en réalisant une étude de répétabilité, on obtient un facteur de répétabilité de 100%. Une seconde étude (Annexes 4 figure A4) de répétabilité a été réalisée en choisissant une manipulation au hasard et en relevant les instants caractéristiques 10 fois.

1.2.2.2) Validations expérimentales

Afin de valider les instants caractéristiques calculés par l'algorithme en condition expérimentale, une population de trois sujets ($14 \text{ ans} \pm 1$; $1,51\text{m} \pm 0,18$; $42\text{kg} \pm 7$), choisis arbitrairement, a parcouru un chemin de marche sans charge. La validation expérimentale consiste à comparer les instants de contraction estimés à l'aide de notre algorithme à ceux décrits dans la littérature. Deux muscles sont étudiés pendant un cycle de marche. Deux comparaisons ont été réalisées : l'une est qualitative (comparaison visuelle), la seconde est quantitative (utilisation des statistiques).

1.2.2.2.1) Comparaisons qualitatives

Les patterns musculaires sont comparés à ceux des populations témoins de Oberg et al. (1995), Collins (1995), Veil et al.(2000), Sutherland (2001). Seuls les comparaisons aux patterns de Collins (1995) et Sutherland (2001) sont exposés dans la figure IV.7.

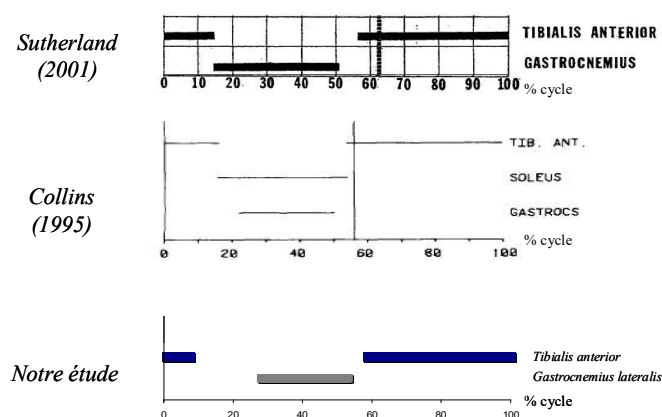


figure IV.7 : comparaison qualitative des patterns.

On retrouve globalement les mêmes patterns que ceux décrits dans la littérature. De plus, une certaine variabilité entre les résultats présentés dans la bibliographie est constatée.

1.2.2.2.2) Comparaison quantitative

Afin de pouvoir quantifier les écarts entre nos instants mesurés lors du test et ceux d'autres auteurs, les travaux de Dierick et al. (2002) ont été utilisés. Ces travaux présentent des équations linéaires liant les instants de début et fin de contraction (pendant un cycle de marche) à la vitesse moyenne de marche. Ces équations ont permis de calculer les instants déterminants théoriques (qui devraient être obtenus) à partir de la vitesse de marche des sujets (figure IV.8).

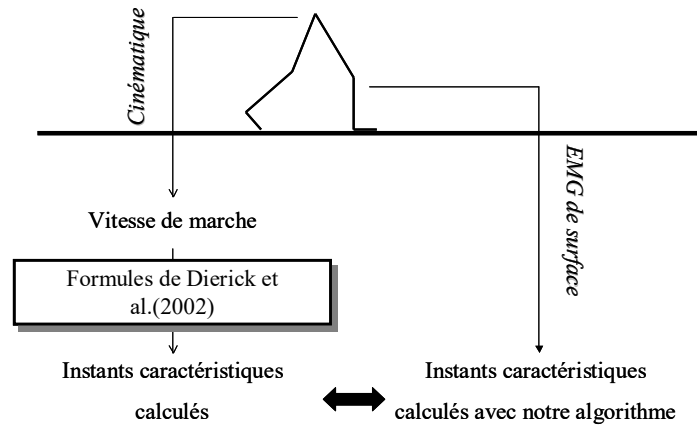


figure IV.8 : méthode de comparaison quantitative des instants calculés.

Dierick et al.(2002) mettent en relation l'évolution des patterns musculaires avec la vitesse de marche du sujet (tableau IV.3). Il s'agit de relations linéaires liant la vitesse de marche (X dans le tableau IV.3) et les instants caractéristiques (Y dans ce même tableau). Deux équations linéaires sont données pour chaque muscle du membre inférieur. La première détermine l'instant du cycle (%) où débute la contraction. L'autre permet d'obtenir l'instant de fin de contraction. Dès lors, à partir de ces équations, des instants calculés avec notre algorithme, de la vitesse de marche (calculée selon la méthode de Hong (2000-2003) d'après Winter (1990)), un test de Wilcoxon ($p \leq 0.05$) permet d'apprécier statistiquement notre méthode d'estimation des instants.

	Début de contraction	Fin de contraction
Tibialis anterior	$Y = -1.994 X + 69.512$	$Y = 0.232 X + 16.887$
Triceps surae	$Y = -2.509 X + 15.369$	$Y = 1.182 X + 56.473$

tableau IV.3 : équations linéaires liant le pattern musculaire à la vitesse de marche (d'après Dierick et al., 2002). X : vitesse de marche. Y : instant caractéristique.

On désigne par instants théoriques les instants calculés à partir des équations de Dierick et al. (2002). De même, on désigne par instants estimés les instants calculés à partir de l'algorithme développé dans cette thèse. A partir de ces équations, les instants « théoriques » sont

déterminés et comparés par un test du Wilcoxon aux instants mesurés au cours de la condition de contrôle. Les résultats sont présentés dans le tableau IV.4.

		instant estimé	instant théorique	p
<i>Tibialis anterior</i>	t1	7,53	17,8	<0.01
<i>Tibialis anterior</i>	t2	60,4	61,7	0.57
<i>Gastrocnemius lateralis</i>	t1	34,53	25,2	<0.01
<i>Gastrocnemius lateralis</i>	t2	50,33	61,11	<0.01

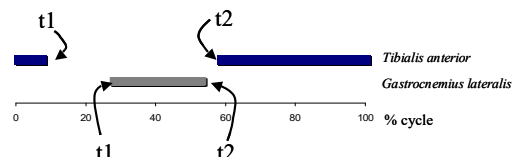


tableau IV.4 : comparaison quantitative des instants calculés (% du cycle).
Les valeurs données sont les médianes de chaque instant. A droite : présentation des instants dont les résultats sont décrits dans le tableau à gauche. * : différence significative.

Comme pour la comparaison qualitative, on remarque une différence entre nos résultats et ceux de Dierick et al.(2002). Seul 1/4 des instants calculés par notre algorithme ne présentent aucune différence significative avec l'instant calculé selon les équations de Dierick et al. La méthode employée par ce dernier permet d'obtenir des résultats partiellement distincts de ceux obtenus avec notre algorithme.

Cependant, cette analyse du pattern en condition marche normale ne révèle pas obligatoirement l'inefficacité de notre algorithme. En effet, comme le confirme la comparaison qualitative, les résultats peuvent différer selon les auteurs.

Une seconde comparaison a été réalisée. Elle est basée sur la méthode de DiFabio (1987), rappelée par Hodges et Bui (1996). L'algorithme de DiFabio repose sur un seuil calculé à partir de l'écart-type du signal EMG. Les résultats obtenus avec notre algorithme ne présentent aucune différence significative avec ceux obtenus en utilisant l'algorithme de DiFabio (1987).

1.3) Application de la méthode de Wootten à la recherche d'indices de perturbation avec l'EMG

La méthode de Wootten et al. (1990) repose sur l'utilisation de l'ACP (décrite au chapitre 1) pour rechercher les composantes principales du signal EMG. Le nombre de points utilisés par signal est 256. Le filtre utilisé pour obtenir l'enveloppe a une fréquence de coupure de 8.9hz. Pour chaque condition de portage, la matrice est constituée (comme présentée au chapitre 1). L'ACP est calculée et permet d'extraire les axes factoriels dont le pourcentage de valeur propre cumulé est au moins de 97%. Pour chaque condition et pour chaque muscle, les trois premiers axes factoriels sont suffisants.

Ayant présenté les méthodes de traitement utilisées, le paragraphe II expose le matériel et la méthode employée.

II. Dispositif expérimental

Neuf sujets (13,77 ans \pm 0,83 ; 1,45 m \pm 0,01 ; 37,4 kg \pm 6,01) ont participé à cette étude. Il s'agit des individus sélectionnés à partir du questionnaire et n'ayant pas eu de problèmes techniques avec les enregistrements EMG. Ces individus correspondent donc à 9 sujets parmi les 14 sujets constituant la population du chapitre 3. Les sujets parcourent le chemin de marche décrit dans la figure III.7. Les activités EMG du *tibialis anterior* et du *gastrocnemius lateralis* de la jambe droite ont été enregistrées avec des électrodes ELMATECK (BIOCHIP) à une fréquence de 1080Hz avec le système VICON612. La peau a été préalablement préparée (ponçage et nettoyage à l'alcool). Les électrodes ont été posées en accord avec les recommandations de Winter, rappelées par Detrembleur et al.(1997) et Rainoldi et al.(2004). Les enregistrements sont traités avec les algorithmes de détermination de co-contraction et des instants de début et de fin de contraction (t1 et t2 décrit au tableau IV.6). Les résultats ont été moyennés sur 6 foulées par individu pour les instants t1 et t2, et l'indice de co-contraction. La vitesse de progression des individus dans le plan sagittal a été calculée selon la méthode décrite lors de la comparaison quantitative des instants de contraction calculés (voir I.2.2.2.2 de ce chapitre). Cette vitesse sera nommée « vitesse classique » pour la suite de l'étude. En accord avec les travaux de Hof et al.(2002), une seconde vitesse de progression a été calculée à partir de la vitesse classique selon la formule :

$$V_{\text{normalisée}} = \frac{V_{\text{classique}}}{\sqrt{g * L_0}}$$

Où $V_{\text{normalisée}}$ et $V_{\text{classique}}$ sont en m/s; $g=9,81\text{m/s}^2$; L_0 = longueur des membres inférieurs.

La « vitesse normalisée » permet ainsi de réduire les écarts de vitesse induit par l'anthropométrie des sujets. Les variables mesurées sont les instants t1 et t2 caractérisant un début ou une fin de contraction et l'indice de co-contraction pour les deux muscles étudiés ici. Une analyse de Wootten complète cette description des perturbations locomotrices au moyen d'indices « ponctuels ».

Des tests non paramétriques de Friedman (ANOVA), complétés par la proposition de Siegel et Castellan (1988), sont réalisés au seuil $p \leq 0.05$ pour les indices de co-contraction.

Pour les instants de début et de fin de contraction, des ANOVA à un facteur (charge) et à deux facteurs (charge et vitesse) ont été réalisées au seuil $p=0.05$. Elles sont complétées par un test *post-hoc* de Tuckey au même seuil.

Une classification est réalisée à partir des 12 instants caractéristiques (2 muscles*2 instants*3 conditions de marche) et de la co-contraction. La méthode de Ward est utilisée avec une métrique euclidienne.

III. Résultats expérimentaux

III.1) L'indice de co-contraction

Les résultats issus des co-activations du *tibialis* et du *gastrocnemius* sont présentées dans le tableau IV.5. La condition sans charge est la condition témoin.

	<i>Sans charge</i>	<i>Charge 10%</i>	<i>Charge 20%</i>
Indice de co-contraction	7,19 (4,08)	10,78 (4,94)	11,19 (4,77)

tableau IV.5 : Co-contractions entre le *tibialis* et le *gastrocnemius* en fonction de la charge dorsale portée. L'indice de co-contraction est exprimée en % de la durée totale d'un cycle.

Aucune différence significative n'est constatée entre les trois conditions de portage à partir du test de Friedman.

III.2) Les instants de début et fin de contraction

L'analyse des instants de début et de fin de contraction comporte une étude d'une part des effets de la charge sur les instants et d'autre part de l'évolution de la vitesse moyenne de marche pour chaque condition de portage. Enfin, une étude des effets conjoints de la charge et de la vitesse de marche sur les instants caractéristiques est réalisée.

III.2.1) Etude des effets de la charge

Les résultats issus de l'analyse des instants caractéristiques pour les muscles étudiés sont détaillés dans le tableau IV.6 :

	<i>Tibialis anterior</i> t1	<i>Tibialis anterior</i> t2	<i>Gastrocnemius lateralis</i> t1	<i>Gastrocnemius lateralis</i> t2
<i>Sans charge</i>	7,71 (2,30)	61,02 (4,26)	35,75 (5,46)	55,51 (4,77)
<i>Charge 10%</i>	14,43 (4,98)*	63,48 (4,30)	34,13 (5,85)	55,66 (5,28)
<i>Charge 20%</i>	13,29 (4,87)*	63,24 (4,09)	30,71 (5,96)*	54,90 (5,47)

tableau IV.6 : évolution des patterns de contraction du *tibialis anterior* et du *gastrocnemius lateralis* au cours de la marche selon trois conditions de portage dorsale. * : différence significative par rapport à la condition sans charge

On remarque que l'instant t1 du *tibialis anterior* pour les deux conditions de charge présente une différence significative avec la condition sans charge (condition témoin). L'instant t1 du *gastrocnemius lateralis* présente aussi une différence significative entre la condition 20% et la condition sans charge. Cependant, il convient d'être prudent avec ce résultat car l'influence de la vitesse de marche n'a pas été prise en compte.

III.2.2) Etude de la vitesse de marche

Les moyennes des vitesses classiques et normalisées pour les trois conditions de portage sont présentées dans le tableau IV.7.

	Vitesse classique	Vitesse normalisée
<i>Sans charge</i>	1,08 (0,15)	0,39 (0,07)
<i>Charge 10%</i>	1,14 (0,13)	0,41 (0,06)
<i>Charge 20%</i>	1,14 (0,13)	0,41 (0,07)

tableau IV.7 : évolution des vitesses de marche moyennes au cours de trois conditions de portage (m/s).

Contrairement à ce qui a été montré dans la littérature, aucune différence significative n'est constatée entre les vitesses de marche. Cependant, il convient de rappeler que le chemin de marche mesure 9m et que le sujet le parcourt selon une vitesse spontanée. De plus, les expérimentations ne duraient pas assez de temps pour induire une fatigue susceptible de favoriser une diminution de la vitesse de marche suite au portage.

III.2.3) Etude des effets de la charge et de la vitesse de marche

Une ANOVA à deux facteurs confirme l'influence de la charge portée sur les instants de début et fin de contraction musculaire ($F=4,485$ à $p=1,6.10^{-3}$). En revanche, aucune différence significative n'est constatée entre les vitesses ($F=1,254$ à $p=0,25$).

III.3) Résultats issus de la méthode de Wootten

III.3.1) Condition de marche normale

Les indices de co-activation et instants de début et fin de contraction sont « ponctuels ». En appliquant une méthode plus générale (l'analyse de Wootten), on obtient les résultats présentés dans la figure IV.9.

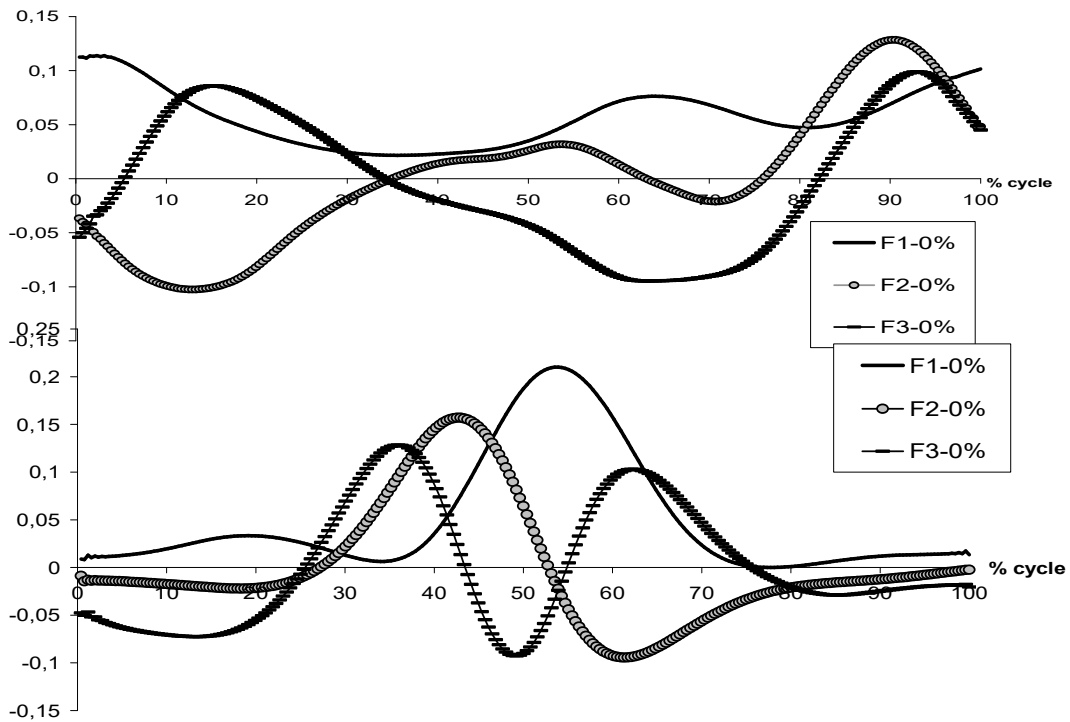


figure IV.9 : évolution des 3 premiers axes factoriels (F1, F2, F3) pour le tibialis anterior (en haut) et pour le gastrocnemius lateralis (en bas) au cours d'un cycle de marche normale. Le cycle est exprimé en %. Les données de l'ACP ont été normées.

En condition de marche normale, la courbe de l'axe factoriel F1 du *tibialis* permet de retrouver partiellement le *pattern* de ce muscle, notamment décrit dans Bouisset et Maton (1995). Les courbes des axes factoriels F2 et F3 représentent une partie importante de la contraction du *tibialis* réalisée en période pré-appui (entre 90% et 100% du cycle de marche). Pour le *gastrocnemius*, les 3 axes favorisent une contraction plus ou moins longue, voire constituée de deux pics. Les courbes des second et troisième axes contribuent à la variabilité temporelle ou en amplitude.

III.3.2) Comparaison des conditions de portage

Les résultats obtenus entre les trois conditions de portage sont comparés entre eux.

La figure IV.10 permet de comparer les courbes des axes factorielles entre les trois conditions de portage pour les deux muscles étudiés.

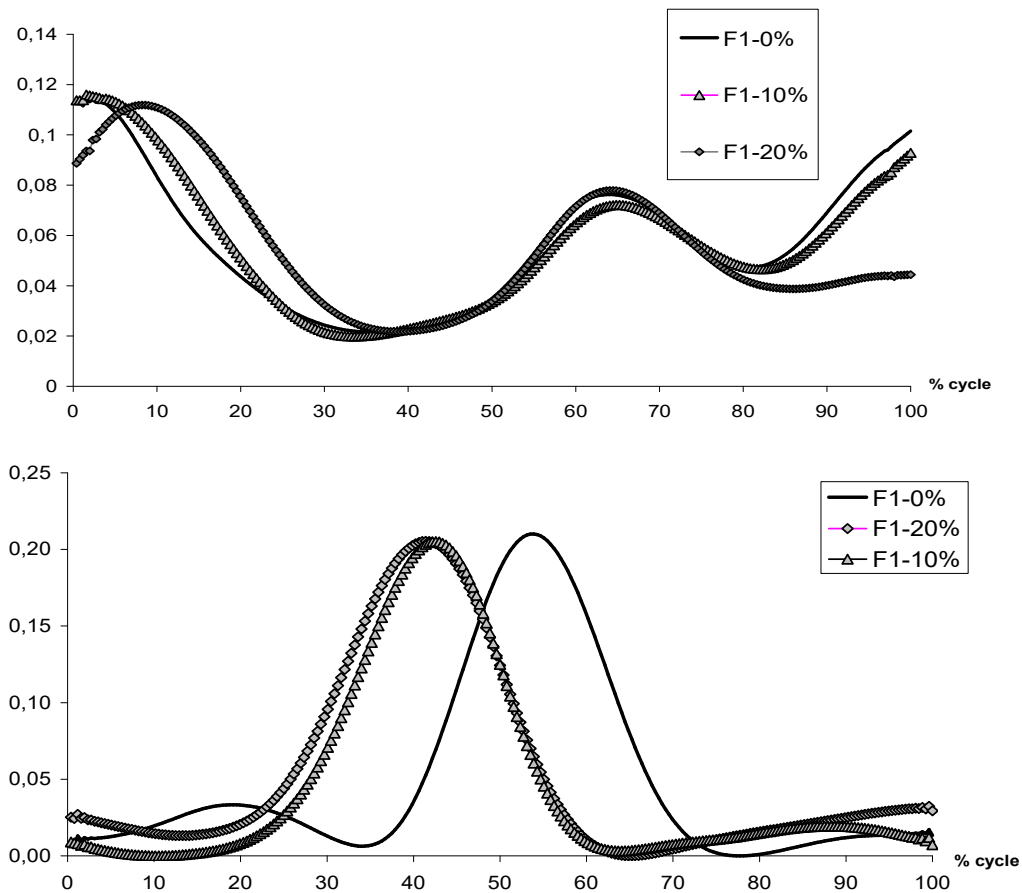


figure IV.10 : évolution du premier axe factoriel pour le tibialis anterior (en haut) et du gastrocnemius lateralis (en bas) pour les 3 conditions de portage au cours d'un cycle de marche. Les données de l'ACP ont été normées. Le cycle est exprimé en %.

Pour chacun des muscles, on remarque que le portage d'une charge dorsale induit des modifications au niveau de la courbe de l'axe factoriel F1. A l'inverse du *gastrocnemius lateralis*, les patterns décrits selon l'axe F1 ne diffèrent pas globalement entre les conditions de portage pour le *tibialis anterior*. Cependant, on note une contraction plus longue pour le *tibialis anterior* lors de la pause du pied (au début du cycle de marche entre 0% et 30%). Ceci confirme les résultats décrits pour les instants caractéristiques (voir chapitre 4-III.2.). On remarque aussi que la contraction qui assure une flexion plantaire lors de la phase de transfert (entre 50% et 75% du cycle de marche) ne diffère temporellement lors du portage de charge. Ceci confirme encore les résultats de l'analyse des instants de début et de fin de contraction. Il

s'agirait d'un invariant du mouvement. Il faut prendre garde à l'amplitude car chaque signal de la matrice est normalisé par rapport à la surface du signal afin d'éviter les biais introduits par des variations d'amplitudes inter-signaux (Wootten et al., 1990)

Pour le *gastrocnemius lateralis*, un déphasage important est constaté pour l'axe F1. Les axes F2 et F3 (annexe 5) compenseraient ce déphasage : seule la charge 20% présenterait des instants de début et fin de contraction distincts des autres conditions de marche, comme l'a montré l'analyse des instants caractéristiques (chapitre 4-III.2). Pour les deux muscles, les axes F2 et F3 modifient leur pattern.

III.3.3) Quantification des effets du portage

Les second et troisième axes factoriels devant traduire la variabilité des signaux, les écarts entre la condition sans charge et chacune des conditions de portage devrait être plus importants pour ces axes que pour le premier. Ceci est confirmé dans le tableau IV.8 qui présente les RMS pour chaque axe, la condition sans charge étant toujours considérée comme condition témoin.

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=1}^n (c_i^1 - c_i^2)^2 / n}$$

où c^1 et c^2 sont deux signaux ; n est le nombre de points de ces signaux. L'unité de la RMS est la même que celle des signaux.

	F1 10%	F2 10%	F3 10%	F1 20%	F2 20%	F3 20%
RMS <i>tibialis anterior</i>	0,0071	0,1007	0,0921	0,0209	0,1046	0,0894
RMS <i>gastrocnemius lateralis</i>	0,0069	0,0096	0,0757	0,0123	0,1220	0,0781

tableau IV.8 : RMS entre les conditions de portage et la condition témoin pour chaque axe factoriel

Ainsi pour l'axe factoriel F1 du *tibialis anterior* droit, l'écart moyen entre les trois conditions de portage (deux à deux) est de 0,0071 entre les conditions 0%-10% et de 0,0209 entre les conditions 0%-20%.

L'analyse des vecteurs propres du deuxième (F2) et du troisième axes factoriels (F3) pour le *tibialis anterior* révèle des comportements distincts suite à l'ajout de la charge. Les contractions au début et en fin de cycle de marche (0-15% ; 80%-100%) sont de plus en plus le résultat de ces vecteurs propres. La part respective s'accroît avec la charge portée dorsalement. La constante de contraction entre environ 60% et 80% du cycle, reste l'action du vecteur propre de l'axe principal.

L'analyse de ces vecteurs propres pour le *gastrocnemius lateralis* révèle que la contraction principale (entre 40% et 60% du cycle) n'est jamais due à ces axes mais au premier axe F1. Toutefois, ces vecteurs peuvent légèrement accroître la durée de cette contraction. La contraction située aux environs des 20% du cycle est de plus en plus le fruit de ces axes suite à l'ajout d'une charge dorsale.

III.4) La classification

L'objectif de cette thèse est la recherche d'indices de perturbations locomotrices, en tenant compte des habitudes de portage quotidiennes de chaque adolescent. Pour cela, un questionnaire a mis en évidence plusieurs classes liées à ces comportements. Des comparaisons entre les classifications issues de l'analyse des habitudes de portage et des classifications issues des deux approches d'analyse du mouvement (coordination et EMG) sont envisagées. La recherche des indices de perturbations en laboratoire s'attache donc à décrire de tels indices et à classer la population d'étude en laboratoire avec ces indices. Ainsi, dans ce chapitre basé sur l'EMG, les indices de perturbations obtenus sont les instants de début et fin de contraction et l'indice de co-contraction. La méthode de détermination de cette classification est identique à celle utilisée au chapitre 3 (III.2.2.) La classification obtenue à partir de ces variables est présentée sur la figure IV.11.

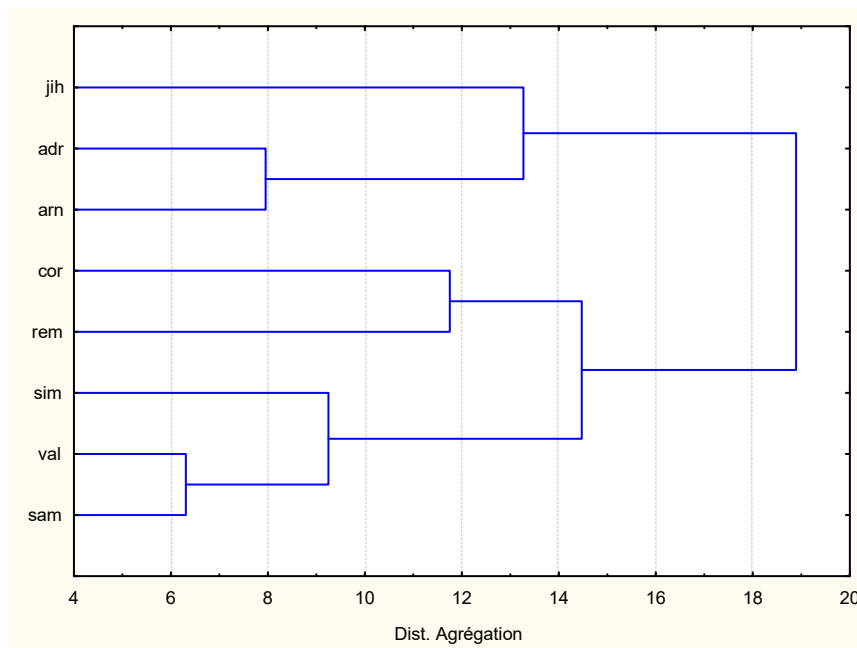


figure IV.11 : dendrogramme à partir d'indices d'EMG pour 3 conditions de portage.

Ces indices EMG apparaissent peu discriminants. Même si deux classes semblent se distinguer (classe 1 avec jih, adr, arn ; classe 2 avec cor, rem, sim, val, sam), les liaisons entre individus s'établissent avec de grandes distances d'agrégation. Une comparaison de cette classification avec les autres classifications déjà obtenues précédemment est envisagée pour le chapitre 5.

Discussion et conclusion

Le portage d'une charge dorsale induit des perturbations sur les instants de début et fin de contraction, sur l'enveloppe du signal électromyographique et non sur la co-contraction des muscles agissant au niveau de la cheville. Certains instants évoluent de manière à favoriser une augmentation des durées des contractions de chaque muscle sans modifier la co-contraction.

La charge est assez importante pour perturber les contractions du *tibialis* et du *gastrocnemius*. Pour les instants caractéristiques, selon le muscle étudié, les modifications apparaissent pour des niveaux de charge distincts. Pour chacun, il pourrait exister un seuil de charge au-delà duquel la contraction (en durée) est perturbée. Pour le *tibialis*, ce seuil est inférieur ou égal à 10% de la masse corporelle. Pour le *gastrocnemius*, ce seuil est compris entre 10% et 20% de la masse du sujet. Cependant, la co-contraction pour cette articulation n'est pas modifiée. La co-activation de muscles antagonistes correspond à un indicateur du niveau d'achèvement du développement moteur (Frost et al., 1997). Notre population présente les caractéristiques de la marche adulte. Les co-contractions auraient alors des fonctions précises, indépendamment du développement moteur comme celle d'une stabilisation articulaire en aidant les ligaments à maintenir l'articulation, en équilibrant les distributions de pression sur la surface articulaire et en régulant les résistances mécaniques (Frost et al., 1997). L'absence d'augmentation de la co-contraction entre le *tibialis* et le *gastrocnemius* lors d'un port de charge dorsale soulignerait que la charge portée n'est pas suffisante pour perturber cette articulation.

L'analyse des signaux proposée par Wootten et al. (1990) s'avère enrichissante dans le cadre d'une comparaison des patterns issus de plusieurs conditions de portage. Le but de cette analyse était la recherche d'invariants du mouvement quelle que soit la perturbation locomotrice. Pour chacun des muscles étudiés, le premier axe représente l'activité commune de la population (Wootten et al., 1990). Contrairement à ces auteurs, notre analyse n'a pas comparé les individus entre eux mais s'est centrée sur une comparaison des conséquences du portage. Wootten et al. (1990) a mis en évidence les rôles joués par les second et troisième

axes pour chaque individu. Notre analyse montre, par une comparaison des enveloppes liées à chacun des trois premiers axes pour les différentes conditions de portage, que les second et troisième axes sont les plus perturbés par le portage. Par ailleurs, les courbes obtenues pour les axes F2 et F3, des deux muscles étudiés dans cette thèse, ne peuvent pas être comparés à ceux de Wootten et al.(1990) parce que ces auteurs ont réalisé leur analyse avec une matrice beaucoup plus importante (nombre de passage et population plus importants).

Enfin, les classes issues de cette analyse présentent des distances inter-classes faibles. Ceci souligne les faibles variations inter-sujets pour ces signaux EMG. Les variations mesurées avec ce paramètre lors des différentes conditions de portage sont très faibles entre les groupes. Ceci montre l'existence d'un patron commun susceptible de varier d'une façon quasi-identique pour toute la population lors d'un portage. La comparaison de ces classes à celles décrites au chapitre 3 sera réalisée au chapitre 5.

Chapitre 5 : Discussion et perspectives

L'objectif de cette thèse était la recherche d'indices d'adaptation lors de la marche avec portage dorsal chez le jeune adolescent. Pour aboutir à cet objectif, trois hypothèses ont été posées :

- L'usage du cartable diffère, notamment, selon les individus et le matériel utilisé.
- L'adaptation au port du cartable peut être quantifiée par une mesure de la coordination cinématique des membres inférieurs.
- L'adaptation au port du cartable peut être quantifiée par une mesure de l'activité musculaire des membres inférieurs.

Pour valider ces hypothèses, deux analyses ont été réalisées : la première concerne les usages quotidiens du cartable alors que la seconde porte sur les conséquences induites par le cartable sur la cinématique du mouvement et sur l'activité musculaire au niveau des membres inférieurs. La première relève plutôt de la sociologie (chapitre 2), la seconde relève davantage de la biomécanique (chapitre 3) et de l'électrophysiologie (chapitre 4). Même si le portage d'un cartable paraît des plus simples, il ressort de la première étude que les usages varient d'un individu à l'autre. L'analyse d'un questionnaire, traitant du cartable et de son portage, a conduit ainsi à une classification d'une jeune population de collégiens. Plusieurs individus issus de ces classes ont constitué la population d'étude en laboratoire dans le but de quantifier les conséquences d'un port de cartable sous une approche cinématique (coordination) et sous une approche physiologique (activité musculaire).

Le but de ce chapitre est de discuter chacune des trois approches évoquées ci-dessus. L'exposé sera d'abord centré sur les résultats sociologiques. Puis, la discussion s'orientera sur le choix de l'utilisation des phases relatives dans le calcul des adaptations au portage, puis sur les résultats obtenus à partir de l'EMG. Enfin, plusieurs perspectives seront proposées.

I. Le sac scolaire au quotidien

La première hypothèse posée dans cette thèse concerne l'existence de différences entre les usages du cartable selon les individus et le matériel. Cette hypothèse a été validée puisque l'étude sociologique a conduit à une classification de la population. L'objectif de ce paragraphe est de rappeler chacun des principaux résultats bruts qui ont été utilisés lors de la classification, de les analyser et de les interpréter en les comparant à ceux d'autres auteurs. Les deux résultats principaux abordés concernent la masse du sac et son portage, ainsi que les relations entre le portage du sac et les douleurs.

I.1) La masse et le portage du sac

Dans notre étude, la masse moyenne portée est de 17,5% de la masse du sujet, ce qui confirme les résultats obtenus dans d'autres pays. Aux Etats-Unis, les collégiens de Pascoe et al. (1997) témoignent majoritairement (au 2/3) de sacs trop lourds. En Italie, Négrini et al. (1999) rapportent un poids relatif moyen du sac de 22%. Négrini et al., complétant cette étude en 2002, révèlent que le sac est décrit comme trop lourd chez 80% de la population interrogée. En France, plusieurs enquêtes ont été réalisées par des conseils de parents d'élèves, par des médecins de l'éducation nationale ou encore des rhumatologues. Ainsi, l'étude réalisée dans le collège de Ribeuville aboutit à la même conclusion concernant la masse portée et les mauvaises utilisations des casiers scolaires. Le sac scolaire est donc souvent « surchargé » : son poids est beaucoup plus important que les 10% de la masse corporelle du sujet, seuil défini par certains textes officiels (Bulletin Officiel, 1995). Notre étude révèle que la cause principale énoncée pour expliquer une telle surcharge serait une mauvaise organisation. Elle se présenterait sous l'aspect d'un transport de matériels inutiles, d'une mauvaise utilisation des casiers scolaires (pour les collégiens qui en ont), du transport de matériels de sports dans leur cartable. Cette mauvaise organisation est confirmée par d'autres études (Hong-Kong Society, 1988 ; Grimmer et al., 2000).

Par ailleurs, contrairement à nos résultats, les enquêteurs de Ribeuville (enquête réalisée en collaboration avec la FCPE et une association de parents d'élèves) n'obtiennent pas de corrélation entre le poids du sac et le statut du collégien (demi-pensionnaire ou externe). Ces résultats peuvent être liés aux engagements pris par les directeurs des collèges pour réduire la quantité de matériels à transporter. Ainsi, il est possible que le principal du collège de Ribeuville ait instauré la double collection de livres scolaires. A ceci peut s'ajouter l'hypothèse que les externes de ce collège transportent le matériel utile pour toute la journée malgré un retour à leur domicile à la mi-journée.

Notre enquête s'est ensuite orientée vers la méthode de portage du cartable. Le portage préférentiel est sur les deux épaules (pour le sac à dos et le cartable) ou sur l'épaule droite (pour la besace). Le portage sur les deux épaules est ainsi de 86,11% chez les usagers du sac à dos et de 70,83% chez les utilisateurs du cartable (cf figure II.3). Ce résultat pourrait être lié à une volonté de se donner une certaine image sociale. Il n'est pas toujours retrouvé dans d'autres études. Viry et al. (1999) recensent 92% de porteurs sur les deux épaules chez 123 collégiens en classe de 4^{ème}. Négrini et al. (2002) rapportent que le sac scolaire est ainsi porté par 94,5% de la population interrogée. Pascoe et al. (1997) obtient dans son étude environ un

quart de porteurs avec les deux épaules, les 2/3 étant des portages asymétriques. Il paraît difficile de conclure à une évolution des comportements face au sac scolaire car il ne s'agit pas des mêmes populations. L'étude menée dans le collège de Ribeauvillé n'est pas orientée sur les méthodes de portage. Aucune comparaison ne peut donc être établie.

I.2) Les relations entre les douleurs et le sac scolaire

La majorité des travaux réalisés sur le port du sac scolaire portent sur les relations douleurs lombaires/sac scolaire (Troussier et al., 1994 ; Phélip, 1999 ; Balagué et al., 1994,1996,1999 ; Grimmer et al., 2000 ; Negrini, 2000). Les raisons pour lesquelles beaucoup de travaux sont réalisés pour tenter d'établir de telles causes de rachialgies sont de trois ordres. Premièrement, puisque les rachialgies ont un début précoce, tout facteur susceptible d'induire de tels gênes chez l'adulte est analysé chez des populations d'âges divers (Phélip, 1999). Les douleurs localisées dans le bas du dos chez l'adulte pourraient être liées à des changements lombaires asymptomatiques chez les jeunes populations. Deuxièmement, un parallélisme est envisageable entre l'adulte et l'adolescent souffrant tous deux de telles rachialgies : un adulte, présentant ces signes cliniques trouvera pénible ce travail ; de la même façon, un adolescent, ayant des signes identiques, percevra le collège comme un milieu difficile. Enfin, les maux de dos étaient considérés comme le mal du XX^{ème} siècle (Nachemson, 1999 ; McMeeken et al., 2001).

Cette thèse n'a pas pour objectif de confirmer ou d'infirmer ces travaux mais vise plutôt à s'assurer que notre population s'apparente pour ce critère à d'autres populations mondiales. Elle ne s'est pas focalisée uniquement sur les douleurs lombaires. Globalement, d'après nos résultats, les douleurs sont principalement décrites par les collégiennes, ce qui est confirmé par d'autres travaux basés, pour certains, uniquement sur les maux du bas du dos (Troussier et al., 1994 ; Balagué et al., 1999 ; Pascoe et al., 1997) ou infirmé dans le même domaine (Burton et al., 1996). Cependant, le nombre de plaignants, toutes causes confondues, semblait très important. Une comparaison a été réalisée avec les résultats d'autres auteurs (Balagué et al., 1996 ; Balagué et al., 1999 ; Burton et al., 1991 ; Burton, 1996 ; Burton et al., 1996 ; Negrini, 2000 ; Negrini et al., 2002 ; Pascoe et al., 1997 ; Phélip, 1999 ; Troussier et al., 1994). Par exemple, la moitié de la population interrogée par Pascoe et al. se plaint de douleurs.

La méthode choisie afin d'évaluer la crédibilité des répondants vis-à-vis de la douleur est une analyse des répercussions médicales pour les plaignants des maux de dos. Cependant, au vu des résultats, on peut supposer comme Burton et al.(1996) que ces douleurs ne sont pas très significatives : beaucoup d'adultes ont oublié ces premières expériences algiques. Néanmoins, comme il a été décrit précédemment, nos résultats sont confirmés par la littérature. Balagué (1994) considère que les analyses réalisées à partir de la morbidité « diagnostiquée » sous-estiment l'ampleur réelle des rachialgies, contrairement aux enquêtes en milieu scolaire basée sur la morbidité « ressentie » et « déclarée » (comme dans notre étude).

Une comparaison des résultats concernant les algies des collégiens à d'autres échantillons français d'âges voisins a été réalisée comme en témoigne la figure V.1, qui reprend nos résultats de la figure II.6.

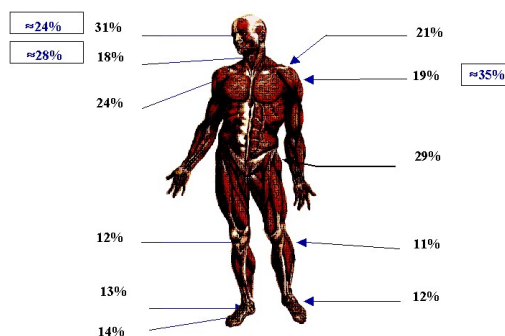


figure V.1 : comparaison de nos résultats (non encadrés) à ceux décrits par Troussier et al.(1999). La population de Troussier et al. correspond à des adolescents en CM2.

La figure V.1 permet de comparer le pourcentage d'élèves souffrant de douleurs au sein de la population décrite par Troussier et al.(1999) et au sein de notre population, l'étude de Troussier étant réalisée à Grenoble. La population de Troussier comportait deux niveaux de classes : des élèves de CM2 et des élèves de 3ièmes. Pour les localisations douloureuses communes, les pourcentages obtenus dans l'étude réalisée à Valenciennes sont situés entre ceux des élèves de CM2 et des élèves de 3ièmes de Grenoble. Cependant ils sont plus proches des résultats des élèves de CM2 que des résultats des élèves de 3ièmes.

D'autres résultats ont été obtenus à partir de ces questionnaires, mais ils ne sont pas détaillés ici car trop éloignés des problèmes de cartables développés dans cette thèse. Il s'agit ainsi des maux de tête développés dans un article soumis au « Journal of pain medicine », et des causes des algies chez l'adolescent dans deux articles soumis au journal « Science et Motricité ».

II. Les coordinations inter-segmentaires

La seconde hypothèse de cette thèse est que l'adaptation au port d'un cartable se quantifie à partir d'indices représentatifs de la coordination cinématique des membres inférieurs. Ces indices ($\psi_0-10rms$ et $\psi_0-20rms$) sont calculés à partir des phases relatives inter-segmentaires lors d'un portage de charge dorsale sur un cycle de marche. Pour évaluer cette adaptation, les indices ont été obtenus en considérant la condition sans charge comme condition témoin. Aucune différence significative n'étant constatée entre ces deux indices, ils ont été utilisés pour une classification de notre population. Selon l'individu, ces indices sont différents ou égaux, ce qui a été utilisé pour définir quatre classes. Ces classes ont été mises en relation avec d'autres variables impliquant les mouvements du sac pendant la marche, le type de marche du sujet, les caractéristiques anthropométriques des individus.

La discussion de ces résultats se rapporte aux différents éléments validés par la seconde hypothèse. Ainsi, après avoir discuté des méthodes de calcul des phases relatives, l'exposé s'orientera vers une discussion des classes d'adaptation susceptibles d'être expliquées par différentes variables.

II.1) Critiques apportées aux calculs des phases relatives et aux indices calculés

Les indices $\Psi_0-10rms$ et $\Psi_0-20rms$ ont été calculés à partir des courbes de phases relatives lors de trois conditions de portage. L'objectif de la thèse était d'utiliser les phases relatives comme outil en appliquant un mode opératoire déjà présenté au cas de la marche normale dans la littérature. Le chapitre 1 a témoigné de plusieurs travaux basés sur de tels calculs. Le choix du mode de calcul repose sur au moins deux points principaux :

- La courbe d'une phase relative doit témoigner d'une continuité du mouvement au cours de la marche. Ainsi, la méthodologie appliquée aux traitements des positions angulaires et vitesses angulaires (segmentaires ou articulaires) doit permettre le traçage d'une courbe continue. Cette méthodologie est notamment dépendante des méthodes de normalisation appliquées à la position et à la vitesse angulaire (Peters et al., 2003 ; Kurz et Stergiou, 2002).
- Dans le but de comparer nos résultats entre eux et à ceux d'autres auteurs, la foulée doit être déterminée de façon identique. Byrne et al. (2002) détermine la foulée entre deux poses du pied droit, contrairement à Clark et Phillips (1993) qui la détermine entre deux décollements du pied.

Par conséquent, la vérification de ces deux points doit être réalisée afin d'éviter d'une part les artéfacts induits par les transformations de coordonnées, comme il a pu être constaté dans certaines thèses (Donker, 2002), et d'autre part de suivre la même logique d'analyse que Byrne et al. (2002). De plus, contrairement à Clark (1995), l'équipe de Byrne décrit les filtrages et les procédures utilisées.

Par ailleurs, les deux indices ont été calculés à partir des courbes des phases relatives. Ces deux indices quantifient l'adaptation au portage au cours d'un cycle de marche. Il s'agit donc d'indices globaux. Ce choix repose sur une volonté de quantification d'un effet général du portage sur la coordination jambe-cuisse. Cette quantification globale pourra être complétée par d'autres analyses comme il sera exposé en perspectives.

Enfin, même si la méthode des phases relatives impose de respecter certains points précis, elle repose sur deux composantes du mouvement (la position angulaire et la variation de position angulaire) contrairement à d'autres méthodes comme la méthode de cross-corrélation (Chéron et al., 2001 ; Grasso et al., 1998) ou l'analyse vectorielle (Glazier et al., 2001) qui reposent sur la position angulaire. La méthode des phases relative est une méthode de quantification de la coordination inter-segmentaire et inter-articulaire contrairement à la méthode qualitative de représentation de l'évolution d'un angle en fonction d'un autre angle. Il convient à présent de discuter des classes d'adaptation au portage obtenues à partir des indices Ψ_0 -10rms et Ψ_0 -20rms.

II.2) Les classes d'adaptations

Les indices utilisés pour quantifier l'adaptation à chaque charge sur la coordination segmentaire sont globaux (calculées sur l'ensemble du cycle). Plusieurs classes d'adaptation ont été mises en évidence. Elles s'expliqueraient par des mouvements de sacs distincts dans le plan frontal, par des variations d'inclinaison du tronc différentes dans le plan sagittal. Ces classes pourraient, notamment, être en relation avec les classes de marche déjà décrites dans la littérature (Sohier, 1989 ; Barbier, 1994). Ces deux auteurs décrivent les mêmes classes selon des approches distinctes. Les « marcheurs par le haut » et les « marcheurs par le bas » auraient suffisamment de signes distinctifs pour être observés aisément. La marche « qui vient d'en haut » se caractérise par un centre de gravité du segment « tête-tronc-bras » en avant de l'axe trans-coxo-fémoral (Sohier, 1989). Comme le résume l'auteur, ces marcheurs « utilisent leur tronc ». En revanche, la marche « qui vient du bas » présente un centre de gravité du segment « tête-tronc-bras » segmentaire en arrière de l'axe trans-coxo-fémoral. Ces

marcheurs « utilisent leur bassin et leurs membres inférieurs ». Les classes décrites dans cette thèse à partir des RMS entre les courbes de phases relatives des différentes conditions de portage ne sont pas ici directement comparables avec de telles classes de marche. En effet, nos indices utilisés sont des différences de deux courbes ($\Psi_0-10rms$ et $\psi_0-20rms$).

A partir d'autres variables, Winsmann et Goldman (1976) remarquent l'existence de groupes de portage. Certains porteurs adultes préfèrent porter leur sac à dos avec les épaules, d'autres avec le bassin lors de la marche. Cette remarque n'est pas davantage exploitée par ces auteurs. Ils observent ainsi des comportements suite au portage qui diffèrent selon leur population. De telles observations pourraient témoigner de l'existence de classes de portage. Les deux types de comportements décrits par Winsmann et Goldman (1976) seraient en relation avec les classes de marche décrites par Sohier (1989) et Barbier (1994). D'une façon identique, les classes décrites au chapitre 3 seraient en relation avec les comportements distincts observés par Winsmann et Goldman (1976) et en relation avec les classes décrites par Sohier (1989) et Barbier (1994).

Dans notre étude des adaptations au portage dorsal, les adaptations cinématiques s'ajoutent aux adaptations électromyographiques.

III. Les adaptations évaluées avec l'EMG

Le paragraphe II de ce chapitre a discuté de l'existence d'adaptations de coordinations cinématiques suite au portage dorsal. Une hypothèse de cette thèse concernait les adaptations musculaires lors d'une telle activité. Le chapitre IV a montré l'existence d'indices d'adaptation musculaire suite au portage dorsal, validant cette hypothèse. Ce paragraphe vise à discuter ce résultat physiologique.

Les patterns de coordination moteurs sont le fruit d'échanges, de production et de perte d'énergie entre les segments (Forrester et al., 1993). Ces flux d'énergie sont issus des activités musculaires et d'autres sources non-musculaires. Ces activités musculaires sont caractérisées entre autres par des patterns d'activité susceptibles d'être influencés par les conditions de marche. Ainsi, comme l'ont montré Ghori et Luckwill (1985), le portage d'une charge dorsale induirait une augmentation des durées de contractions musculaires. Notre étude (*chapitre 4*) témoigne d'une telle modification des patterns musculaires lors de l'adaptation (charge portée dorsalement) pour les principaux muscles de la cheville. Ces patterns peuvent être caractérisés par les instants de débuts et fins de contractions (Winter et Yack, 1987 ; Detrembleur et al.,

1997 ; Soderberg et Knutson, 2000) ou au moyen des enveloppes (Wootten et al., 1990 ; Shiavi et al., 1998).

Les variations des instants de début et de fin de contraction tendent à augmenter globalement les durées de contraction. Une analyse plus précise témoigne d'une organisation particulière : suite au portage, les instants ne sont pas tous modifiés. Ainsi, selon le muscle étudié, un seuil de charge pourrait exister. Les travaux de Ghori et Luckwill (1985) confirment cette hypothèse pour d'autres muscles et pour le portage adulte.

Notre approche par l'ACP avec les enveloppes, pour les trois conditions de portage, souligne que les trois premiers axes sont suffisants pour préciser les conséquences d'un tel portage. De telles analyses lors de la marche sans charge ont déjà été présentées dans la littérature (Wootten et al., 1990). L'objectif de ces auteurs était la recherche d'indices susceptibles de définir des classes dans les populations étudiées (sujets sains et pathologiques). Nos résultats ont montré l'existence d'invariants (entre 50% et 75% du cycle de marche) dans nos signaux EMG pour le *tibialis anterior*.

La co-activation musculaire est un phénomène naturel dans la contraction musculaire. Elle varie selon l'âge et le mode de locomotion employée (Berger et al., 1984). Ainsi, le passage de la marche quadrupède à la marche bipède est associé à une importante réduction de cette co-activation (Berger et al., 1984), co-activation qui participe à la stabilisation articulaire. Les analyses de co-activations musculaires ne révèlent aucune différence significative entre les deux conditions de portage (10,78% du signal EMG pour la charge 10% et 11,19% pour la charge 20%) et la condition témoin (7,19%). Bien que ces co-activations participent à la raideur articulaire (Lamontagne et al., 2000) et sont en soit fondamentales au mouvement, les conditions expérimentales étudiées ici n'induisent pas la nécessité d'une augmentation de stabilisation de la cheville. L'adaptation au portage d'une charge de 10% du poids du sujet ou 20% du poids du sujet n'est pas suffisante pour modifier cet indice.

IV. Comparaison des différentes classifications

L'un des objectifs de cette thèse était la recherche « de classes d'habitudes de portage », étudiées ensuite en laboratoire au moyen de la biomécanique et de l'électrophysiologie. Chacune de ces analyses en laboratoire a conduit à plusieurs variables utilisées pour la classification de la population d'étude dans l'analyse du mouvement. Il convient à présent de les comparer. N'ayant pas le même nombre d'individus pour les classifications des chapitres 3

et 4, aucune comparaison n'est applicable. Par contre, il est possible de comparer les classifications issues des chapitres 2 et 3. Cette comparaison est présentée dans le tableau V.1.

Individu	Classe à partir du questionnaire (Ch 2)	Classe à partir de la cinématique (Ch 3)
Adr	1	1
Arn	1	1
Cor	1	4
Cyp	1	4
Lau	1	2
Rem	1	3
Rom	2	3
Liv	3	2
Sim	4	3
Val	4	3
Pau	5	2
Jas	6	2
Jih	6	2
Sam	6	1

tableau V.1 : comparaison des classifications des chapitres 2 et 3.

Les classifications sont numérotées de 1 à 6 pour la classification issue du questionnaire et de 1 à 4 pour la classification issue de l'analyse cinématique.

Il est possible de distinguer quelques tendances. Les individus de la classe 1 du chapitre 2 sont classés dans toutes les classes du chapitre 3. En revanche, les individus des classes 2 à 5 du chapitre 2 sont dans les classes 2 ou 3 du chapitre 3. Les individus de la classe 6 du chapitre 2 sont dans les classes 1 et 2 du chapitre 3. Les classifications sont différentes entre les approches sociologique et cinématique. Les comportements moteurs étudiés par la cinématique en laboratoire ne sont pas liés aux comportements quotidiens associés au sac scolaire. Deux individus appartenant à la même classe sociologique (et donc ayant des similitudes pour certaines variables) ne seront pas toujours dans la même classe cinématique (où l'on retrouve des individus ayant des similitudes pour les variables de coordination motrice).

A cause des faibles effectifs, il n'est pas possible de réaliser une analyse discriminante. Une population d'étude pour le chapitre 3 plus importante serait à même de pallier ce défaut. Les classes du chapitre 2 pourraient alors être expliquées par les variables liées à la coordination motrice (chapitre 3).

V. Perspectives

V.1) L'étude des relations entre les mouvements du sac/le réglage du sac/l'inconfort au portage

La classification, établie à partir des indices $\Psi_0-10rms$ et $\Psi_0-20rms$, est notamment liée aux mouvements du sac lors de la marche (chapitre 3). L'objectif de ce paragraphe est de proposer une perspective à l'étude de ces mouvements du sac.

Les mouvements du sac pourraient être en relation avec les réglages du sac. Ces derniers pourraient dépendre des notions subjectives d'inconfort propre à chaque individu. La littérature traitant du portage dorsal chez l'adolescent ne donne à notre connaissance, aucune quantification des mouvements du sac (ni les conséquences de ces mouvements) lors de la marche. Il en est de même pour les quantifications des réglages du sac, susceptibles d'influencer ces mouvements. En revanche, quelques travaux se sont intéressés aux inconforts induits par ce portage. Ainsi, les travaux de Mackie et al. (2003) réalisés chez l'adolescent témoignent ainsi d'une quantification des inconforts accompagnant quatre sacs distincts selon un protocole identique à celui de Legg et al. (1997) chez l'adulte. La consigne donnée quant aux réglages est souvent définie comme le réglage assurant un portage correct (pour « être le plus à l'aise »). Cette consigne fait alors appel au subjectif de chacun et aux notions d'inconfort. Ces notions d'inconfort ont été documentées dans la littérature appliquée au portage militaire (Knapik, 1997 ; Legg et al., 1997 ; Holewijn et Meeuwse, 2001). Chez cette population de porteurs militaires, la solution trouvée pour aboutir à l'inconfort « minimal » repose sur un portage tantôt sur les épaules et tantôt sur les hanches, en donnant parfois plus d'importance à l'une de ces zones de portage préférentiel. Ainsi, comme le rappelle Knapik (2001) chez le militaire, le pic de pression au niveau des épaules peut être divisé par deux lorsque le sac est muni d'une ceinture. Ceci s'accompagne d'une activité EMG moindre au niveau des trapèzes (Holewijn et al., 1990). En ce qui concerne le portage du sac scolaire chez l'adolescent, de tels échanges au niveau des zones de portage ne sont pas possibles à notre connaissance car ce type de sac ne présente pas de ceinture. Le portage peut uniquement évoluer entre un portage sur deux épaules, une épaule ou à la main (l'usage des roulettes sur le sac n'étant alors plus considéré comme un portage). La seule possibilité de modification du réglage lorsque le portage a lieu sur les deux épaules consiste à détendre les bretelles, ou au contraire, à conserver le sac le plus près possible du tronc.

Afin d'étudier les relations entre les mouvements du sac, les réglages du sac et l'inconfort associé à de tels réglages, une étude associant l'analyse biomécanique à un questionnaire basé

sur l'inconfort pourrait préciser ces relations. Les mouvements du sac et les réglages nécessitent une quantification. La méthode appliquée dans cette thèse pour évaluer ces mouvements pourrait être appliquée à une telle étude. De même, les questionnaires utilisés par Mackie et al. (2003), Knapik (2001) ou Legg et al. (1997) pourraient évaluer l'inconfort associé à de tels mouvements. Enfin, la quantification des réglages du sac serait réalisée, par exemple, avec une mesure de la longueur de la sangle libre (figure V.2).

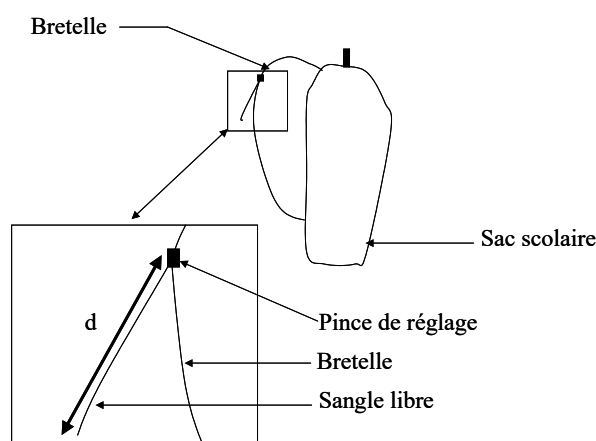


Figure V.2. : proposition d'une quantification des réglages du sac. Le sac est observé de profil. « d » représente la longueur de sangle libre par rapport à la pince de réglage.

V.2) Etude d'autres coordinations inter-segmentaires

L'analyse des coordinations inter-segmentaires que ce soit chez l'animal (Skinner et Mulloney, 1998) et chez l'Homme (Byrne et al., 2002) souligne l'existence de circuits nerveux capables d'induire le comportement dynamique approprié (Skinner et Mulloney, 1998). Certains travaux cherchent ainsi à établir, au moins chez l'animal, des modèles mathématiques de coordination et des observations cellulaires réalisées sur le vivant dans l'intention de relier ces modèles aux observations. Même si de tels travaux ne sont pas envisageables sur l'Homme, ils permettent cependant d'explorer les horizons cellulaires et moléculaires de telles coordinations inter-segmentaires.

L'analyse d'autres segments que ceux étudiés dans cette thèse serait susceptible d'assurer une compréhension plus précise des adaptations du corps soumis au portage. Les différentes moyennes présentées par Byrne et al. (2002) et utilisées au paragraphe chapitre3-IV.4. pourraient être appliquées pour chaque segment. Il nous a alors semblé intéressant de voir si l'application de cette méthode serait susceptible d'amener de nouvelles informations pour la compréhension du corps perturbé : on obtient ainsi dix variables (tableau V.2). A ce titre, en

utilisant les angles et les vitesses angulaires entre chacun des segments (cuisse et tronc) et l'horizontale, une pré-étude s'est portée sur un individu (1m45, 34kg, 13 ans) en recalculant les angles de phases pour chaque segment. Les phases relatives sont déterminées pour les trois conditions de portage (selon la méthode décrite au chapitre 3). Les résultats sont présentés au niveau de la figure V.3.

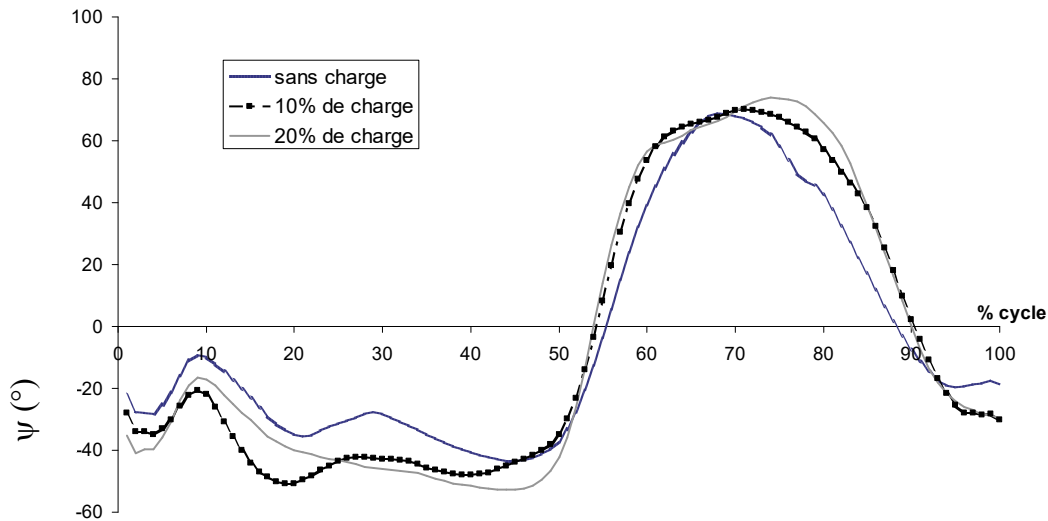


figure V.3 : évolution des phases relatives entre la cuisse et le tronc pendant la marche lors de trois conditions de portage. Par souci de lisibilité l'écart-type n'a pas été représenté.

Les résultats sont exposés dans la figure V.3 ci-dessous.

	ψ_M	ψ_{Sd}	ψ_{MSt}	ψ_{SdSt}	ψ_{MSw}	ψ_{SdSw}	ψ_{MBr}	ψ_{SdBr}	ψ_{MPr}	ψ_{SdPr}
0%	25,41 (1,45) ‡	12,79 (1,93)	23,59 (2,01)	10,23 (0,84)	28,02 (2,67)	15,26 (3,39)	17,63 (6,22)	10,61 (3,54)	24,28 (2,21)	11,81 (0,84)
10%	27,4 (1,53)	12,85 (1,16)	25,93 (2,54)	9,45 (0,61)	29,51 (1,09)	16,22 (2,89)	22,82 (7,66)	8,68 (2,48)	22,74 (3,07)	10,76 (2,43)
20%	28,2 (1,58)	14,99 (2,41)	26,32 (1,89)	10,65 (2,79)	30,92 (1,13)	19,37 (2,77)	21,04 (4,11)	8,08 (3,25)	29,56 (9,73)	12,22 (4,85)

tableau V.2 : analyse de la coordination tronc/cuisse pour différentes conditions de portage. ψ_M : moyenne absolue sur l'ensemble du cycle ; ψ_{Sd} : écart-type absolu sur l'ensemble du cycle ; les mêmes abréviations sont prises pour la phase d'appui (St), de transfert (Sw), de freinage (Br) et de propulsion (Pr). L'unité est le degrés. ‡ : différence significative par rapport à la condition 10% ; † : différence significative par rapport à la condition 20% ($p \leq 5\%$).

Seule les conditions 0% et 20% présentent des valeurs statistiquement différentes pour la variable ψ_M (moyenne absolue sur l'ensemble du cycle). Les adaptations locomotrices incluraient d'autres coordinations que celle entre la jambe et la cuisse. Néanmoins, les

variables du tableau V.2 sont calculées à partir d'un nombre plus ou moins important de points. Les différences entre les trois conditions de portage seraient réduites à cause de ce mode de calcul. D'autres variables pourraient compléter celles utilisées dans le tableau V.2 : une analyse à chaque instant préciserait les perturbations. Par exemple, la figure V.3 témoigne de l'existence d'instant critiques pour lesquels les courbes de phases relatives obtenues pour les trois conditions de portage diffèrent fortement (à 10% du cycle par exemple). D'autres auteurs comme Colloud (2003) ont mis au point un indice basé sur le même principe d'écart entre deux courbes pour chaque instant. L'auteur obtient alors une courbe évoluant au cours du temps (et non une valeur moyenne comme dans notre étude). Même si ce type d'analyse suppose une analyse de données afin de réduire les indices, elle présente l'avantage de rechercher des indices pertinents et non noyés dans l'ensemble des données. D'autres paramètres auraient pu être utilisés à partir des courbes de phases relatives comme l'utilisation de valeurs discrètes (valeur de la phase relative à certains instants critiques) comme le propose Van Emmerick et Wagenaar (1996).

Enfin, d'autres coordinations pourraient être étudiées. La littérature témoigne de plusieurs perturbations cinématiques lors d'un port de sac scolaire. Ainsi, les travaux de Pascoe et al. (1997) suggèrent qu'un portage déséquilibré au moyen d'une seule bretelle n'induit pas de modification de l'angle d'inclinaison moyen du tronc par rapport à la conditions où le sujet emploie les deux bretelles. Néanmoins, le mouvement de la tête (mesuré par l'angle entre la tête et l'horizontale dans le plan sagittal) serait perturbé. Une analyse de la coordination entre la tête et le sac permettrait éventuellement de définir les liaisons entre les mouvements du sac et ceux de la tête.

V.3) L'apport de la cinétique

Les apports de la cinétique permettraient d'appréhender les études des adaptations au portage de manière distincte. La connaissance des contraintes, des forces et des moments articulaires au niveau des membres inférieurs est envisageable grâce à la dynamique inverse (Allard et Bianchi, 2000 ; Winter, 1990 ; Barbier, 1994). L'usage d'un sac instrumenté devrait assurer la quantification des moments et des forces exercées par le sac au niveau des principaux points d'interface porteur/charge. De tels sacs sont couramment employés dans les travaux sur le portage adulte (Gillet, 2000 ; Harman et al., 2001).

Par ailleurs, Hsiang et al. (2002) ont proposé une méthode d'évaluation du contrôle moteur à partir de la force verticale lors de la phase d'appui. Leur analyse est basée sur les

caractéristiques statistiques de variables mesurées au niveau des courbes de force verticale pendant la marche (avec ou sans charge). Ils appuient leurs hypothèses sur des travaux réalisés dans le domaine de la robotique. Selon ces auteurs, la fonction de répartition des variables mesurées dépend du contrôle musculaire agissant au cours du mouvement. Les moments statistiques d'ordre trois (formule 1, du chapitre 4) et quatre (formule 2, du chapitre 4) de ces variables biomécaniques seraient ainsi liées au contrôle sous-jacent. Hsiang et al.(2002) montrent que le positionnement d'une charge à différents endroits au niveau du tronc influence ces moments statistiques. Le contrôle du mouvement serait différent pour chacune de ces positions. De telles analyses pourraient être appliquées au cas du portage chez l'adolescent. Elles permettraient une quantification du « contrôle moteur » qui intervient pour chaque condition de portage. Néanmoins, elles suggèrent des conditions expérimentales adéquates pour obtenir un nombre suffisant de foulées. Sans cette précaution, les calculs de ces moments n'auraient aucune signification statistique et les résultats quant au « contrôle moteur » ne présenteraient aucun intérêt. Par ailleurs, il convient d'être prudent quant à une rapide analyse des résultats obtenus. En effet, les travaux de ces auteurs sont rapidement explicités et ne révèlent pas toutes les démarches logiques d'interprétation de leurs résultats. Enfin, ces auteurs utilisent des instants déterminés *a priori*. La recherche d'autres instants caractéristiques pourrait assurer une perception plus précise de ces contrôles moteurs.

V.4) Perspectives pour l'EMG

L'étude réalisée ici s'est principalement focalisée sur le *tibialis anterior* et le *gastrocnemius lateralis*. Plusieurs conséquences au portage ont été décrites. La littérature traitant du portage adulte relate pour d'autres muscles que ceux étudiés dans notre étude des conséquences similaires ou distinctes selon les muscles (Ghori et Luckwill, 1985). L'analyse de ces muscles chez l'adolescent soumis au portage pourrait ainsi permettre de mieux comprendre l'ensemble des phénomènes musculaires qui régulent cette adaptation. Elle assurerait une meilleure compréhension des phénomènes de co-activation susceptibles d'influencer les raideurs articulaires, plus ou moins modifiées lors d'un portage de charge (Holt et al., 2003).

Par ailleurs, notre étude s'est restreinte aux analyses de signaux classiques (instants de début et fin de contraction et co-activation) ainsi qu'une analyse de données pour les signaux EMG. La littérature propose d'autres techniques susceptibles d'informer sur des phénomènes de régulations motrices plus approfondies comme l'utilisation des ondelettes appliquées à l'EMG de surface (Gazzoni et al., 2004).

V.5) Autres apports de la cinématique et de l'EMG

Le calcul des phases relatives est réalisé à partir des positions et vitesses angulaires (articulaires ou par rapport à une référence comme l'horizontale). L'analyse de la coordination a été décomposée selon deux approches (biomécanique et physiologique). Il est possible de coupler ces deux approches selon la méthode de Beuter et al. (1987). Le plan de phase obtenu à partir de la vitesse et de la position angulaire peut être complété par une enveloppe du signal EMG normalisée par rapport à une MVC ou une amplitude maximale dynamique. Ceci sert à visualiser les relations entre vitesse et activité musculaire au cours d'un cycle de marche (Beuter et al., 1987). Un exemple est présenté sur la figure V.4 avec le genou et l'activité du *rectus femoris*.

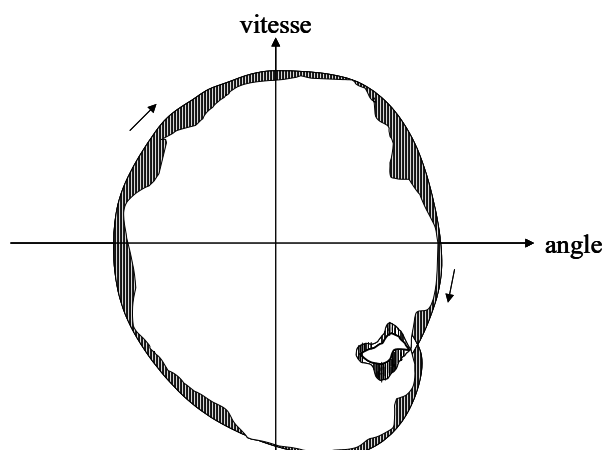


figure V.4 : Schéma d'un plan de phase du genou et EMG intégré (rayé) du *rectus femoris*.

Cette analyse peut aussi être plus complexe et ainsi faire intervenir les EMG des muscles antagonistes agissant sur l'articulation. La représentation de l'enveloppe d'un muscle agoniste est à l'intérieur du plan de phase et celle du muscle antagoniste dirigée vers l'extérieur de ce plan (non représenté sur la figure V.4).

L'amplitude d'un EMG résulte des interactions complexes entre la force développée, la longueur du muscle et la vitesse de réalisation du mouvement (Beuter et al., 1987). La représentation de la figure V.4 permet ainsi de percevoir plusieurs paramètres simultanément.

V.6) L'étude des pressions : pressions plantaires et pressions exercées par le sac scolaire

L'étude réalisée s'est focalisée sur le côté droit de l'individu, comme il est pratiqué en analyse de la coordination locomotrice (Clark et al., 1993 ; Hamill et al., 1999 ; Byrne et al., 2002). L'asymétrie droite/gauche n'a pas été analysée dans cette thèse. A ce titre, une pré-étude

basée sur la répartition des pressions plantaires au cours de la marche a été menée au près de 96 adolescents ($11,7\text{ans}\pm 0,9$; $1\text{m}49\pm 7,19$; $44,8\text{kg}\pm 10,1$). Les conditions de portage étaient similaires à celles étudiées en laboratoire (sans charge, sac10%, sac20%). Un tapis RS Scan et une plate-forme de force LOGABEX ont été utilisés. Les analyses ont été réalisées en salle de cours. Un chemin de marche d'environ 10m a été aménagé au moyen de caissons (ceux utilisés en laboratoire) afin d'avoir un chemin rectiligne dans lequel la plate-forme et le tapis n'étaient pas sur-élevés (figure V.5). La masse portée est ajustée au moyen de sacs de sable. Les tests ont été réalisés à vitesse spontanée, pieds nus.

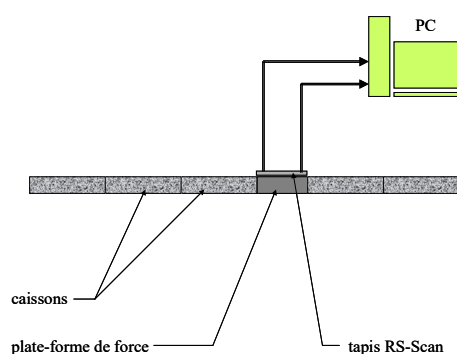


Figure V.5 : matériel utilisé pour l'analyse des pressions plantaires.

Les premiers résultats montrent que les variations des pressions plantaires, suite au portage dorsal, ne sont pas identiques entre les deux pieds. Ceci confirme l'existence d'un pied « propulseur » et d'un pied « amortisseur ». De plus, le portage d'une charge modifie les caractéristiques de cette distinction en la complexifiant. Il s'agit maintenant de poursuivre cette analyse sur l'ensemble de la population étudiée.

Les mesures de pression peuvent aussi être appliquées aux interfaces entre le porteur et le sac comme en témoigne la figure V.6.



Figure V.6 : système F-Scan de mesure des pressions.
(d'après Bossi et al., 2001)

Ce genre de système est capable d'évaluer les pressions exercées par le sac. Il pourrait faciliter la conception des sacs scolaires, notamment lors des choix des matériaux qui doivent être intégrés au sac.

Conclusion générale

Une première étape de l'étude avait pour objectif de sélectionner les individus susceptibles de réaliser les études biomécaniques et physiologiques en laboratoire. Pour cela, une enquête, similaire à celles déjà utilisées dans la littérature pour étudier les conséquences du port d'un sac scolaire, a permis de connaître les particularités vis-à-vis de ce sac sur un échantillon représentatif. Grâce à l'analyse de données, plusieurs classes ont été identifiées à partir de cette enquête. Une seconde étape de l'étude repose sur une identification de plusieurs indices d'adaptation locomotrice à un port de charge dorsale (cartable). Les indices utilisés dans cette thèse sont d'ordre biomécanique ($\Psi_{0-10_{\text{rms}}}$ et $\Psi_{0-20_{\text{rms}}}$ calculés à partir de courbes de phases relatives) et d'ordre électrophysiologique (instants de début et fin de contraction, indice de co-contraction, enveloppe du signal). Pour obtenir certains indices (indice de co-contraction, instants caractéristiques), des outils ont été mis au point et validés. L'ensemble de ces indices (biomécaniques et physiologiques) a été calculé sur une population sélectionnée à partir d'une analyse de données réalisée sur les résultats d'une enquête. Ainsi, en utilisant d'une part les résultats d'une enquête basée sur le portage et réalisée dans les collèges, en recherchant d'autre part plusieurs indices d'adaptations locomotrices en relation avec la coordination (biomécanique ou physiologique), cette thèse représente un lien entre les approches sociologiques/épidémiologiques et les analyses du mouvement. Pour les ergonomes, elle indique plusieurs indices d'adaptations susceptibles d'être étudiés pour comparer, par exemple, les conséquences de plusieurs sacs scolaires. Pour les personnels de la santé publique et du corps médical, pour les parents d'élèves et surtout pour les collégiens, cette thèse montre que le sac scolaire modifie la locomotion dès 10% de la masse de l'individu. Toutefois, cette thèse n'a pas réalisé une étude longitudinale permettant d'évaluer à longs termes les impacts du port d'un sac trop lourd. Les indices présentés dans cette thèse pourraient cependant « guider » les futurs travaux dans ce domaine.

Il ressort de cette thèse que les conséquences du port du « cartable » sont toujours présentes au XXI^{ème} siècle. Ces conséquences sont d'au moins deux types. D'une part, même si le port du sac n'est pas la première cause des douleurs lombaires, beaucoup de chercheurs admettent que cette charge intervienne dans l'apparition de conséquences algiques. D'autre part, le port d'une charge excessive modifie significativement la locomotion de l'adolescent à plusieurs niveaux (cinématiques, coordinations biomécaniques, activités musculaires). Pour réduire

l'ensemble des conséquences induites par le port du cartable, plusieurs outils sont mis à la disposition des jeunes collégiens (casiers scolaires, cartable avec roulettes, double collection de livres dont un exemplaire reste en salle de classe...). Le casier scolaire n'est pas obligatoirement un système idéal car il induit certains désagréments. Par ailleurs, les usages des adolescents vis-à-vis de la charge portée seraient mis en cause. Certaines choses inutiles accroissent la masse portée. Ces conclusions rejoignent celles déjà décrites dans la littérature (Hong-Kong Society for Child Health and Development, 1988 ; Ribot, 2002). Une meilleure organisation, la recherche de matériels utiles et légers seraient les solutions les plus adaptées.

Résumer les conséquences d'un port de charge dorsale à une analyse de l'inclinaison du tronc dans le plan sagittal ou à une analyse des modifications de variables liées aux foulées (taille des foulées, cadence...) est trop réductionniste. En effet, notre étude montre une approche différente dans l'analyse des conséquences d'un tel portage. Elle ouvre aussi d'autres horizons pour les analyses du mouvement en laboratoire avec une population souvent peu décrite car mal connue. L'usage d'une enquête préalable ou associée à l'analyse en laboratoire permet de mieux connaître cette population sous plusieurs approches. Ceci représente une collaboration multidisciplinaire afin de répondre aux différentes questions posées. Cette collaboration faisant intervenir des disciplines liées à l'analyse du mouvement et la sociologie peut être complétée par d'autres collaborations selon l'étude réalisée. Ainsi, que ce soit d'ordre biomécanique, automatique ou physiologique, la coordination représente un maillon important pour chacune de ces disciplines.

Enfin, alors que le « cartable » et les manuels scolaires sont parfois délaissés en faveur d'outils électroniques (« cartables électroniques »), cette thèse n'a pas été réalisée dans le but de mieux promouvoir cet outil en dénigrant et accusant le « cartable » de multiples risques pour la santé des individus. Ces outils électroniques nécessitent certaines infrastructures réseaux et certaines adaptabilités en fonction de la population d'utilisateurs. Ces infrastructures ne sont pas toujours implantées en France. On peut aussi concevoir l'« *ecartable* » (ou cartable électronique) comme un nouvel outil dans la priorité pédagogique. Améliorer la qualité de l'apprentissage, habituer les usagers à utiliser de tels outils dont ils risquent d'avoir recours dans l'avenir seraient les apports de l'« *ecartable* » (FING, 2001). L'« *ecartable* » serait donc un complément au système éducatif actuel basé sur les livres, manuels scolaires, cartables parfois surchargés... Cela témoigne que l'usage du « cartable » ne semble pas encore atteindre la fin de ses jours.



RÉFÉRENCES



A

Abbink JH, van der Bilt A, Van der Glas HW

Detection of onset and determination of muscle activity in surface EMG signals
Journal of Oral Rehabilitation (1998), 25 : 365-369.

Abu-Arafeh I, Russel G

Recurrent limb pain in schoolchildren
Archive of Disease in Childhood (1996), 74 : 336-339.

AICP

Sac d'école : ce que les parents doivent savoir
Bulletin de l'International Chiropratic Pediatric Association (2000), Novembre/décembre.
http://www.icpa4kids.com/french_pediatric_chiropractic_articles_book_bags.htm

Allard P, Blanchi JP

Analyse du mouvement humain par la biomécanique
VIGOT DECARIE (2000), 2ème édition, ISBN 2-89137-159-3

American Association of Electrodiagnostic and Medicine

Technology review : dynamic electromyography in gait and motion analysis
Muscle Nerve (1999), 22(8) : 233-238.

American Chiropractic Association

Imprompter use of backpacks leads to chronic back pains
www.amerchiro.org (2002)

Andriacchi TP, Alexander EJ

Studies of human locomotion : past, present and future
Journal of biomechanics (2000), 33 : 1217-1224.

Armand S

Modélisation et estimation des sollicitations articulaires chez l'enfant portant un sac à dos
DEA de Biomécanique et Physiologie de l'Homme en Mouvement (Paris Sud – Lille2) (2001)

Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG, Hayes KC

How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait?
Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (1986), 18(3) : 133-5.

B

Balagué F, Dutoit G, Waldburger M

Low back pain in schoolchildren. An epidemiological study
Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (1988), 20(4) : 175-9.

Balagué F, Nordin M, Skovron M, Dutoit G, Yee A, Waldburger M

Non specific low back pain among schoolchildren: a field survey with analysis of some associated factors

Journal of spinal disorders (1994), 7 : 374-379.

Balagué F, Nordin M, Dutoit G, Waldburger M

Primary prevention, education, and low back pain among school children

Bulletin Hospital of joint diseases (1996), 55 : 130-134.

Balagué F, Troussier B, Salminen JJ

Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors

European Spine Journal (1999), 8(6) : 429-38.

Balagué F, Dudler J, Nordin M

Low-back pain in children

The Lancet (2003), 23 : 1403-1404.

Barbier F

Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique – Application à la rééducation

Thèse de doctorat (1994), Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

Basmajian J

Motor learning and control : a working hypothesis

Archive of Physical Medicine and Rehabilitation (1977), 58 : 38-41.

Berger W, Altenmueller E, Dietz V

Normal and impaired Development of children's gait

Human Neurobiology (1984), 3 : 163-170.

Besson JM

La douleur

Editions Odile Jacob (1992), ISBN 2-7381-0181-X.

Beuter A, Carrière L, Boucher JP

Relationships between electromyography and kinematics in human stepping strategies

Neuroscience letter (1987), 77 : 119-123.

Bhambani Y, Buckley S, Maikala R

Physiological and biomechanical responses during treadmill walking with graded loads

European Journal of Applied Physiology (1997), 76 : 544-551.

Bhambani Y, Maikala R

Gender differences during treadmill walking with graded loads: biomechanical and physiological comparisons

European Journal of Applied Physiology (2000), 81 : 75-83.

Bilodeau M, Cincera M, Arsenault AB, Gravel D

Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contraction

Journal of Electromyography and Kinesiology (1997), 7 : 87-96.

Bismuth J

Prévention des douleurs lombaires dès la scolarisation
Thèse de médecine (1986), Paris VII

Bloom D, Woodhull-McNeal AP

Postural adjustments while standing with two types of loaded backpack
Ergonomics (1987), 30 : 1425-1430.

Bobet J, Norman RW

Effects of load placement on back muscle activity in load carriage
European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology (1984), 53 : 71-75

Bonato P, D'Alessio T, Knaflitz M

A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait
IEEE (1998), 45-3.

Borzelli G, Cappozzo A, Papa E

Inter- and intra-individual variability of ground reaction forces during sit-to-stand with principal component analysis
Medical Engineering and Physics (1999), 21(4) : 235-240.

Bossi LL, Tack DW

Human factors engineering in the development of a new load carriage system for the Canadian force
RTO-MP056 (2001), 18A1 : 18A22.

Bouisset S, Maton B

Muscles, posture et mouvement
Hermann (1995), ISBN 2 7056 6267 7

Bouroche JM, Saporta G

L'analyse de données
Que sais-je ? (1994), Presses universitaires de France-ISBN : 2-13-042552-6.

Bowsher K, Damiano D, Vaughan C

Joint torques and cocontraction during gait for normal and cerebral palsy children
Proceedings of NACOB II (1992)

Bulletin officiel de l'éducation nationale

Protection du milieu scolaire : poids des cartables
octobre 1995, page 3058, note du 17-10-1995
Nor : MENL9502222X.

Burgess-Limerick R, Abernethy B, Neal RJ

Relative phase quantifies interjoint coordination
Journal of biomechanics (1993), 26 : 91-94.

Burton K, Tillotson M

Does leisure sports activity influence lumbar mobility or the risk of low back trouble ?
Journal of spinal disorders (1991), 4: 329-336.

Burton K

Low back pain in children and adolescents : to treat or not ?
Bulletin hospital for Joint diseases (1996), 55: 127-129.

Burton K, Clarke R, McClune T, Tillotson M

The natural history of low back pain in adolescents
Spine (1996), 21: 2323-2328.

Byrne JE, Stergiou N, Blanke D, Houser JJ, Kurz MJ

Comparison of gait patterns between young and elderly women : an examination of coordination
Perceptual and Motor skills (2002), 94 : 265-280.

C

Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini F

Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction
IEEE Trans Biomed Eng.(1997), 44(12) : 1165-1174

Cheron G, Leurs F, Bengoetxea A, Draye JP, Destrée M, Dan B

A dynamic recurrent neural network for multiple muscles electromyographic mapping to
elevation angles of the lower limb in human locomotion
Journal of neuroscience methods (2003), 129: 95-104.

Cheron G, Bengoetxea A, Bouillot E, Lacquaniti F, Dan B

Early emergence of temporal coordination of lower limb segments elevation angles in human
locomotion
Neuroscience letters (2001), 308: 123-127.

Chockalingam N, Giakas G, Iossifidou A

Do strain gauge platforms need in situ correction
Gait & Posture (2002), 16 : 233-237.

Cibois P

L'analyse factorielle
Que sais-je ? (2000) – Presses universitaires de France – ISBN 2-13-050883-9

Clark J, Phillips SJ

A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking : a
dynamical systems analysis.
Child development (1993), 64 : 1143-1157.

Clark J

Motor development
Encyclopedia of human behavior (1994), 3 : 245-255.

Clark J

On becoming skilful: patterns and constraints
Research Quarterly for Exercise and Sport (1995), 66 : 173-183.

Clark J, Trully T, Phillips S

On the development of walking as a limit-cycle system
A dynamic systems approach to development: applications (1993), Cambridge MA: MIT
PRESS.

Collins JJ

The redundant nature of locomotor optimization laws
Journal of Biomechanics (1995) ; 28 : 251-267.

Colloud F

Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres d'aviron –
Implications pour l'entraînement
Thèse de doctorat (2002), LyonI.

Craik RL, Oatis CA

Gait analysis : theory and application
St Louis Mosby (1995) ISBN 0801669642

D**Davis B, Moon R, Sach H, Ottolini M**

Effects of sleep position on infant motor development
Pediatrics (1998), 102 : 1135-1140.

Detrembleur C, Willems, Plaghki L

Does walking speed influence the time of pattern of muscle activation in normal children
Developmental Medicine and Child Neurology (1997), 39 : 803-807.

Dierick F, Domicent C, Detrembleur C

Relationship between antagonistes leg muscles co-contraction and body centre of gravity
mechanism in different gait level disorders
Journal of Electromyography and Kinesiology (2002), 12 : 59-66.

Donkers S

Flexibility of human walking : a study on interlimb coordination
Thèse (2002), Sint Maartenskliniek, Nijmegen. ISBN : 90-367-1685-3.
<http://www.ub.rug.nl/eldoc/dis/medicine/s.f.donker/>

E**Escofier B, Pagès J**

Analyses factorielles simples et multiples
DUNOD (1990), 2ème édition, ISBN : 2-04-020705-8.

F**Falconer K, Winter DA**

Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking
Electromyography and clinical neurophysiology (1985), 25 : 135-149.

FCPE & association de parents d'élèves de Ribeaupville

<http://www.fcpe-ribeau.com/Cartable/Cartable1.htm>

FING (Groupe "e-education")

Rapport de synthèse sur l'*e-cartable*
2001, version 2.2 ; 4 : 1 -8.

Forrester LW, Phillips SJ, Clark JE

Locomotor coordination in infancy : the transition from walking to running
The development of coordination in infancy (1993), 14 : 359-393.

Frost G, Dowling J, Dyson K, Bar-Or O

Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion
Journal of Electromyography and Kinesiology (1997), 7 : 179-186.

G

Gazzoni M, Farina D, Merletti R

A new method for the extraction and classification of single unit action potentials from surface EMG signals
Journal of neuroscience methods (2004), 136 : 165-177.

Gerbeaux M

Développement musculaire et croissance chez l'enfant et l'adolescent – Etude biomécanique
Thèse de doctorat (1984), université des sciences et techniques de Lille1.

Giakas G, Baltzopoulos V

The effects of noise and filtering on the calculation of net joint dynamics of the lower segments during walking
11^{ème} conférence de l'ESB (1998) – communication orale, p150.

Giakas G, Baltzopoulos V

Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking : an investigation of variability and symmetry
Gait & Posture (1997), 5 : 189-197.

Gillet C

Elaboration et validation d'un modèle du corps humain, porteur d'un sac à dos.
DEA de Physiologie et Biomécanique de la Performance Motrice (Paris Sud – Lille2) (2000)

Glazier PS, Davids K, Bartlett RM

Dynamical systems theory : a relevant framework for performance-oriented sports biomechanics research
Sports science (2003), 7.

Ghori LM, Luckwill RG

Responses of the lower limb to load carrying in walking man
European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology (1985), 54(2) : 145-150.

Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D

Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals
Gait & posture (2003), sous presse.

Goh JH, Thambyah A, Bose K

Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking
Clinical Biomechanics (1998), 13 : S26-S31

Gordon D et Robertson E

Electromyography processing
<http://www.health.uottawa.ca/biomech/courses/apa4311/emg-p2.ppt>

Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F

Motor patterns for human gait : backward versus forward locomotion
The American physiological society (1998), 1868-1885.

Grimmer K, Williams J, Gill TK

The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features
Spine (1999) 24 : 2262-2267.

Grimmer K, Williams M

Gender-age environmental associates of adolescent low back pain
Applied Ergonomics (2000) 31 : 343-360

Grimmer K, Williams J, Pitt M

Reliability of adolescents self-report of recent recreational injury
Journal of adolescent health (2000), 27 : 273-275.

Grimmer K, Dansie B, Milanese S, Pirunsan U, Trott P

Adolescent standing postural response to backpack loads : a randomised controlled experimental study
BMC musculoskeletal disorders (2002), 3 : 1-10

Growney E, Meglan D, Johnson M

Repeated measures of adult normal walking using video tracking system
Gait & Posture (1997), 5 : 147-162.

H

Häggs GM, Luttmann A, Jäger M

Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics
Journal of Electromyography and Kinesiology (2000), 10 : 301-312.

Hamill J, Van Emmerick RE, Heiderscheit BC, Li L

A dynamical systems approach to lower extremity running injuries
Clinical Biomechanics (1999), 14 : 297-308.

Hansen AH, Childress DM, Meier MR

A simple method for determination of gait events
Journal of Biomechanics (2002), 35 : 135-138.

Harman E, Han KH, Frykman P

Load-speed interaction effects on the biomechanics of backpack load carriage
RTO-MP056 (2001), 5 : 1-19.

Harris GF, Smith PA

Human motion analysis – Current applications and future directions
IEEE Press (1996); ISBN 0-7803-1111-6

Hausdorff JM, Zemani L, Peng C, Goldberger AL

Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children
Journal of Applied Physiology (1999), 86 : 1040-1057.

Hills AP, Parker AW

Electromyography of walking in obese children
Electromyographic and Clinical Neurophysiology (1993), 33 : 225-233.

Hodges PW, Bui BH

A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography
Electroencephalography and clinical neurophysiology (1996), 101 : 511-519.

Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK

Speed dependence of average EMG profiles in walking
Gait & Posture (2002), 16 : 78-86.

Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ

Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait
Gait & Posture (1997), 5 : 217-227.

Holewijn M

Physiological strain due to load carrying
European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology (1990), 61 : 237-245.

Holewijn M, Meeuwse T

Physiological strain during load carrying : effects of mass and type of backpack
RTO-MP056 (2001), 1-1 : 1-12.

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
Journal of Biomechanics (2003), 36 : 465-471.

Hong Y, Brueggemann GP

Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill
Gait & Posture (2000), 11 : 254-259.

Hong Y, Cheung CK

Gait and posture responses to backpack load during level walking in children
Gait & posture (2003), 17 : 28-33.

Hong Kong Society for Child Health and Development

The weight of school bags and its relation to spinal deformity
Report of research.
The department of orthopaedic surgery, university of Hong Kong
The Duchess of Kent Children's Hospital, 1988.

Hreljac A, Marshall RN

Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data
Journal of Biomechanics (2000), 33 : 783-786.

Hsiang S, Chang C

The effect of gait speed and load carrying on the reliability of ground reaction forces
Safety science (2002), 40 : 639-657.

Hulliger M, Mah CD, O'Callaghan I, Darwish HZ, Myles ST

Selective dorsal rhizotomy in cerebral palsy: quantitative outcome assessment using principal component analysis of gait
Gait & Posture (1995), 3 : 275-276.

Hulliger M, Wojciechowski A, Darwish HZ, McNeil M, Dypvik A, Bishop G, Foweraker JP

Classification of multivariate gait EMG patterns in cerebral palsy
Gait & Posture (1997), 6 : 266.

I

Ives JC, Wigglesworth JK

Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures
Clinical Biomechanics (2003), 18 : 543-552.

J

Johnson RC, Pelot RP, Doan JB, Stevenson JM

The effect of load position on biomechanical and physiological measures during a short duration march
RTO-MP056 (2001), 4 : 1-6

Jonsson H, Karrholm J

Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after anterior cruciate ligament rupture
Journal of Orthopedic Research (1994), 12 : 769- 779.

K

Kellis E, Arabatzi F, Papadopoulos C

Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index
Journal of Electromyography and Kinesiology (2003), 13 : 229-238.

Kelzo JAS

Dynamic patterns
MIT Press (1995)

Kleissen R, Buurke J, Zilvold G

Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application
Gait & Posture (1998), 8 : 143-158.

Kinoshita H

Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait
Ergonomics (1985), 28 : 1347-1362.

Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ

Influence of walking speed on gait parameters
Journal of Medical Engineering. (1985) – Communications.

Kirtley C

<http://guardian.curtin.edu.au:16080/cga/data/index.html>.

Knapik J

Physiological, biomechanical and medical aspects of soldier load carriage
RTO-MP056 (2001), KN1 : 1-19.

Koh TJ, Grabiner MD

Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography
Journal of Biomechanics (1993), 26 : 151-157.

Kurz M, Stergiou N

Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase
Journal of Biomechanics (2002), 35 : 369-374.

Kwon OY, Minor SD, Maluf KS, Mueller MJ

Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy
Gait & Posture (2003), 00 : 1-9

L

Laassel EM

Analyse et modélisation multidimensionnelles de la marche humaine
Thèse de doctorat (1992), université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

Lai JP, Jones AY

The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children
Early Human Development(2001), 62 : 79-86.

Lamontagne A, Richards CL, Malouin F

Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke
Journal of Electromyography and Kinesiology (2000), 10: 407-415.

Le Chevalier JM, Brousse MH, During B, PradetM

Energie et conduites motrices
Collection Etudes et Formation, INSEP (1989), 2 : 27-38.

Lebart L, Salem A

Analyse de données textuelles
Dunod (1988), ISBN 2-04-018779-0.

Lebart L, Morineau A, Fénelon JP

Traitement des données statistiques
Dunod (1982), ISBN 2-04-0154444-2.

Legg SJ, Ramsey T, Knowles DJ

The metabolic cost of backpack and shoulder load carriage
Ergonomics (1992), 35 : 1063-1068.

Legg SJ, Perko L, Campbell P

Subjective perceptual methods for comparing backpacks
Ergonomics (1997), 40 : 809-817.

Lenke LG, Betz RR, Haheer TR, Lapp MA, Merola AA, Harms J, Shufflebarger HL

Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels.
Spine (2001), 26 : 2347-2353.

Lepoutre FX

Analyse et traitement des mesures des courbures du dos d'un sujet dans le plan sagittal, modélisation et application biomécanique
Thèse de doctorat (1979), Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

Ling W, Axen K, Houston V

The influence of load carrying methods on gait of healthy women
RTO-MP056 (2001), 10 : 1-6.

Loslover P

Obtaining information from time data statistical analysis in human component system studies.
(1) Methods and performances
Information Science (2001), 132 : 133-156.

Loslover P, Bouilland S

Marriage of fuzzy sets and multiple correspondence analysis : examples with subjective interval data and biomedical signals
Fuzzy Sets and Systems (1999), 107 : 255-275.

M

Mackie H, Legg S, Hedderley D

Comparison of four different backpacks intended for school use
Applied Ergonomics (2003), 34 : 257-264.

Mark LS, Baillet JA, Craver KD, Douglas SD, Fox T

What an actor must do in to perceive the affordance for sitting
Ecological Psychology (1990), 2 : 325 – 366.

Martin PE, Nelson RC

The effect of carried loads on the walking patterns of men and women
Ergonomics (1986) ; 29 : 1191-1202.

Martin JG, Mora CD, Pellico LG, Rodriguez IP

Discriminant analysis of vertical ground reaction forces in knee osteoarthritis patients
Gait & Posture (1995), 3 : 176.

McMeeken J, Tully E, Stillman B, Natrass C, Bygott IL, Story I

The experience of back pain in young Australians
Manual Therapy (2001), 6 : 213-220.

Merati T, Negrini S, Sarchi P, Mauro F, Veicsteinas A

Cardio-respiratory adjustments and cost of locomotion in school children during backpack walking (the Italian Backpack Study)
European Journal of Applied Physiology (2001), 85 : 41-48.

Metral S, Robert A

Electromyographie
Encyclo Med Chir (1986), Appareil locomoteur, 14001 R 10,5.

METROPOL

Le calcul d'incertitude dans les méthodes de mesurage de l'exposition professionnelle
INRS (2003), Fiche [G.http://www.inrs.fr/INRS-PUB/inrs01.nsf/IntranetObject-accesParReference/Metropol+G/\\$File/MetG.pdf](http://www.inrs.fr/INRS-PUB/inrs01.nsf/IntranetObject-accesParReference/Metropol+G/$File/MetG.pdf)

Meyer JP

Lombalgie et ceinture lombaire
Dossier médico-technique (2000), 84TC79 : 349-362.

Mickelborough J, Van der Linden ML, Richards J, Ennos AR

Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events
Gait & Posture (2000), 11 : 32-37.

Moreau J, Doudin PA, Cazes P

L'analyse des correspondances et techniques connexes
Springer (2000), ISBN : 3-540-66346-0.

Moritani T, Yoshitake Y

1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology.
International Society of Electrophysiology and Kinesiology J Electromyogr Kinesiol.(1998), 8 :
363-381.

Morey-Klasing G, Arampatzis A, Brüggeman GP

Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG
integral in a joint stability study
Clinical Biomechanics (2004), 19 : 196-201.

N

Nachemson A

Back pain : delimiting the problem in the next millennium
International Journal of Law and Psychiatry (1999), 22 : 473-490.

Nakache JP, Confais J

Méthodes de classification
CISIA-Ceresta (2000) -ISBN 2-906711-47-0.

Narayanaswami P, Bertorini TE, Halford H

Selective paraspinal muscle amyotrophy
Journal of the neurological science (2000), 176 : 70-74.

Narcy J-Ch

Existe-t'il une seule façon de marcher ? Recherche d'une constante dans trois paramètres de la
marche
Mémoire de recherche réalisé au Centre Rhone-Azur de Briançon.
Annales de Kinésithérapie (1982), 9 : 177-186.

Négrini S, Carabalona R

Backpacks on! Schoolchildren's Perceptions of Load, Associations With Back Pain and Factors
Determining the Load
Spine (2002), 27(2) :187-195.

Négrini S

Isokinetic assessment in schoolchildren with low back pain
Isokinetics and exercise science (2000), 8 : 203-212.

Négrini S, Carabalona R, Sibilla P

Backpack as a daily load for schoolchildren
Lancet (1999), 354 : 9194-1974.

O

Olney SJ

Quantitative evaluation of co-contraction of knee and ankle muscles during walking
Biomechanics IX-A (1985), 341-346.

Olsen TL, Anderson RL, Dearwater SR, Kriska AM, Cauley JA, Aaron DJ, LaPorte RE

The epidemiology of low back pain in an adolescent population
American Journal of Public Health. (1992), 82 : 606-608.

P

Pascoe D, Pascoe D, Wang Y, Shim DM, Kim C

Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths.
Ergonomics (1997), 40 : 631-641.

Perez MA et Nussbaum MA

Principal components analysis as an evaluation and classification tool for lower torso sEMG data
Journal of Biomechanics (2003), 36 : 1225-1229.

Peters BT, Haddad JM, Heiderscheit BC, Van Emmerick REA, Hamill J

Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase
Journal of Biomechanics (2003), 36 : 271-274.

Phélip X

Why the back of the child ?
European Spine Journal (1999), 8 : 426-428.

Pudlo P

Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron
Thèse de doctorat (1998), Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

Q

Quesada PM, Mengelkoch LJ, Hale R, Simon SR

Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching
Ergonomics (2000), 43 : 293-309.

R

Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I

A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles
Journal of Neuroscience method (2004), 134 : 37-43.

Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N.

Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running.
Journal of Biomechanics (1997), 30 : 729-732.

Ribot B

Le trajet d'un cartable de 6ème
ENSP (2002), médecin de l'éducation nationale.

Rouanet H, Le Roux B

Analyse des données multidimensionnelles
Dunod (1993), ISBN 2100000632.

Roux E

Mesure du mouvement du membre supérieur et aide à l'interprétation clinique des données
Thèse de doctorat (2002), université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

S

Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H

Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review
Gait & Posture (2000), 12 : 34-35.

Schutte LM, Narayanan U, Stout JL, Selber P, Gage JR, Schwartz MH

An index for quantifying deviations from normal gait
Gait & Posture (2000), 11 : 25-30.

Shiavi R, Frigo C, Pedotti A

Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides
Medical and biological engineering and computing (1998), 3 : 171-178.

Simpson KJ, Jiang P

Foot landing position during gait influences ground reaction forces
Clinical Biomechanics (1999), 14 : 396-402.

Skaggs DL, Rethlefsen SA, Kay RM, Dennis SW, Reynolds RA

Variability in gait analysis interpretation
Pediatrics Orthopedics (2000), 20 : 759-764.

Skinner F, Mulloney B

Intersegmental coordination in invertebrates and vertebrates
Current Opinion in Neurobiology (1998), 8 : 725-732.

Soderberg GL, Knutson LM

A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data
Physical Therapy (2000), 80 : 485-498.

Sohier R, Haye M

2 marches pour la machine humaine
Edition Kiné-science (1989).

Solomonow M, Baratta R, Zhou BR, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R

The synergic action of the ACL and thigh muscles in maintaining joint stability.
American Journal of Sports Medicine (1987), 15 : 207-213.

Speers RA, Paloski WH, Kuo AD

Multivariate changes in coordination of postural control following spaceflight
Journal of Biomechanics (1998), 31 : 883-889.

Stanford CF, Francis PR, Chambers HG

The effects of backpack loads on pelvis and upper body kinematics of the adolescent female during gait

Gait and Clinical Movement Analysis Society (2002) ;
www.utc.edu/gait2002/abstracts/stanford2.pdf.

Steinwender G, Saraph VS, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K

Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children
Clinical Biomechanics (2000), 15 : 134-139.

Su F, Wu H, Lin J, Chou Y

Bilateral electromyographic analysis and its required stride number of normal children gait
Gait & Posture (1996), 4 : 203-204.

Sutherland DH

The evolution of clinical gait analysis part1: kinesiological EMG
Gait & Posture (2001), 14 : 61-70.

Sutherland DH

The development of mature gait
Gait & Posture (1997), 6 : 163-170

T

Tardieu C

La marche humaine, la course et le saut
Edition Masson (2000), ISBN 2-225-83640-X

Tilburis-Davis DC, Hooper RH

The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb
Human Movement Science (1999), 18 : 693-700.

Tingley M, Wilson C, Biden E, Knight WR

An index to quantify normality of gait in young children
Gait & Posture (2002), 16 : 149-158.

The institute of measurement and control

Guide to the measurement of force
(1998), 1 : 47, ISBN 0-904457-28-1

Tomkiewics S

Le développement biologique de l'enfant
Presse Universitaire Française (1974).

Troussier B, Marchou-Lopez S, Pironneau S, Alais E, Grison J, Prel G, Pequegnot C, Degaudemaris R, Phelip X

Back pain and spinal alignment abnormalities in schoolchildren
Revue de Rhumatologie (1999), 66 : 370-380.

Troussier B, Davoine P, de Gaudemaris R, Fauconnier J, Phelip X

Back pain in school children. A study among 1178 pupils
Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (1994), 26 : 143-146.

Türker KS

Electromyography : some methodological problems and issues
Physical therapy (1993), 73 : 698-710.

V**Van Emmerick R, Wagenaar R**

Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking
Journal of Biomechanics (1996), 29 : 1175-1184.

Vardaxis VG, Allard P, Sadeghi H

Discriminant analysis of adult able-bodied gait using 3-D muscle powers
Gait & Posture (1998), 7 : 144-190.

Vaughan CL

Theories of bipedal walking : an odyssey
Journal of Biomechanics (2003), 36 : 513-523.

Veil E, Ascencio G, Blanc Y, Casillas JM, Esnault M, Laassel EM, Mesure S, Pélissier J, Penneçot J, Penneçot GF, Plas F, Tardieu C

La marche humaine, la course et le saut
Masson (2000), ISBN : 2-225-83640-X.

Viry P, Creveuil C, Marcelli C

Nonspecific back pain in children. A search for associated factors in 14-year-old schoolchildren.
Revue de Rhumatologie (1999), 66 : 381-8.

W**Wall JC et Crosbie J**

Accuracy and reliability of temporal gait measurement
Gait & Posture (1996), 4 : 293-296.

Wesdock K, Henley J, Masiello G, Nogi J

The effects of backpack use on posture and gait in school-age children – a pilot study
GCMAS (2002)

Wheelwright EF, Minns RA, Law HT, Elton RA

Temporal and spatial parameters of gait in children : normal control data
Developmental Medicine and Child Neurology (1993), 35 : 102-113.

Wilen J, Sisto SA, Kirshblum S

Reliability of an algorithm for the detection of muscle activation in surface electromyograms during periodic wheelchair propulsion
GCMA (2001), Indiana.

Winsmann FR, Goldman RF

Methods for evaluation of load-carriage systems
Perceptual and motor skills (1976), 43 : 1211-1218.

Winstein CJ, Garfinkel A

Qualitative dynamics of disordered human locomotion : a preliminary investigation
Journal of Motor Behaviour (1989), 21 : 373-391.

Winter DA

Biomechanics and motor control of human movement
University of Waterloo Press (1990) ISBN 0-88898-105-8 536fr

Winter DA, Fuglevand AJ, Archer SE

Crosstalk in surface electromyography : theoretical and practical estimates
Journal of Electromyography and Kinesiology (1994), 4: 15-26.

Winter DA, White SC

Cause-effect correlations of variables of gait
Biomechanics X-A (1987), International Series on Biomechanics, Vol 6-A : 363-368.

Winter DA, Yack HJ

EMG profile during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability
Electroencephalography and Clinical Neurophysiology (1987), 67 : 402-411.

Wootten ME, Kadaba MP, Cochran GV

Dynamic electromyography. Numerical representation using principal component analysis
Journal of Orthopaedic Research (1990), 8 : 247-258.

Wootten ME, Kadaba MP, Cochran GV

Dynamic electromyography. Normal pattern during gait
Journal of Orthopaedic Research (1990), 8 : 259-265.

Y

Yang JF, Winter DA

Electromyographic normalization methods : improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis
Archive of Physical Medicine and Rehabilitation (1984), 65 : 517-521.

Communications personnelles

1. Revues internationales avec comité de lectureEn soumission :

Y. Delpierre, C. Garnier, G. Lensele, F-X. Lepoutre
Pains characteristics of French adolescents related to the carrying of schoolbags.
Annals of epidemiology

Y. Delpierre, C. Garnier, G. Lensele
Etude des relations entre le sport et les douleurs décrites par les adolescents : Méthodes d'évaluation (partie 1)
Science et Motricité.

Y. Delpierre, C. Garnier, G. Lensele
Etude des relations entre le sport et les douleurs décrites par les adolescents : le sport induit-il des douleurs? (partie 2)
Science et Motricité.

En rédaction :

Y. Delpierre, G. Lensele

A tool for determination the co-activation between antagonist muscles during movement.
Journal of Electromyography and Kinesiology.

Y. Delpierre, F-X. Lepoutre

Evolution of gait patterns with load carried for adolescents: coordination and gait control approaches.

Journal of biomechanics

Y. Delpierre, F. Barbier, C. Garnier, F.X. Lepoutre

Méthode d'analyse de données de variables de coordination appliquée à l'analyse de la marche avec portage chez l'adolescent.

Science et motricité

2. Congrès internationaux

- Congrès sur l'enfant et l'adolescent (Lille2) 2000 : avec acte et comité de lecture.
- Congrès de la Société Internationale de Biomécanique (Zurich) 2001 : avec acte et comité de lecture.
- Congrès de l'ESMAC, (Belgique) 2002 : avec acte, comité de lecture et résumé publié dans Gait&posture.
- Congrès de la Société nationale de Biomécanique (Valenciennes) 2002 : avec acte et comité de lecture.
- Congrès de l'ESMAC, (Marseille) 2003 : avec acte, comité de lecture et résumé publié dans Gait&posture.
- Congrès de l'ECSS, (Clermont-Ferrand) 2004 : avec acte, comité de lecture (1).
- Congrès de l'ECSS, (Clermont-Ferrand) 2004 : avec acte, comité de lecture (2).

3. Congrès nationaux

- Congrès du «Club Locomotion » (Lille1) 2000.
- Congrès de l'ACAPS (Toulouse) 2003 : avec acte, comité de lecture.

4. Congrès régionaux

- Congrès de l'IRRH (Lille2), 2001 : avec acte et comité de lecture.

ANNEXES

Annexe 1) : Les méthodes d'analyse de données

A) Les méthodes de codage des données

Les données utilisées en analyse du mouvement sont d'origine biomécanique, physiologique ou sociologique. Le but de ce codage est de simplifier l'information contenue dans chaque réponse en une valeur simple. Le codage représente une étape importante dans le traitement. Il en existe plusieurs. Le codage disjonctif complet est une généralisation multidimensionnelle du codage numérique. Selon l'exemple de Rouanet et Le Roux (1993) présenté sur les figures A1, si on note C l'ensemble des modalités d'une variable catégorisée et « c1 », « c2 », « c3 »...chaque modalité, le codage disjonctif de C consiste à affecter à chaque modalité « ci » un profil de C nombres 0 ou 1 avec 1 pour les modalités « ci » et 0 pour les C-1 modalités.

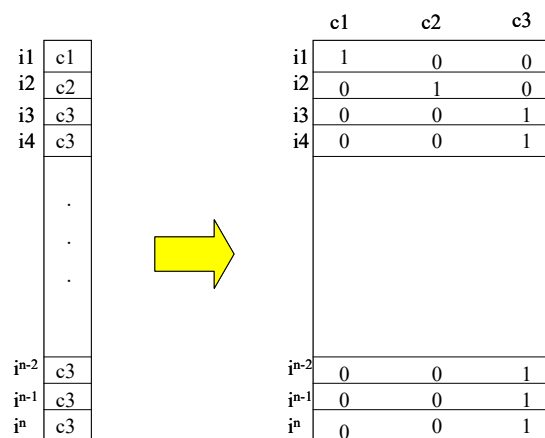


Figure A1 : le codage disjonctif complet.

N individus peuvent présenter 3 modalités pour le caractère C. Lorsqu'un individu présente l'une de ces 3 modalités, le codage disjonctif complet renvoie un 1 pour cette modalité et des 0 pour les autres.

La figure A2 présente les relations entre le tableau de codage réduit, le tableau disjonctif complet et le tableau de Burt.

R =	<table style="border-collapse: collapse; margin: 0 auto;"> <tr><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td></tr> </table>	2	3	4	2	1	3	3	1	2	4	2	4	1	2	3	2	2	3	3	1	1	1	1	1	4	1	2	2	2	3	3	2	2	4	1	4	Z =	<table style="border-collapse: collapse; margin: 0 auto;"> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> </table>	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																			
2	3	4																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
2	1	3																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
3	1	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
4	2	4																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
1	2	3																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
2	2	3																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
3	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
4	1	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
2	2	3																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
3	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
4	1	4																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	0	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	0	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
		B =	<table style="border-collapse: collapse; margin: 0 auto;"> <tr><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">4</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td><td style="padding: 2px 5px;">2</td><td style="padding: 2px 5px;">1</td></tr> <tr><td style="padding: 2px 5px;">1</td><td style="padding: 2px 5px;">3</td><td style="padding: 2px 5px;">0</td></tr></table>	2	0	0	0	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	0	3	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	1	1	0	4	0	0	0	0	3	0	0	0	3	0	1	1	2	2	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	0	1	0	2	0	1	0	2	1	1	3	0
2	0	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	0	3																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	0	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	2	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	4	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	0	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	2	2																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	1	1	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
0	1	0	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	1	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	0	2	1																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
1	3	0																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								

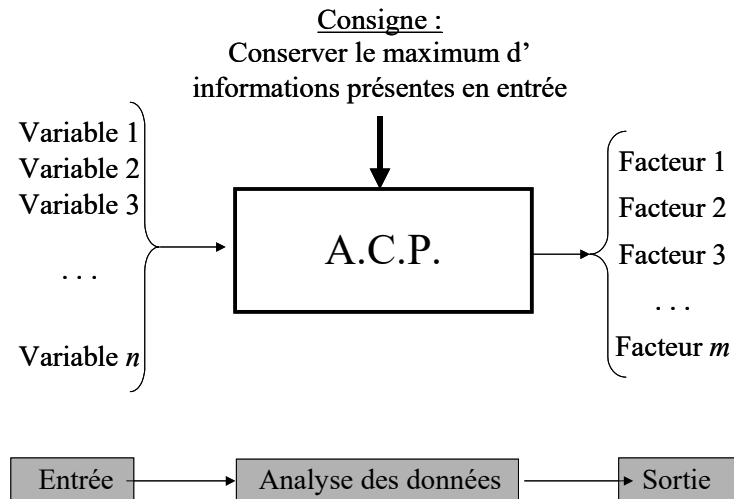


Figure A3 : schématisation de l'ACP.

Au cours de ce genre d'analyse de données, le but est de réduire le nombre de variables présentes en entrées (à gauche du système) en un nombre de facteurs (à droite du système) tout en respectant la consigne de conserver le maximum d'informations contenues dans l'ensemble des variables. On a donc $m < n$.

La réduction du nombre de variables n n'est pas le fruit d'une sélection de certaines d'entre elles mais d'une recombinaison linéaire des caractères initiaux.

Géométriquement, on peut considérer chaque variable comme un axe dans les n dimensions de l'espace. Chaque facteur correspond à un nouvel axe. Deux facteurs définissent un plan sur lequel se projette le nuage de point d'origine (figure A4).

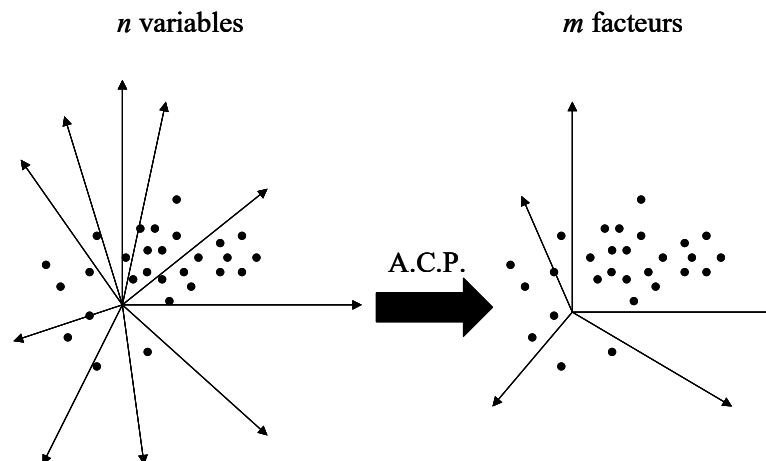


Figure A4 : représentation géométrique de l'ACP.

Le nuage de points est tracés grâce aux amplitudes de chaque individu pour chaque variable (définissant les n dimensions dans l'espace). L'ACP permet de réduire ce nombre de variables

en un nombre m de facteurs tels que $m < n$ et l'information contenue dans ces m facteurs est la plus proche possible de celle contenue dans les n variables.

La fiabilité de cette représentation repose sur les qualités de conservation de l'information de chaque facteur par rapport à l'information d'origine. En dehors de cet intérêt pour une réduction du nombre de variables, les analyses factorielles peuvent guider dans la recherche de classes d'individus (figure A5).

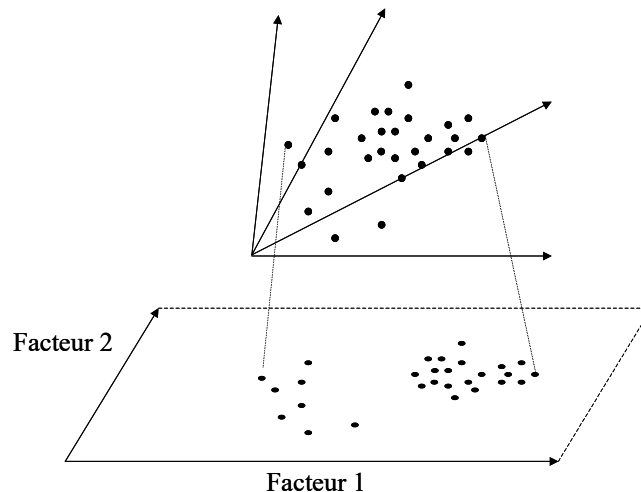


Figure A5 : aide à la détermination de classes à partir du plan principal issu d'une ACP. Les projections de chaque point sur le plan principal conduisent à deux nuages de points, pouvant correspondre à deux classes distinctes.

En effet, à partir des deux facteurs définissant un plan, on peut reconstruire au mieux le nuage de points par projection orthogonale de chaque point sur ce plan. Si les deux facteurs sont les plus importants (en pourcentage de l'information d'origine), ce plan est appelé plan principal. Il est possible d'observer la répartition des projections de ces points sur ce plan.

Pour obtenir chaque axe, l'ACP recherche ceux qui rendent au mieux compte de la dispersion du nuage de points d'origine. Ce nuage se caractérise par un centre de gravité (CG) et une inertie. Celle-ci se définit comme la moyenne pondérée des distances de chaque point au centre d'inertie du nuage. Elle quantifie donc son étendue : une faible inertie rend compte d'un nuage de point compacte autour de son centre de gravité. Les coordonnées des individus s'obtiennent par projection des points « individus » sur une droite. La figure A6 détaille l'obtention du premier axe factoriel.

Pour obtenir le second axe, l'ACP recherche une nouvelle droite passant par le CG et ayant une maximisation de l'inertie du nuage de points importante mais inférieure à celle du premier axe. Ainsi, les axes factoriels remplacent les caractères initiaux et possèdent des variances d'importances décroissantes. Cette variance correspond aux valeurs propres.

L'analyse de ces valeurs permet donc de choisir le nombre d'axes avec lequel le nuage de points obtenu sera observé.

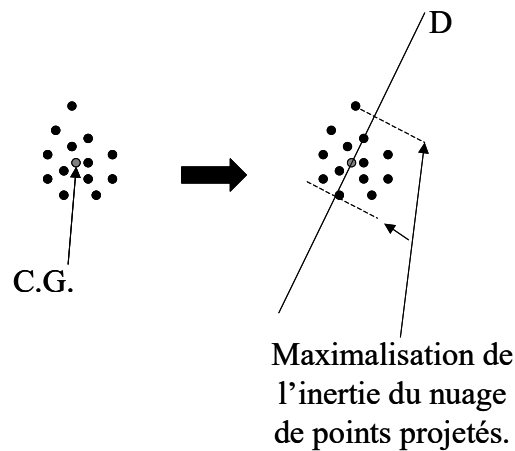


Figure A6 : recherche du premier facteur.

Le nuage de point d'origine se caractérise par un centre de gravité (CG).

La droite D est la droite passant par CG et maximisant l'inertie du nuage de point projeté.

L'interprétation des ACP s'opère dans un plan. Les variables projetées sont analysées en fonction de leurs corrélations respectives avec chaque axe observé. Selon la direction de l'axe (positif ou négatif), les variables peuvent être corrélées ou inversement corrélées.

Lorsque des groupes d'individus semblent se distinguer au niveau du plan de projection, l'ACP est susceptible de guider vers une classification. Néanmoins, elle requiert une analyse de classification plus élaborée.

B.2) Les analyses en composantes multiples ou ACM

Les ACM permettent de décrire de vastes tableaux binaires et les enquêtes socio-économiques constituent un bon exemple (Lebart et Salem, 1988). Les lignes de ces tableaux sont constituées par les individus et les colonnes par les modalités de réponses de variables nominales ou quantitatives découpées en modes. La base d'entrée des ACM est le tableau de Burt (ou tableau de correspondances multiples), présenté figure A2, obtenu à partir des tableaux disjonctifs complets selon la formule :

$$B = Z * Z'$$

où **B** représente le tableau de Burt et **Z** le tableau disjonctif complet (d'après Lebart et Salem, 1988). Ce tableau de Burt est symétrique. Il contient plusieurs blocs tels que les blocs diagonaux sont des matrices diagonales (figure A2 : tableau B).

Contrairement à l'ACP, l'ACM ne recherche pas des liaisons linéaires entre variables. On vise à mettre en évidence des combinaisons linéaires de fonctions des variables étudiées et non des variables elles-mêmes comme l'ACP (Escofier et Pagès, 1990).

Les variables qualitatives ne sont pas introduites directement dans un tableau disjonctif complet mais à travers l'ensemble de leurs modalités. Une variable à r modalités va engendrer un sous-espace à $(r-1)$ au niveau de l'ACM. Il faut alors $r-1$ facteurs pour décrire cette variable. A l'inverse d'une ACP, le pourcentage d'inertie associé à chaque facteur d'une ACM est faible (même pour le premier facteur) lorsque les variables présentent de nombreuses modalités.

Comme les interprétations des A.C.M. sont relativement complexes et que plusieurs méthodes d'analyse des A.C.M. sont décrites dans la littérature (Lebart et Salem, 1988 ; Bouroche et Saporta, 1994 ; Rouanet et Le Roux, 1993), les méthodes de Rouanet et Le Roux ont été choisies car elles semblent le mieux décrire l'analyse de cet outil. Plusieurs paramètres sont utilisés :

la contribution d'une variable à l'inertie d'un facteur : somme des contributions de toutes les modalités. Elle correspond à un rapport de corrélation entre le facteur et les variables.

la qualité : révèle pour un nombre de dimensions choisies la proportion de la contribution du point à l'inertie totale. La qualité d'un point correspond au rapport de la distance au carré entre un point et l'origine de l'espace multidimensionnel défini par le nombre d'axes choisi et la distance au carré entre ce point et l'origine de l'espace multidimensionnel pour la totalité des axes.

le \cos^2 : correspond à la qualité de chaque point par dimension. On peut considérer cette valeur comme la « corrélation » du point avec la dimension considérée.

Pour connaître la contribution d'une variable à un facteur, il suffit de sommer les contributions des modalités de cette variable à ce facteur.

Par sa richesse, l'ACM est un outil puissant. Ses mécanismes supportent plusieurs interprétations. Dans cette thèse, elle ne sera pas exploiter sous tous ses aspects. Son rôle principal sera une analyse des variables et une réduction de leur nombre.

C) Les méthodes de classification

Les techniques de classification peuvent se diviser en deux groupes :

les méthodes non-hiérarchiques : une partition unique de l'ensemble de la population est obtenue.

les méthodes hiérarchiques : les partitions sont imbriquées,

Les résultats de ces méthodes sont différents. Pour les premières, le nombre de classes doit être indiqué au préalable et la partition finale dépend du tirage initial (Nakache et Confais, 2000). A l'inverse, pour les secondes, le nombre de classes résultantes est inconnu *a priori* et plusieurs partitions sont obtenues parmi lesquelles il faut en choisir une (Nakache et Confais, 2000). Ceci ne signifie aucunement que ces méthodes ne soient complémentaires.

Parmi ces méthodes, la méthode de classification hiérarchique ascendante (CAH) est la méthode hiérarchique la plus couramment employée. A l'inverse, la méthode du *k-means* est une méthode non-hiérarchique. Le couplage de ces deux méthodes définit une classification mixte. Ce type de classification permet de s'approcher le plus possible de la partition optimale (Nakache et Confais, 2000). Nous détaillerons chacune de ces deux méthodes ainsi que leur couplage au moyen d'une classification mixte.

C.1) La méthode du k-means

Le but de cette classification est de réduire le nombre d'individus en recherchant ceux qui sont situés les plus à proximité des centres des classes. L'inconvénient de ce genre de technique est qu'il est nécessaire d'indiquer le nombre de classes souhaitées au préalable.

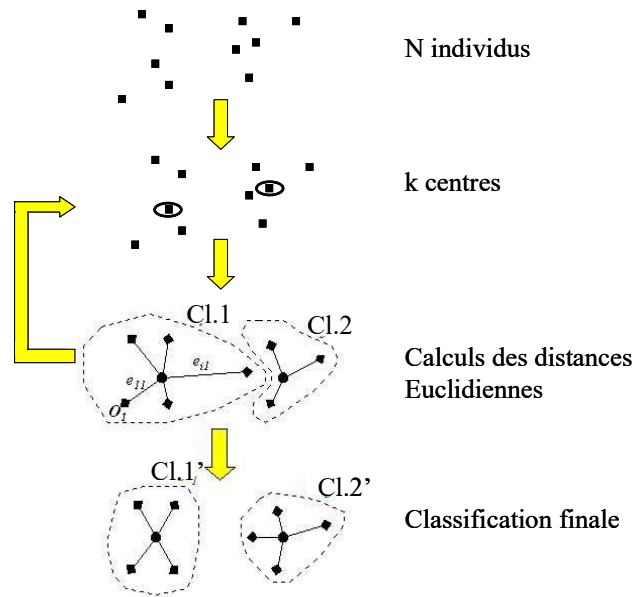


Figure A7 : présentation de la méthode du k-means.

La méthode du *k-means* est une variante de la méthode des centres mobiles. Elle consiste à tirer de façon pseudo-aléatoire k individus parmi les n de la population globale. Ces k individus serviront de centres de classe (dont le nombre est connu *a priori*). Les nouveaux centres sont recalculés après chaque regroupement (Nakache et Confais, 2000). Cette méthode cherche à réduire la dispersion intra-groupe entre les points (figure A7). Cette opération consiste donc à réaliser une ré-affectation itérative des individus à un nombre important de classes : généralement, on considère le dixième de l'effectif de départ (Nakache et Confais, 2000). Chaque ré-affectation induit une modification de la position du centre correspondant (Lebart et al., 1982). Par une seule itération, la partition obtenue est de bonne qualité, selon l'ordre des individus dans le tableau de données.

C.2) La classification hiérarchique ascendante

Les méthodes de classifications ascendantes reposent sur certaines règles comme :

l'existence d'une distance entre les objets à classer,

l'existence de règles de calculs entre groupements disjoints (Lebart et al., 1982).

L'objectif de cette méthode est la recherche de classes en regroupant les individus ou les caractères les plus proches (éléments à classer). Lorsque deux éléments sont proches, ils constituent un nouvel élément dont la distance sera calculée par rapport aux éléments restants (Lebart et al., 1982). On reproduit cette étape avec les $(n-1)$ éléments restants jusqu'au

classement de tous les éléments. Cette méthode se base donc sur un critère de regroupement (une distance) selon une métrique appropriée. Elle repose sur des mesures de dissemblances ou distances entre les objets. Parmi les méthodes d'agrégation choisies, la méthode de Ward est basée sur une analyse de la variance dans la détermination des distances inter-classes. Si l'on se représente les individus comme des points d'un espace euclidien, la bonne partition sera celle qui induira une inertie intra-classe faible pour une inertie inter-classe élevée (Bouroche et Saporta, 1994). La partition obtenue doit permettre d'aboutir à une inertie inter-classe maximale pour une inertie intra-classe minimale (Nakache et Confais, 2000). L'inertie inter-classe se définit comme la moyenne des carrés des distances des centres de gravité de chaque classe au centre de gravité de l'ensemble. Le principe de cette méthode est donc de réunir des classes proches en prenant comme distance entre les deux classes la perte d'inertie qu'on induit par le regroupement. La métrique utilisée est la distance euclidienne.

Les CAH aboutissent à un dendrogramme ou arbre hiérarchique. Ce dendrogramme est constitué de branches. Deux éléments les plus proches sont regroupés et ainsi de suite jusqu'à l'obtention de toute la population. Les CAH permettent d'obtenir souvent un grand nombre de partitions possibles et l'arbre obtenu ne correspond pas à la partition idéale (la partition construite à un niveau donné dépend de la partition au niveau précédent, Nakache et Confais, 2000). Un exemple est présenté à la figure A8.

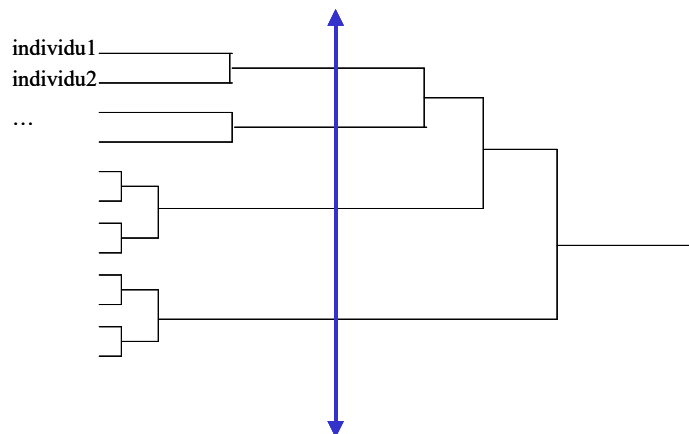


Figure A8 : exemple d'un dendrogramme horizontal.
La flèche représente une partition possible.

C.3) Les classifications mixtes

Le couplage d'une méthode du *k-means* et d'une CAH correspond à une méthode de classification mixte. Son objectif est de ne pas aboutir à un dendrogramme illisible lorsqu'une importante population est étudiée (supérieure à 500 individus). Le principe de cette méthode

est expliqué au niveau de la figure A9. Les individus sont tout d'abord regroupés en k classes, k étant le nombre de classes non vides et stables (Nakache et Confais, 2000). Les groupements stables sont obtenus en réalisant plusieurs partitions à partir de centres de classes provisoires distincts. Ces groupements stables sont les sous-ensembles d'individus qui sont toujours affectés à la même classe pour chaque partition. Chaque k groupement stable définit un nouveau groupement stable utilisé pour la CAH. Cette restriction de la population ne conduit pas à un écartement d'une partie de celle-ci. En effet, chaque k groupement stable représente un centre de classe issu du k -means.

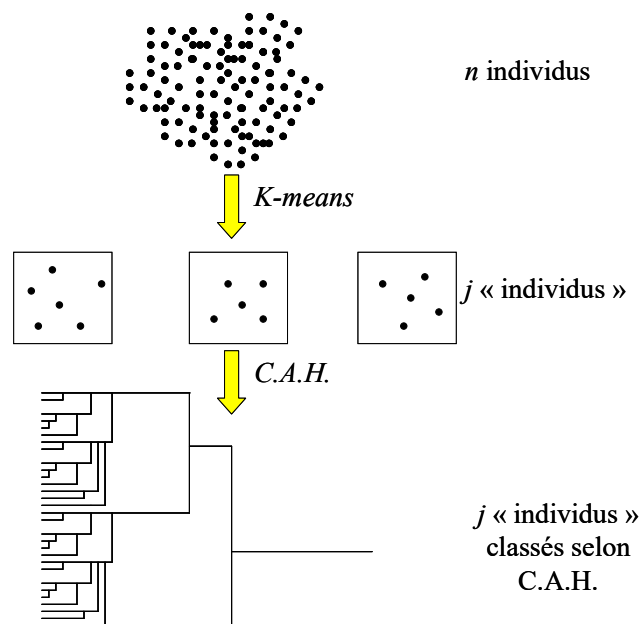


Figure A9 : la classification mixte basée sur une k -means et une CAH

La CAH conduit à un dendrogramme des k « individus ». La partition finale est obtenue en coupant l'arbre par une droite qui délimitent bien les branches. Cette délimitation est réalisée à partir de l'indice de distance choisie.

D) Les analyses discriminantes

Pour caractériser des classes, plusieurs méthodes sont envisageables. Pour une caractérisation unidimensionnelle des classes, on compare la moyenne de cette variable dans une classe à la moyenne obtenue sur l'ensemble de la population (Nakache et Confais, 2000). Selon qu'il s'agit d'une variable active (ayant permis la classification) ou d'une variable illustrative (visant à interpréter), un test statistique peut être envisagé uniquement dans le cas de ce second type de variable. Pour le premier type (variable active), les valeurs tests ont une signification de comparaison et non décisionnelle (accepter ou refuser une hypothèse). En

revanche, pour la caractérisation multidimensionnelle (faisant intervenir un ensemble de variables), au moins trois méthodes sont applicables :

la segmentation en prenant comme variables explicatives les variables initiales,

l'analyse discriminante pouvant être basée sur les composantes factorielles,

la régression logistique où les variables initiales sont utilisées.

A partir des classes obtenues, l'analyse discriminante permet de retrouver les mesures multivariées qui contribuent aux différences entre classes (Speers et al., 1998) : elle vise à déterminer la contribution des variables qui expliquent l'appartenance des individus à des groupes. Ce type d'analyse est utilisé pour retrouver les paramètres qui discriminent une population saine d'une population pathologique (Martin et al., 1995) ou des populations d'âges distincts (Vardaxis, 1998). L'intérêt de cet outil est d'établir des fonctions de classifications à partir des classes d'individus et des variables utilisées pour l'obtention de telles classes. Les distances employées sont les distances de Mahalanobis. On obtient alors une équation du type :

$$Y = v_1.X_1 + v_2.X_2 + v_3.X_3 + v_4.X_4 + \kappa$$

Avec v_n : le poids de la variable X_n ; κ : une constante pouvant être nulle

; Y une autre variable.

Cette équation discrimine au mieux les différents groupes. Un exemple est présenté sur la figure A10 où deux groupes sont obtenus à partir de deux variables X et Y. Une large zone d'incertitude est constatée à l'intersection des groupes.

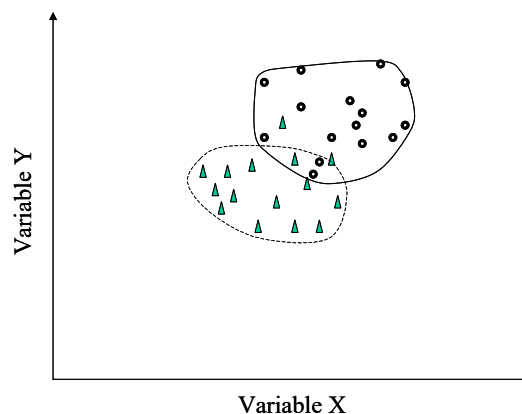


Figure A10 : exemple de deux groupes à partir de deux variables X et Y.
Chaque cercle ou triangle représente un individu.

Il est possible d'ajouter de nouvelles variables discriminantes n'ayant pas forcément été utilisées lors de la classification.

L'analyse discriminante recherche donc l'axe optimum de la fonction discriminante. Géométriquement on peut la représenter comme une combinaison linéaire des variables d'origine. Elle s'obtient en projetant chaque point sur cet axe optimum. Les points de chaque groupe ont une distribution normale. Mieux la fonction discriminante sera adaptée, plus la zone d'incertitude sera réduite et plus le rapport variance inter-groupe/variance intra-groupe faible.

Chaque variable utilisée peut avoir un pouvoir discriminant plus ou moins élevé. Celui-ci est évalué grâce au λ de Wilk partiel : si sa valeur est proche de 0, la variable possède un important pouvoir discriminant. En revanche, un λ de Wilk partiel de 1 révèle que la variable n'intervient pas dans la discrimination des classes.

De plus, la réalisation d'un modèle statistique de prédiction d'appartenance à une classe donnée doit tenir compte des « redondances » entre variables. Cette notion de redondance est exprimée avec la tolérance. Une variable ayant une tolérance de 10 témoigne d'une redondance de 90% avec d'autres variables.

Annexes 2) : Documents administratifs



DIRECTION GENERALE DE LA SANTE

Sous-direction Politiques de santé et stratégies
Bureau de l'évaluation des programmes, de la recherche
et de la prospective
DGS / SD1C / RBM 02.1232

Paris le, **26 DEC. 2002**

CNRS
Madame la Directrice Scientifique
Département des Sciences de la Vie
Cellule Ethique
3, rue Michel Ange
75794 PARIS CEDEX 16

Personne chargée du dossier :
Mme le Dr. Sabine KENOUCHE
Tél. : 01 40 56 57 33
Fax : 01 40 56 56 55
E-mail : sabine.kenouch@sante.gouv.fr

A l'attention de Madame Martine LOIZEAU

Madame,

Par courrier reçu le 05/12/2002, vous m'avez adressé en qualité de promoteur ou de représentant du promoteur une lettre d'intention concernant la recherche biomédicale suivante¹ :

Etude, par électromyographie de surface, des perturbations de la marche chez l'adolescent lors du port d'un cartable.

Investigateur coordonnateur : Dr. Charly BARBIEUX - I.AMIH - 59 VALENCIENNES.

Votre lettre d'intention a été enregistrée par la Direction Générale de la Santé sous le numéro :

DGS 2002/0614

Toutefois, s'agissant d'une recherche biomédicale portant sur des mineurs, et en application de l'article L. 1122-2 du code de la santé publique, il convient de prévoir la signature des deux titulaires de l'autorité parentale au bas du document de consentement.

Au cas où vous auriez à m'informer d'une modification substantielle apportée à votre projet² ou d'un effet grave survenu au cours de cette recherche³ ou de son arrêt prématuré⁴, vous voudrez bien mentionner ce numéro dans la correspondance que vous m'adresserez par envoi recommandé avec demande d'avis de réception au :

MINISTÈRE DE LA SANTÉ, DE LA FAMILLE ET DES PERSONNES HANDICAPÉES
Direction générale de la santé
Sous-direction des politiques de santé et des stratégies
Bureau de l'évaluation des programmes, de la recherche et de la prospective
1, Place de Fontenoy
75350 PARIS 07 SP

Veuillez agréer, Madame, l'expression de ma considération distinguée.

La Sous-Directrice
des politiques de santé et stratégies

Hélène KHODOSS

Copie : CCPPRB de LILLE - Projet CP 02/44.

Code de la Santé Publique :
(1) : Lettre d'intention : art. L. 1123-8, R. 2032, 2035, 2036
(2) : Modification : art. R. 2037
(3) : Effet grave : art. L. 1123-8
(4) : Arrêt prématuré : art. L. 1123-8

8, avenue de Ségur - 75350 07 SP - Tél. : 01 40 56 60 00 - Télécopie : 01 40 56 40 44



MINISTÈRE DE L'EMPLOI
ET DE LA SOLIDARITÉ

REPUBLIQUE FRANÇAISE

Paris le,

4 MARS 2002

DIRECTION GÉNÉRALE DE LA SANTÉ

Sous-direction Politiques de santé et stratégies
Bureau recherche et prospective (SD1E)
DGS / AL 02.2168 / SD1E

UNIVERSITÉ DE VALENCIENNES
ET DU HAINAUT CAMBRESIS

Monsieur Jérôme OUDIN
LAMIH - Section biomécanique
Bâtiment Jonas
Le Mont Houy
59313 VALENCIENNES CEDEX 9

Personne chargée du dossier :
Mme le Dr. Sabine KENOUCHE
Tel : 01 40 56 57 33
Fax : 01 40 56 56 55
E-mail : sabine.kenouch@sante.gouv.fr

NUMERO DU LIEU : 15038S

Monsieur,

Vous avez adressé au Préfet de la Région NORD-PAS-DE-CALAIS une demande de modification d'autorisation de lieu de recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct.

Vous voudrez bien trouver ci-joint la décision ministérielle du
vous accordant cette modification.

4 MARS 2002

A toutes fins utiles, je vous signale que l'autorisation ci-jointe n'a pas trait aux produits mentionnés à l'article L. 5311-1 du code de la santé publique.

Tout changement du titulaire de l'autorisation, toute modification dans la nature des recherches ou affectant de façon substantielle les conditions d'aménagement, d'équipement ou de fonctionnement doit faire l'objet d'une déclaration au préfet de région dans la forme prévue à l'article R.2023, accompagnée des justifications appropriées (Article R. 2026 du code de la santé publique).

En ce qui concerne le fichier national des personnes qui se prêtent à des recherches sans bénéfice individuel direct, vous utiliserez le code d'accès qui a été précédemment attribué par la Direction Générale de la Santé.

Veuillez agréer, Monsieur, l'expression de ma considération distinguée.

L'adjoint au directeur général
de la santé.

Pièce jointe : 1

copie : DRASS ; DDASS ; AFSSAPS ; UNIVERSITE DE VALENCIENNES.

FUSION PÉNI 10

8, avenue de Ségur - 75350 PARIS 07 SP - Tél. : 01 40 56 60 00 - Télécopie : 01 40 56 40 44

MINISTERE DE L'EMPLOI
ET DE LA SOLIDARITE

REPUBLIQUE FRANÇAISE

DIRECTION GENERALE DE LA SANTE

NUMERO DU LIEU : 15038S

**DECISION
AUTORISANT UN LIEU DE RECHERCHES BIOMEDICALES
SANS BENEFICE INDIVIDUEL DIRECT**

LA MINISTRE DE L'EMPLOI ET DE LA SOLIDARITE

Vu le code de la santé publique et notamment ses articles L. 1124-6 et R. 2021 à R. 2028 ;
Vu la demande adressée au Préfet de la région NORD-PAS-DE-CALAIS le 15/10/1998, modifiée le
09/05/2001 ;
Vu le rapport d'enquête du médecin inspecteur de santé publique en date du 07/01/1999, modifiée le
15/06/2001.

DECIDE :

ARTICLE 1er : L'autorisation mentionnée à l'article L. 1124-6 du code de la santé publique est
accordée, pour effectuer des recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct au :

Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines de Valenciennes (LAMIH) -
Section biomécanique
Bâtiment Jonas
UNIVERSITE DE VALENCIENNES ET DU HAINAUT CAMBRESIS
Le Mont Houy
59313 VALENCIENNES CEDEX 9

placé sous la responsabilité de Monsieur Jérôme OUDIN, dans les conditions prévues à l'article 2.

ARTICLE 2 : Cette autorisation concerne les recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct
ayant trait, par l'intermédiaire de techniques non invasives, à la physiologie et aux
études comportementales chez le volontaire majeur sain et chez le volontaire mineur
sain de 7 à 15 ans.

ARTICLE 3 : La décision du 09 mars 1999 autorisant le lieu de recherches : *Laboratoires
d'Automatique et de Mécanique Industrielles Humaines (LAMIH), UNIVERSITE DE
VALENCIENNES ET DU HAINAUT CAMBRESIS, Le Mont Houy, B.P 311, 59304
VALENCIENNES CEDEX* est abrogée.

Fait à Paris, le 04 MARS 2002

Le directeur général

de la DGS



Jérôme OUDIN

COMITE CONSULTATIF de PROTECTION des PERSONNES dans LA RECHERCHE BIOMEDICALE de LILLE

Lille, le 5 juin 2002

Mr le Dr BARBIEUX
Chef du service médical de l'UVHC
59313 VALENCIENNES Cedex 09

Vos références :

Réf. : à rappeler dans toute correspondance : «CP 02/44 »

Date de version de la note d'information :

Date de version du protocole :

Investigateur principal : Dr BARBIEUX

Promoteur :

Monsieur,

Lors de sa réunion du mardi 04 juin 2002, le CCPPRB de Lille a examiné votre projet intitulé :

“Etude, par électromyographie de surface, des perturbations de la marche chez l'adolescent lors du port d'un cartable.”

Il a émis un avis favorable à la réalisation de cette étude. Il s'agit d'une étude SANS bénéfice individuel direct.

Etaient présents lors de la délibération :

Professeur PY HATRON - Représentant des personnes qualifiées en recherche biomédicale
Professeur J LIEFOOGHE - Représentant des personnes qualifiées en recherche biomédicale
Professeur R KRIVOSIC - Représentant des personnes qualifiées en recherche biomédicale
Docteur P VENNIN - Représentant des personnes qualifiées en recherche biomédicale
Docteur P LESTAVEL - Représentant des personnes qualifiées en recherche biomédicale
Docteur JC ARCHANGE - Représentant des médecins généralistes
Professeur M DAUTREVAUX - Représentant des pharmaciens
Monsieur JP GORLIER - Représentant des pharmaciens
Madame D. BEUGIN - Représentant des infirmiers
Monsieur JF PERNOT - Représentant des psychologues

Avec l'expression de nos sentiments dévoués,

Professeur PY HATRON
Président du Comité Consultatif
de Protection des Personnes dans
la Recherche Biomédicale de Lille

Secrétariat :

S. DURIEZ Pharmacologie
CH & U - Fac de Médecine Pôle Recherche - 1 place de Verdun 59045 LILLE Cédex
☎ 03 20 44 54 49 Fax 03 20 44 68 63 e-mail : sduriez@univ-lille2.fr

Annexes 3) : Questionnaire

Questionnaire

Date d'aujourd'hui : ____/____/____

1ère lettre de ton nom : _____

Prénom (en entier) : _____

Date de naissance : ____/____/____

Taille : _____

Poids : _____

Garçon

Fille

Avec quelle main écris-tu ?

droite

gauche

1) **Quel type de sac utilises-tu pour mettre tes affaires d'école (livres, cahiers, trousse...)**
?

Cartable

Sac à dos

Autre (*à spécifier*) _____

2) **Le remplaces-tu parfois par un autre sac que celui-ci ?** oui non

3) **Pourquoi ?**

4) **Quelle est la marque de ton sac ?** _____

5) **Depuis quand as-tu ce sac ?**

la rentrée de cette année,

la rentrée de l'année dernière,

avant la rentrée de l'année dernière,

entre la rentrée de cette année et celle de l'année dernière.

autre : _____

6) a) **Qui a choisi ce sac :** *(tu peux cocher plusieurs cases)*

- Toi (passe à la question 6-b)
- Tes parents (passe à la question 7)
- Ton frère / ta sœur (passe à la question 7)
- Un copain / une copine (passe à la question 7)
- Un cartable imposé par l'école (passe à la question 7)
- Autre (*à spécifier*) _____ (passe à la question 7)

b) **Si c'est toi, qu'est ce qui t'a fait choisir ce sac ?** *(tu ne peux cocher qu'une seule case)*

- des critères funs, cools, de jeunes (couleur, marque, thème (Simpson, Barbie...), allure...) (passe à la question 6-c)
- des critères de qualité ou de prix (marque, prix, confort, points de sécurité, tissu/matériaux, taille...) (passe à la question 6-d)

c) **Si c'est toi qui l'as choisi pour des critères funs, cools, de jeunes, peux tu indiquer lesquels?** *(tu peux cocher plusieurs cases)*

- Couleur
- Aspect / allure
- Marque
- Thème (Simpson, Barbie...)
- Autre (*à spécifier*) _____

d) **Si c'est toi qui l'as choisi pour des critères de qualité ou de prix, peux tu indiquer lesquels ?** *(tu peux cocher plusieurs cases)*

- Taille
- Marque
- Prix
- Confort
- Points de sécurité
- Tissu / matériaux
- Pochette / Compartiments
- Autre (*à spécifier*) _____

7) **Quelles choses te déplaisent sur ce sac ?** *(tu peux cocher plusieurs cases)*

- | | |
|--|--|
| <input type="radio"/> Couleur | <input type="radio"/> Points de sécurité |
| <input type="radio"/> Taille | <input type="radio"/> Aspect / allure |
| <input type="radio"/> Marque | <input type="radio"/> Tissu / matériaux |
| <input type="radio"/> Prix | <input type="radio"/> Pochette / Compartiments |
| <input type="radio"/> Confort | <input type="radio"/> Résistant |
| <input type="radio"/> Il est vieux | <input type="radio"/> Difficulté pour le portage |
| <input type="radio"/> Autre (<i>à spécifier</i>) _____ | <input type="radio"/> Thème (Simpson, Barbie...) |

8) **Est-ce que ton cartable comporte les éléments suivants ?** *(tu peux cocher plusieurs cases)*

- | | |
|---|--|
| <input type="radio"/> une ceinture à la taille | <input type="radio"/> des bretelles ajustables |
| <input type="radio"/> des bretelles rembourrées aux épaules | <input type="radio"/> un dos rembourré |
| <input type="radio"/> un support en métal dans le dos | <input type="radio"/> autre (<i>à spécifier</i>) _____ |
| <input type="radio"/> des sangles à la poitrine | |

9) a) **A quelle fréquence utilises tu les éléments suivant :** (tu peux cocher plusieurs cases)

	Jamais	Parfois	Toujours	N'en possède pas
Ceinture	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Bretelles	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Autre(à spécifier) _____	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

b) **Pour les éléments où tu réponds “toujours”, indiques pourquoi ?**

10) a) **Comment es-tu venu à l'école aujourd'hui** (tu ne peux cocher qu'une seule case) ?

- A pied
- En vélo
- En voiture
- En bus / train
- Autre (à spécifier) _____

b) **Comment viens-tu habituellement à l'école** (tu ne peux cocher qu'une seule case) ?

- A pied
- En vélo
- En voiture
- En bus / train
- Autre (à spécifier) _____

11) **Comment repars-tu habituellement de l'école** (tu ne peux cocher qu'une seule case) ?

- A pied
- En vélo
- En voiture
- En bus / train
- Autre (à spécifier) _____

12) **Temps entre chez toi et l'école :**

a) *A quelle heure pars-tu de chez toi le matin pour aller à l'école ?*

b) *A quelle heure arrives tu à l'école le matin ?*

c) *Portes tu ton sac tout au long du trajet (à la main ou sur le dos) ?* oui non

13) a) **Comment portes tu généralement ton cartable pour aller ou revenir de l'école ?**

(tu ne peux cocher qu'une case)

- Sur les 2 épaules
- Epaule gauche
- Epaule droite
- Main gauche
- Main droite
- A 2 mains (devant toi)
- Autre (à spécifier) _____

b) Pourquoi portes tu le cartable comme cela ?

c) Est ce que tu portes le cartable comme cela parce que tes copains(es) le font ou que c'est plus cool, plus fun ? oui non

14) Si tu portes le cartable sur les deux épaules, penses tu que les bretelles sont bien réglées (le sac ne penche pas à gauche ou à droite; il ne bouge pas beaucoup).

oui non

15) Si tu portes le cartable sur les deux épaules, préfères-tu qu'il soit placé haut dans le dos ou bas dans le dos ? haut bas Sans importance

16) As-tu un casier à l'école ? oui non

17) a) Portes tu souvent ton cartable entre les cours ? oui non

b) Pourquoi ?

18) Y a t'il autre chose que tu voudrais noter sur ton cartable ?

19) As-tu apporté quelque-chose en dehors de ton cartable ? oui non
(par exemple sac de sport, instrument de musique...)

Si oui, indiques de quoi il s'agit :

20) a) Fais tu régulièrement du sport en club ou des compétitions ? oui non

b) Si oui, que fais tu ?

c) Combien d'heures par semaine passes-tu à pratiquer un sport (en dehors des heures de sport au collège) ? moins de 2 heures

entre 2 et 4 heures

plus de 4 et moins de 6 heures

plus de 6 et moins de 8 heures

plus de 8 et moins de 10 heures

plus de 10 heures

d) Pourquoi penses tu avoir eu ces douleurs ?

e) **As-tu déjà consulté un médecin pour le mal de dos ?** oui non

f) **As-tu déjà passé des radiographies du dos ?** oui non

g) **As-tu déjà été soigné par des médicaments pour des douleurs au dos ?**
 oui non

h) **As-tu déjà été soigné par un kinésithérapeute pour des douleurs du dos ?**
 oui non

Est-ce que ton cartable comporte les éléments suivants ?

- | | | |
|--|--|-------------------------------------|
| <input type="radio"/> Livres | <input type="radio"/> Cahiers | <input type="radio"/> Classeurs |
| <input type="radio"/> Lecture | <input type="radio"/> Orthographe | <input type="radio"/> Français |
| <input type="radio"/> Orthographe | <input type="radio"/> Grammaire | <input type="radio"/> Math |
| <input type="radio"/> Grammaire | <input type="radio"/> Poésie | <input type="radio"/> Poésie |
| <input type="radio"/> Poésie | <input type="radio"/> Math cours | <input type="radio"/> Physique |
| <input type="radio"/> Math | <input type="radio"/> Math exercices | <input type="radio"/> Biologie |
| <input type="radio"/> Physique | <input type="radio"/> Physique cours | <input type="radio"/> Histoire/géo. |
| <input type="radio"/> S-V-T | <input type="radio"/> Physique exercices | |
| <input type="radio"/> Histoire | <input type="radio"/> S-V-T | |
| <input type="radio"/> Géographie | <input type="radio"/> Histoire | |
| <input type="radio"/> Anglais | <input type="radio"/> Anglais cours | |
| <input type="radio"/> Allemand ou espagnol | <input type="radio"/> Anglais exercices | |
| | <input type="radio"/> Géographie | |
| | <input type="radio"/> Allemand ou espagnol cours | |
| | <input type="radio"/> Allemand ou espagnol exercices | |

Jouets/gadget

- Billes
- Pokémons, Digimons et autres cartes
- Balle, ballon
- Poupée
- Gameboy
- Autre

Fourniture de bureau

- Trousse
- Crayons
- Stylos
- Feutres
- Régles
- Equerre
- Calculatrice
- Perforeuse
- Agrafeuse

Alimentation

- Briques
- Biscuits
- Fruits
- Bonbons

Vêtements

- Change
- Blouse
- Sport
- Autre

Autres

- BD
- Magazines / journaux

Annexes 4) : Graphiques et résultats des tests complémentaires au chapitre 3)

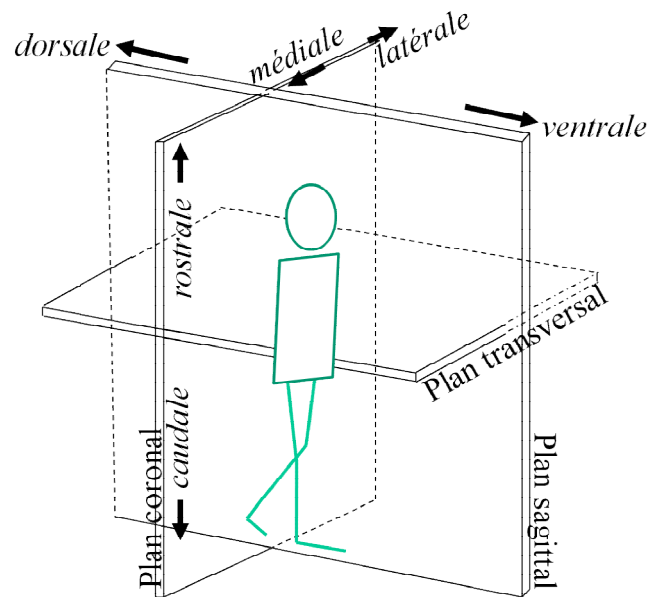


Figure A11 : plans de l'espace

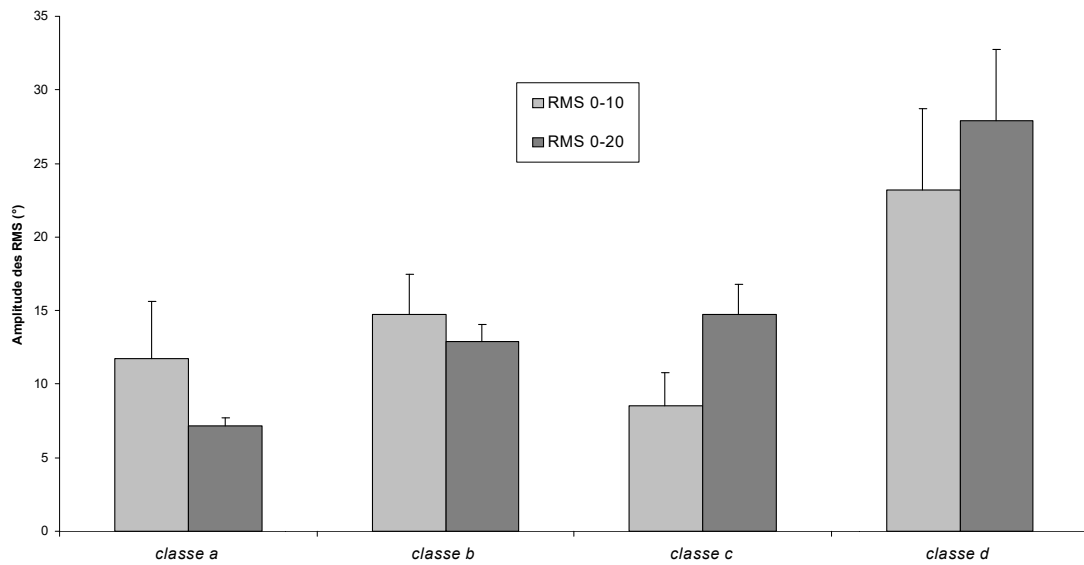


Figure A12 : synthèse des valeurs de RMS0-10 et RMS0-20 pour chaque classe.

	comparaison classe a) & classe b)		comparaison classe c) & classe d)	
	Z	p	Z	p
différence d'angle d'inclinaison du tronc sac10-sans sac	-1,34	0,18	0,93	0,35
différence d'angle d'inclinaison du tronc sac20-sans sac	-0,75	0,46	-0,46	0,64
différence d'angle d'inclinaison du tronc sac20-sac10	-0,75	0,46	-0,46	0,64

Tableau AT1: synthèse des tests U de Mann-Whitney pour les classes a&b, c&d.

Les variables sont des différences d'angle d'inclinaison moyen du tronc au cours d'un cycle de marche entre 3 conditions de portage.

	M	Sd	Msta	Sdsta	Msw	Sdsw	Mbr	Sdbr	Mimp	Sdimp
0%	25,6 (2,83)	12,88 (1,81)	23,01 (3,07)	9,23 (1,97)	29,48 (3,41)	15,89 (3,39)	19,35 (4,58)	8,66 (3,97)	20,3 (4,36)	10,03 (2,53)
10%	28,58 (5,1)	13,17 (1,92)	26,55 (4,67)	9,17 (2,09)	31,64 (6,51)	16,82 (2,76)	22,37 (5,24)	8,05 (2,81)	22,15 (4,49)	10,99 (2,08)
20%	30,42 (4,24)	14,25 (2,1)	28,55 (4,19)	10,35 (2,93)	33,22 (5,45)	17,97 (2,39)	23,17 (5)	8,98 (3,7)	23,79 (5,1)	11,43 (2,11)

Tableau AT2 : évolution de la coordination Tronc/cuisse en fonction de la charge sur l'ensemble de la population. Les variables sont celles décrites par Byrne et al.(2002) et détaillées dans le tableau III.4 (chapitre 3).

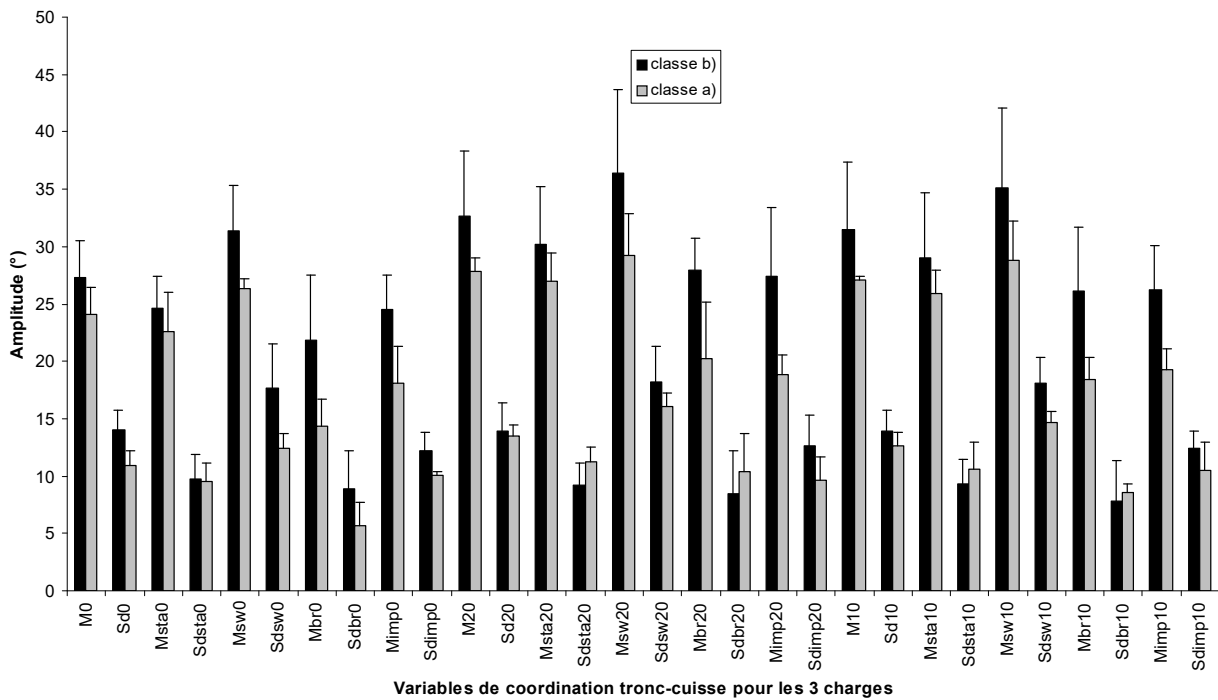


Figure A13 : comparaison de la coordination tronc/cuisse entre les classes a) et b) pour chaque condition de portage. Pour chaque condition, 10 variables traduisent la coordination tronc/cuisse.

Annexes 5) : Résultats complémentaires au chapitre 4)

Seuil (%)	ICC (%)	σ s bruit	t	P
95	1	0.5	1,502681	0,139472
		1	9,269923	0,000000*
		1.5	6,691661	0,000000*
		2	4,016310	0,000222*
	5	0.5	5,087087	0,000014
		1	3,908300	0,000382
		1.5	2,085868	0,043580
		2	4,567584	0,000051
	10	0.5	6,699589	0,000000
		1	4,719670	0,000020
		1.5	4,362683	0,000066
		2	3,624480	0,000688
	15	0.5	3,868584	0,000323
		1	3,946632	0,000253
		1.5	1,940643	0,058313*
		2	1,154243	0,254362*
20	0.5	1,41193	0,164289*	
	1	0,00217	0,998276*	
	1.5	-3,27337	0,001953	
	2	-1,89428	0,064097*	
96	1	0.5	6,39313	0,000000
		1	12,06175	0,000000
		1.5	12,40637	0,000000
		2	6,17955	0,000000
	5	0.5	3,563051	0,000896
		1	-0,220445	0,826593*
		1.5	0,256780	0,798664*
		2	-0,432284	0,667747*
	10	0.5	2,630018	0,011377
		1	-0,047010	0,962696*
		1.5	0,972993	0,335336*
		2	-0,606066	0,547268*
	15	0.5	1,42367	0,160878*
		1	-0,23947	0,811808*
		1.5	-1,62689	0,112483*
		2	-0,47282	0,639655*
20	0.5	-0,70102	0,488357*	
	1	1,27881	0,215603*	
	1.5	2,14427	0,051492*	
	2	-1,18404	0,256110*	
97	1	0.5	3,95991	0,000253
		1	9,87882	0,000000
		1.5	13,11147	0,000000
		2	4,91179	0,000012
	5	0.5	0,40734	0,685569*
		1	-3,58307	0,000791
		1.5	-2,76410	0,008127
		2	-3,44663	0,001190
	10	0.5	1,6385	0,107713*
		1	-1,7617	0,084351*
		1.5	-12,5530	0,000000
		2	-5,6371	0,000001
	15	0.5	-2,78254	0,007742
		1	-5,38105	0,000003
		1.5	-5,10559	0,000025
		2	-5,23558	0,000026
20	0.5	-7,0880	0,000000	
	1	-23,4201	0,000000	
	1.5	-16,6797	0,000000	
	2	-10,3263	0,000000	

Tableau AT3 : résultats des tests t pour la validation de l'algorithme de calcul de l'ICC.

* : tests significatifs.

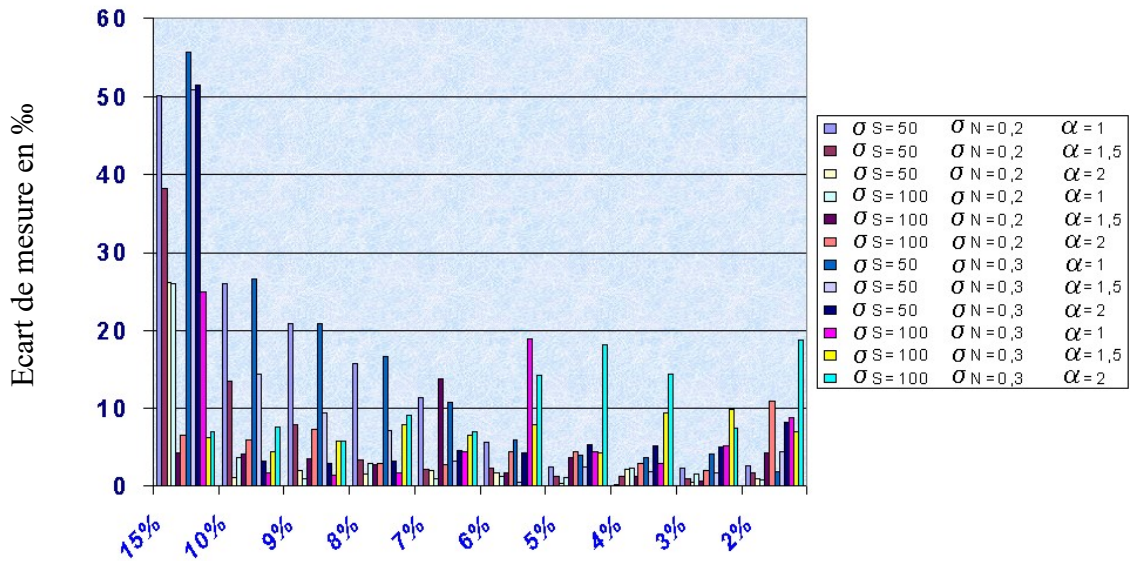


Figure A14 : évolution de l'écart de mesure (%) entre chaque valeur testée et chaque valeur théorique avec différentes tailles de segment L. (exprimées en % du nombre de point).

Tests de reproductibilité des instants caractérisant la contraction musculaire.

On considère la reproductibilité comme la variabilité aléatoire des résultats de plusieurs déterminations d'un même échantillon effectuées de manière espacée dans le temps (Metropol, 2003). Au vu des caractéristiques des mesurandes (pour chaque muscle on mesure deux instants), un risque de mémorisation des valeurs est probable entre deux essais si la période d'évaluation de la répétitivité est courte. Les résultats pourraient être biaisés par cette mémorisation. Dès lors, aucune analyse de répétitivité n'est réalisée. L'étude de la reproductibilité est plus adaptée. La méthode de reproductibilité ne permet de conclure sur l'exactitude d'une méthode. Elle s'intéresse aux écarts entre les valeurs obtenus (figure A15).

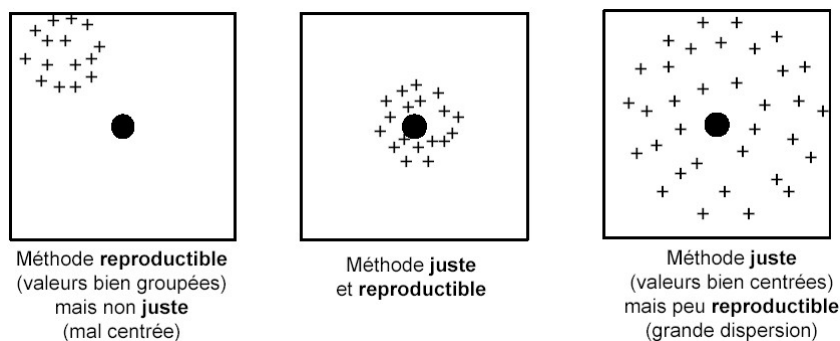


Figure A15 : reproductibilité et précision de mesure.
(d'après Metropol, 2003).

Le protocole d'évaluation de la reproductibilité consiste à mesurer 15 fois les mêmes instants d'un signal EMG chez un même sujet. Ce protocole est réalisé en espaçant les mesures de 7 jours. La reproductibilité est évaluée au moyen de l'écart-type, en s'assurant de la distribution normale des mesurandes au moyen d'un test de Lilliefors ($p \leq 0.05$). La figure A16 présente les valeurs mesurées.

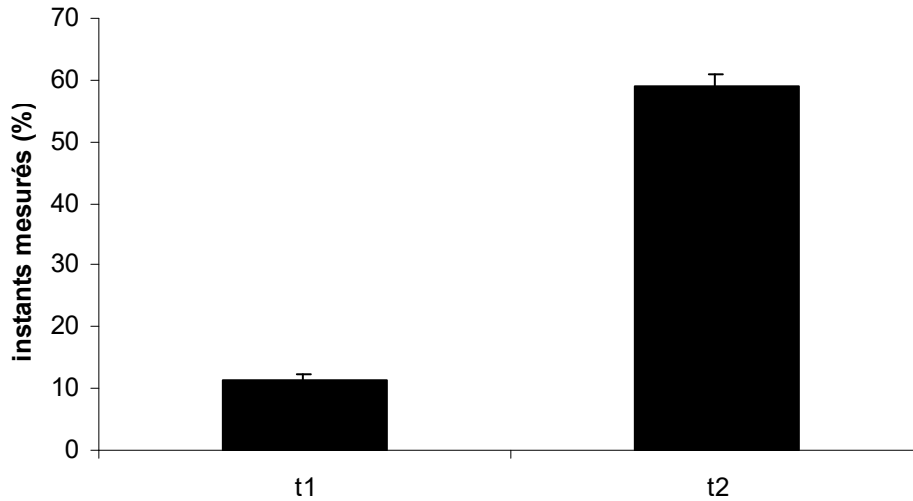


Figure A16 : représentation des deux instants (t1 et t2) mesurés pour le test de reproductibilité. L'unité est le pourcentage de cycle.

Pour t1, l'écart-type représente 7,36% de la moyenne de t1. Pour t2, l'écart-type représente 3,24% de la moyenne de t2.

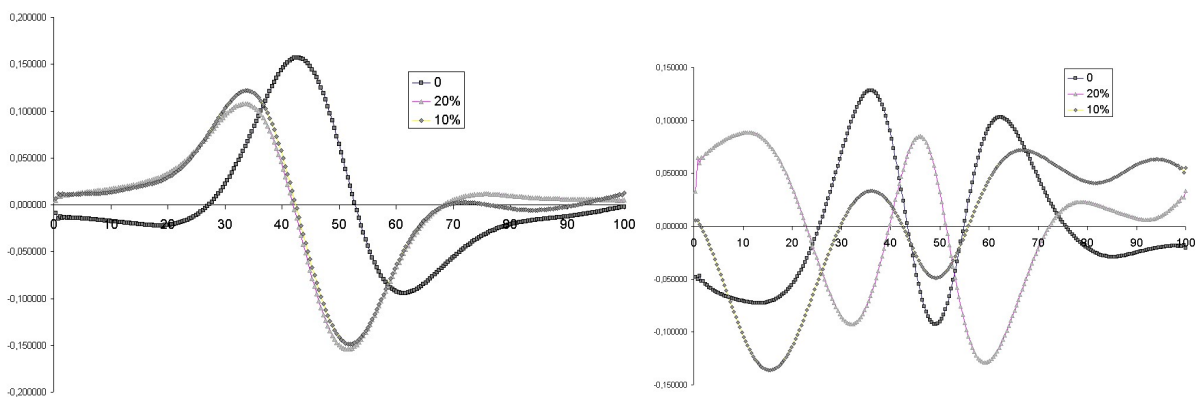


Figure A17 : Vecteur propre des second (à gauche) et troisième (à droite) axes factoriels au cours d'un cycle de marche pour le gastrocnemius lateralis.

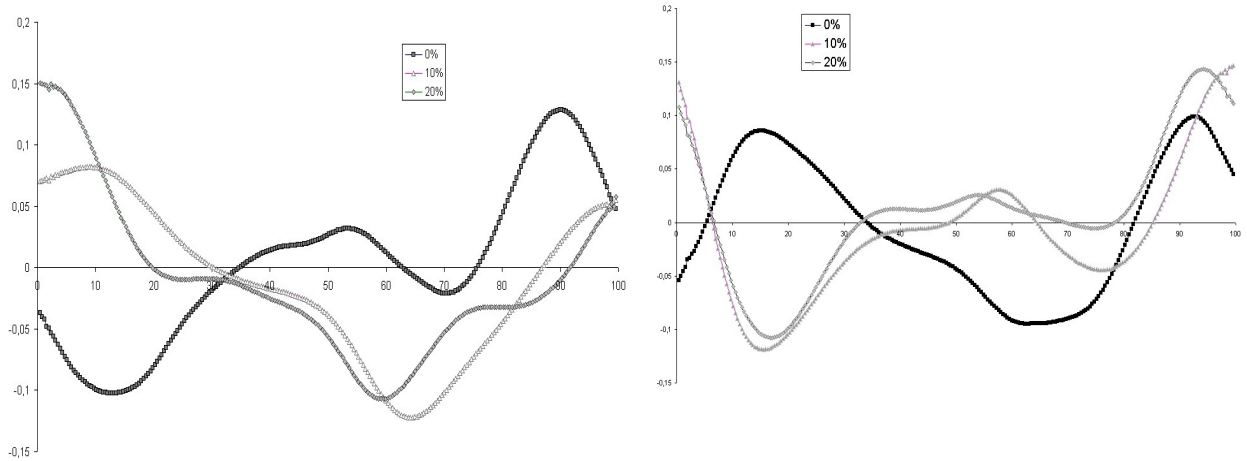


Figure A18. : Vecteur propre des seconds (à gauche) et troisièmes (à droite) axes factoriels au cours d'un cycle de marche pour le tibialis anterior.

Etude des adaptations locomotrices lors d'un portage dorsal chez l'adolescent

Résumé :

Le portage d'une charge est une pratique courante notamment pour les adolescents amenés à porter dorsalement un sac scolaire. Le portage est susceptible d'induire plusieurs adaptations (cinématiques, physiologiques...). L'objectif de ce travail est de rechercher des indices d'adaptation lors d'un portage de sac scolaire chez l'adolescent.

Une première partie de la thèse est basée sur une analyse sociologique. Elle vise à établir les principales particularités du portage d'un sac scolaire au quotidien (poids porté, habitudes de portage...), et à établir des classes d'individus à partir de ces paramètres sociologiques.

La seconde partie de la thèse s'intéresse aux conséquences du portage sur la coordination des membres inférieurs par une approche biomécanique et physiologique. Les conditions de portage sont : aucune charge, 10% et 20% de la masse corporelle du sujet. Les résultats de l'étude biomécanique témoignent, d'une part, d'une adaptation de la coordination du même ordre pour les deux charges. D'autre part, selon l'individu, cette adaptation varie en fonction de la charge : il existe donc des classes d'adaptations. Ces classes sont en relation avec le type de marche du sujet, les mouvements du sac lors de l'étude, la morphologie du sujet. L'étude est complétée par une analyse des activités musculaires des principaux muscles agissant sur la cheville. Le « pattern » musculaire est étudié sous plusieurs approches : les instants de début et fin de contraction, l'enveloppe du signal, la co-contraction. Plus la charge portée est élevée, plus les contractions ont une durée importante, sans favoriser la co-contraction des muscles antagonistes étudiés.

Mots clés : analyse du mouvement, marche, portage, membre inférieur, coordination, cinématique, électromyographie, questionnaire, analyse de données, classification, adaptation.

Abstract :

Load carriage corresponds to a courant practice, especially for adolescents who use to carry a schoolbag. This load carriage entails several adaptations (kinematical, physiological...). The aim of this work is to quantify adaptations during adolescents schoolbag carrying.

First part of this study is based on sociological analysis (type of schoolbag, method of carriage, weight of schoolbag...). This lets to establish the principal particularities of schoolbag carrying and a classification of population with these sociological parameters.

In second part, the movement analysis has been focused on coordination and electromyography on lower limbs. The studied conditions are: unload, 10% bodyweight and 20% bodyweight. The biomechanical results show two important results. On one hand, the results show an adaptation with same amplitude for both the load carriage conditions. On other hand, according to individuals, this adaptation can be more or less important: this result shows different classes that depend on gait clusters, movements of bag, anthropology of subject. The study is completed with a muscular activity analysis on the main muscles of ankle. The muscular contraction pattern is studied with several approaches: characteristic instants, envelope of signal and co-contraction. The heavier the bag is, the longer the contractions are, without inducing co-contraction of the muscles studied.

Keywords : movement analysis, gait, load carriage, lower limb, coordination, kinematics, electromyography, questionnaire, data mining, cluster analysis, adaptation.