

Université de Montréal

**Évaluation de la stabilité posturale en fauteuil roulant  
chez les enfants atteints d'un déficit moteur cérébral :  
description clinique et validation d'un outil de mesure.**

par

Marc Therrien

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)  
en sciences de l'activité physique

Juillet 2007

© Marc Therrien, 2007



6V  
201  
054  
2007  
V.011

## AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

## NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Évaluation de la stabilité posturale en fauteuil roulant chez les enfants atteints d'un déficit  
moteur cérébral : description clinique et validation d'un outil de mesure.

présenté par :  
Marc Therrien

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Jean-Marc Lavoie PhD., président-rapporteur  
François Prince PhD., directeur de recherche  
Julie Côté PhD., co-directrice  
Paul Allard PhD., membre du jury

## Résumé

Une meilleure compréhension de la stabilité posturale des enfants atteints d'un déficit moteur cérébral (DMC) est devenue nécessaire pour obtenir un positionnement assis stable en fauteuil roulant. Cependant, il n'existe pas à ce jour de description clinique et biomécanique détaillée de la stabilité posturale de ces enfants, ni de l'efficacité de l'intervention effectuée. Les buts du présent travail étaient de dresser le portrait clinique de la stabilité des enfants atteints d'un DMC à la suite d'une intervention clinique de positionnement assis et d'évaluer les qualités métrologiques d'un instrument de mesure biomécanique de la stabilité, soit une matrice de pression, pouvant être placée à l'intérieur du fauteuil roulant de l'enfant.

La description clinique de la stabilité posturale a été obtenue par le biais de questionnaires adressés aux parents et cliniciens et portant sur la géométrie corporelle de l'enfant, la description du fauteuil roulant et de ses composants ainsi que sur l'efficacité de ces derniers pour stabiliser l'enfant dans ses activités de la vie quotidienne (AVQ). Nous avons par la suite déterminé la validité et la fidélité d'une matrice de pression par rapport à un outil de référence, soit une plate-forme de force.

Les résultats démontrent que la majorité des enfants étaient qualifiés comme étant instables moins de trente minutes après leur transfert en fauteuil roulant et que cette instabilité avait un impact important sur leurs AVQ. Les principaux problèmes survenaient au bassin, où le glissement, la bascule postérieure, l'obliquité et la rotation ont été identifiés comme causes de l'instabilité, malgré un processus d'intervention qualifié comme optimal par les cliniciens. De plus, nous avons démontré que les résultats de la matrice de pression sont comparables aux données obtenues par une plate-forme de force, ce qui justifie son utilisation en clinique pour guider le processus de positionnement assis.

**Mots-clés :** Déficit moteur cérébral, stabilité, posture, système musculo-squelettique, réadaptation, fauteuil roulant, position assise

## **Abstract**

A better understanding of the postural stability of children with cerebral palsy (CP) became necessary to obtain a stable seated position in their wheelchair. However, to this day, there exists no precise clinical and biomechanical description of either the postural stability of these children exists or of the efficiency of the intervention made. The purposes of the present work were to draw up the clinical portrait of the stability of children with CP within the context of clinical seating and to evaluate the metrological qualities of a pressure mapping system, a biomechanical instrument measuring postural stability which could be placed inside the wheelchair of the child.

The clinical description of the postural stability was obtained by means of questionnaires sent to the parents and clinicians of the child. These questionnaires described the body geometry of the child, his wheelchair and seating components and the efficiency of these to stabilize the child in his/her activities of daily living (ADL). We afterwards determined the validity and the reliability of a pressure mapping system with regards to a criterion standard, a force platform.

The results show that the majority of the children were qualified as being unstable less than half an hour after their transfer to their wheelchair and that this instability had a great impact on their ADL. The main problems arose in the pelvis, where sliding, posterior tilt, obliquity and rotation were identified as the main causes of instability, in spite of a wheelchair seating intervention considered as optimal by the clinicians. Furthermore, we demonstrated that the results of the pressure mapping system are comparable to the data obtained by a force platform, justifying its use in clinic to guide the seating process.

**Keywords** : Cerebral palsy, stability, posture, musculo-skeletal system, rehabilitation, wheelchair, seated position

## Table des matières

RÉSUMÉ.....	iii
ABSTRACT.....	iv
TABLE DES MATIÈRES.....	v
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES FIGURES.....	ix
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	xi
REMERCIEMENTS.....	xv
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1: ÉTAT DES CONNAISSANCES.....	19
1.1 La quantification biomécanique générale de l'instabilité posturale.....	19
1.1.1 Le Centre de Masse (CdeM).....	21
1.1.2 Le Centre de Pression (CdeP).....	23
1.1.3 La relation entre le CdeP et le CdeM.....	24
1.1.4 Qualités métrologiques des paramètres biomécaniques.....	27
1.1.4.1 La validité.....	28
1.1.4.2 La fidélité.....	28
1.1.4.3 La sensibilité.....	29
1.1.4.4 Qualités métrologiques du CdeP.....	30
1.2 Études sur la posture assise.....	31
1.2.1 Études sur une population saine.....	32
1.2.2 Études sur une population présentant une lésion à la moelle épinière.....	34
1.2.3 Études sur d'autres populations pathologiques.....	36
1.2.4 Études sur une population atteinte d'un DMC.....	37
1.2.5 Problèmes des études actuelles sur le positionnement assis.....	39
1.2.6 La matrice de pression comme solution.....	40
CHAPITRE 2: SITUATION DES ARTICLES DANS LE MÉMOIRE.....	44

CHAPITRE 3: ARTICLE I: ASSESSMENT OF SEATED POSTURAL CONTROL IN CHILDREN: COMPARISON OF A FORCE PLATFORM VS. A PRESSURE MAPPING SYSTEM .....	46
3.1 Abstract .....	47
3.2 Introduction .....	49
3.3 Methods.....	52
3.3.1 Participants .....	52
3.3.2 Instrumentation.....	53
3.3.3 Experimental protocol .....	55
3.3.4 Data analysis.....	56
3.4 Results .....	58
3.4.1 Reliability of the FSA and AMTI in sitting posture.....	58
3.4.2 Validity of the FSA compared with the AMTI in sitting posture .....	59
3.5 Discussion .....	62
3.5.1 Validity and reliability of the COP displacement in quiet sitting .....	62
3.5.2 Validity and reliability of the COP displacement during the reaching task..	65
3.5.3 Limitations of the FSA pressure mapping system.....	67
3.6 Conclusion.....	68
3.7 Suppliers.....	69
CHAPITRE 4: ARTICLE II: STABILITY OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY IN THEIR WHEELCHAIR SEATING: PERCEPTIONS OF PARENTS AND THRAPISTS.....	70
4.1 Abstract .....	71
4.2 Introduction .....	72
4.3 Methods.....	75
4.3.1 Participants .....	75
4.3.2 Experimental protocol .....	76
4.4 Results .....	78



4.4.1 Characteristics of the children involved in the study .....	78
4.4.2 Description of the seating systems and wheelchair used .....	78
4.4.3 Life habits of the subjects toward the use of their postural components .....	79
4.4.4 Postural stability .....	80
4.4.2 Instability versus activities of daily living and seated tolerance .....	82
4.5 Discussion .....	84
4.6 Conclusion.....	87
CHAPITRE 5: DISCUSSION GÉNÉRALE.....	88
5.1 Introduction .....	88
5.2 Évaluation des qualités métrologiques de la matrice de pression FSA .....	90
5.2.1 Validité et fidélité des paramètres reliés au CdeP pour une tâche statique... 91	
5.2.2 Validité et fidélité des paramètres reliés au CdeP pour une tâche d'atteinte. 92	
5.3 Portrait clinique des enfants atteints d'un DMC.....	94
5.4 Liens entre les deux articles et perspectives d'avenir.....	97
CHAPITRE 6: CONCLUSION.....	103
BIBLIOGRAPHIE .....	105
ANNEXE.....	125
1 Classification des ATP utilisées sur le marché (Valiquette, 1990).....	125

## Liste des tableaux

I	Critères de classification, nom des classes et caractéristiques des classes spécifiques au DMC .....	2
II	Subjects' characteristics. Abbreviations: F, female; L, left; M, male; R, right; SD, standard deviation .....	53
III	ICC with 95% CI and CV values for range and root-mean-square (RMS) amplitudes of COP displacement for both static and reaching tasks, in A/P and M/L directions (n=13) .....	59
IV	Range and RMS amplitudes of COP displacement in static position (n=13). NOTE: Values are mean $\pm$ SD. Abbreviation: NS, not significant.....	60
V	Range and RMS amplitudes of COP displacement for the reaching task (n=13). NOTE: Values are mean $\pm$ SD. Abbreviation: NS, not significant.....	61
VI	Main questions found in questionnaires 3 (parents) and 4 (clinicians).....	77
VII	Seating components used by the majority of the subjects: number (percentage) of subjects who own these components and among them, number (percentage) who use these components at home .....	80
VIII	Among the unstable children, percentage of subjects: 1) carrying out the listed ADL independently 2) having difficulty to carry out the listed ADL because of their instability and 3) becoming unstable when carrying out the listed ADL.....	83

## Liste des figures

- 1 Atteintes posturales au bassin : a) Bascule postérieure, b) Bascule antérieure, c) Obliquité et d) Rotation interne; et au tronc : e) Cyphose associée à une bascule postérieure du bassin f) Hyperlordose associée à une bascule antérieure du bassin g) Scoliose associée à une obliquité du bassin et h) Rotation du tronc associée à une rotation du bassin (Pin Dot, 1995)..... 10
- 2 Nombre maximal de degrés de libertés présents à chaque articulation du corps humain en posture assise en l'absence de supports externes autres que le siège ... 20
- 3 Les différents systèmes impliqués dans le contrôle postural ..... 21
- 4 Le CdeM, barycentre des masses partielles (points noirs) des différents segments corporels délimités par des repères anatomiques (points pâles), chez un sujet adulte sain en position debout ..... 22
- 5 Le CdeP en position debout (a). Le CdeP net équivaut à la somme des CdeP sous les deux pieds, eux-mêmes influencés par les forces de réaction au sol (b) ..... 23
- 6 État d'équilibre parfait en position statique et érigée..... 24
- 7 Le pendule inversé en posture debout et les phénomènes qui sont liés à l'équilibre.  $\omega$  et  $\alpha$  sont respectivement la vitesse et l'accélération angulaire.  $W$  est le poids total du corps (CdeM, flèche noir),  $R$ , les forces de réaction verticales au sol (CdeP, flèche pâle), tout les deux agissant à une distance  $g$  et  $p$  de l'articulation de la cheville respectivement (Winter, 1995)..... 26
- 8 Relation entre le CdeP (COP) et le CdeM (COM) en position debout (adaptée de Winter, 1995)..... 27
- 9 La matrice de pression FSA (a) ainsi qu'un exemple d'une image du patron de pression et de la localisation du CdeP telle que présentée par le logiciel de la matrice (b). ..... 41
- 10 Experimental setup ..... 55
- 11 Displacement of the COP in A/P in a typical subject during a reaching task ..... 61

12 Sample of data recorded by the FSA, showing that fewer sensors are activated in the M/L direction than in the A/P..... 64

13 Custom made seating system used by 19 subjects ..... 78

## Liste des sigles et abréviations

$\alpha$	Accélération angulaire
ADL	Activities of daily living
AMTI	Advanced Mechanical Technology Inc.
ANOVA	Analyse de variance
A/P (y)	Antéro-postérieur
ATL	Aide technique à la locomotion
ATP	Aide technique à la posture
AVC	Accident vasculo-cérébral
AVQ	Activités de la vie quotidienne
CCAT	Conseil consultatif sur les aides techniques
CdeM (COM)	Centre de masse
CdeP (COP)	Centre de pression
CdeP-CdeM	Différence entre le CdeP et le CdeM
CHU	Centre hospitalier universitaire
CI	Confidence interval
CIHR	Instituts de recherche en santé du Canada
cm	Centimètre
CP	Cerebral palsy
CRME	Centre de réadaptation Marie Enfant
CRSNG	Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada
CV	Coefficient de variation
DMC	Déficit moteur cérébral
dr	Droit
F	Female
$F_i$	Force de réaction au sol ( $i=x, y$ ou $z$ )
FRSQ	Fonds de la recherche en santé du Québec
FSA	Force Sensing Array

g	Distance du CdeM par rapport à l'articulation
ga	Gauche
Hz	Hertz
ICC	Coefficient de corrélation intraclasse
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
in	pouce
kg	Kilogramme
L	Left
M	Male
M <sub>i</sub>	Moment (i=x, y ou z)
M/L (x)	Médio-latéral
mmHg	Millimètre de mercure
n	Nombre de sujets
No	Numéro
NS	Not significant
p	Distance du CdeP par rapport à l'articulation
R	Forces de réactions au sol
R	Right (1 <sup>er</sup> article)
r	Coefficient de corrélation de Pearson
RESNA	Rehabilitation engineering & assistive technology association of North America
RMS	Erreur quadratique moyenne ou index de variabilité du CdeP
r <sub>s</sub>	Coefficient de corrélation de Pearson
s	Secondes
SAM	Seating and Mobility
SCI	Spinal cord injury
SD	Standard deviation
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

Sx	Subject number
TPL	Déplacement total du CdeP
$\omega$	Vitesse angulaire
VCdeP	Vitesse du CdeP moyenne
VCdePmax	Vitesse du CdeP maximale
VCdePRMS	Variabilité de la vitesse du CdeP
X <sub>o</sub>	Offset M/L de la plate-forme de force
y (yr)	Years
Y <sub>o</sub>	Offset A/P de la plate-forme de force
Z (z)	Vertical
Z <sub>o</sub>	Offset vertical de la plate-forme de force
o	Degrés

*À la mémoire de ma mère qui aura été un  
merveilleux exemple de combativité et ce,  
durant toute sa vie. Je ne t'oublie pas.*  
"Rien ne sert de courir, il faut partir à point."  
Jean de La Fontaine, 1621-1695



## Remerciements

J'aimerais prendre cette page pour remercier l'ensemble des personnes qui étaient impliqués, de près ou de loin, dans la réalisation de ce travail.

Merci François d'avoir vu en moi un potentiel que je n'ai appris à reconnaître que bien plus tard. Merci de m'avoir donné l'opportunité de travailler dans votre laboratoire, d'avoir été patient avec moi, de m'avoir supporté tout au long de ce projet malgré les nombreux obstacles de ce projet exploratoire, de m'avoir transmis vos connaissances et de m'avoir finalement permis d'apprécier la recherche pour ce qu'elle est.

Merci également à Michèle (Michou!!) pour m'avoir apporté l'ensemble des connaissances cliniques du projet, pour m'avoir fait comprendre que les paramètres cliniques et biomécaniques sont reliés, d'avoir été là dans mes moments de questionnement et de doute et d'avoir placé ta confiance en moi. Merci de t'être battue pour ce projet car sans toi, il est évident que je n'aurais pas réussi à le mener à son terme. Merci enfin d'être toujours disponible. On ne reconnaît pas assez souvent les gens travaillant dans l'ombre alors je profite de ce moment pour souligner au crayon gras ton apport. Tu as été un atout de taille pour ce projet.

Merci à Julie Côté, qui m'a introduit à ce projet et qui a cru suffisamment en moi pour me laisser son sujet postdoctoral pour que je le mène à bon port. Merci d'avoir été là tout au long du processus, me donnant moult conseils et idées, et surtout, merci pour les longues discussions. Merci aussi de m'avoir écouté lorsque ça allait mal et de m'avoir remis sur le droit chemin quand il le fallait. Merci enfin de m'avoir accueilli et permis de développer mes aptitudes en programmation.

Équipe du Laboratoire de Posture et de Locomotion, vous êtes un groupe d'individus exceptionnels et travailler avec vous de près ou de loin fut une expérience non seulement agréable et enrichissante, mais aussi inoubliables. Hugo, Julie, Véro, Annick, Sergio, Nico,

Danik, Karlito, le Viking, les deux Gen : les souvenirs de chacun de vous resteront gravés dans ma mémoire.

Je tiens à remercier également les parents, cliniciens et enfants qui ont pris part à ce projet pour leur collaboration et leur participation enthousiaste. Vous m'avez fait prendre conscience de l'urgence d'intervenir dans ce domaine. J'espère que j'ai bien répondu à votre appel.

Merci à ma famille qui a été présente tout au long de mon cheminement académique, me supportant à tout moment sans émettre aucun jugement. Merci d'avoir cru en moi et d'avoir investi autant dans mon développement. Merci de m'avoir transmis ces valeurs qui me sont si chers. Merci d'être vous.

Merci enfin à toi Rachel qui partage depuis maintenant 6 ans ma vie avec ses hauts et ses bas. Tu as toujours cru en moi et su me dire les bonnes choses au bon moment, m'as redonné la motivation qui me manquait parfois et as été la raison qui m'a poussé à me battre jusqu'au bout pour obtenir ce grade. Grâce à ton amour, ton support et à ta patience, nous avons réussi. Pour tout cela et plein d'autres petites choses encore, je t'aime.

En terminant, je voudrais remercier les différents organismes et fondations qui m'ont financé à un moment ou un autre ou qui ont financé ce projet de recherche. Merci à vous!

**Fonds de la recherche  
en santé**

**Québec** 



**IRSC** **CIHR**  
Instituts de recherche en santé du Canada Canadian Institutes of Health Research

**MENTOR**  


**Université  de Montréal**

Faculté des études supérieures

**Sun  Life Financial**

 **REPAR  
FRSQ**

 **CRSNG  
NSERC**

## Introduction

Aussi nommée paralysie cérébrale, infirmité motrice cérébrale ou encore infirmité motrice d'origine cérébrale, l'expression déficit moteur cérébral (DMC) est maintenant la plus utilisée en réadaptation au Québec pour définir le résultat d'une lésion, atteinte ou anomalie cérébrale non progressive et définitive atteignant le système nerveux central en développement, soit au cours de la vie fœtale, à la période néonatale ou encore dans les deux premières années de la vie de l'enfant (Koman et al., 2004; Bax et al., 2005; Johnston et Hoon, 2006).

Considéré comme étant la cause la plus importante d'incapacités physiques chez l'enfant (Kuban et Leviton, 1994; Stanley, 2000), le DMC survient de nos jours chez 2 à 2.5 nouveau-nés sur 1000 naissances, soit deux fois plus souvent que le syndrome de Down (Kriger, 2005; Jan, 2006; Odding et al., 2006; Hirtz et al., 2007). Des études publiées récemment (Stanley, 2000; Cans et al., 2002; Krigger, 2005; Strauss et al., 2007) indiquent que la prévalence et l'incidence du DMC sont en augmentation significative, celle-ci étant principalement reliée à l'amélioration des soins néonataux et du taux de survie des enfants prématurés, à l'augmentation du nombre de grossesses multiples liée à l'amélioration des traitements de fertilité ainsi qu'à l'augmentation de l'espérance de vie adulte des enfants nés avec un DMC. Le nombre d'enfants atteints d'un DMC présentant un cas clinique plus sévère semble lui aussi suivre la même tendance (Hagberg et al., 1996; Pharoah et al., 1996; Stanley, 2000). Cette augmentation des cas de DMC et plus particulièrement des cas plus sévères représente un lourd fardeau pour les familles, le système de santé et la société, avec un coût total direct et indirect estimé pour l'année 2002 aux États-Unis avoisinant les 8.2 milliards de dollars américains (Koman et al., 2003; Msall, 2006).

Le DMC englobe une variété de troubles et d'atteintes motrices et posturales qui viennent limiter les activités possibles. D'ailleurs, la classification du DMC s'effectue selon ces

troubles et atteintes. Le Tableau I présente un résumé des principaux critères de classification.

<b>Selon la difformité, l'anormalité neurologique ou la manifestation physiologique</b>	
Ataxique	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Incoordination, tremblement et maladresse affectant l'équilibre et la marche, les mouvements des membres ou des yeux et/ou l'élocution.</li> <li>-Difficulté à assimiler les informations sensorielles.</li> <li>-Décomposition exagérée des mouvements complexes, faisant penser à une marionnette. Ces mouvements décomposés semblent être précipités lorsque la personne essaie d'atteindre ou de saisir un objet.</li> </ul>
Athétosique ou athétoïque	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Mouvements lents, involontaires, de contorsion et de grande amplitude, affectant surtout la tête, le cou et l'extrémité des membres.</li> <li>-Difficulté à garder l'équilibre et à marcher.</li> <li>-Muscles sont parfois anormalement flasques, dans d'autres cas ils sont hypertoniques (spastiques).</li> </ul>
Choréique	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Présence de mouvements irréguliers, saccadés, rapides, atteignant souvent le visage, le tronc et les membres.</li> <li>-Mouvements involontaires, imprévisibles et pouvant se produire à tout moment.</li> <li>-Mouvements correspondant à des phases décomposées et incomplètes d'un mouvement coordonné.</li> </ul>
Dyskinétique	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Mouvements anormaux que le sujet ne peut réprimer : secousses</li> </ul>

	<p>musculaires involontaires, saccadées ou de contorsion.</p> <p>-Altération de l'exécution des mouvements volontaires.</p> <p>-Peut affecter l'ensemble du corps ou être limité à un groupe musculaire.</p>
Hypotonique	-Relâchement musculaire anormal.
Mixte	-Mélange de deux classes ou plus.
Spastique	<p>-Présence de rigidité et de résistance croissante provenant d'un groupe de muscles selon la vitesse de contraction lors de l'étirement musculaire et qui engendre une raideur et une restriction de la mobilité.</p> <p>-Activité musculaire involontaire, inappropriée et excessive.</p> <p>-Peut être causé par une co-contraction musculaire.</p>
<b>Selon la distribution anatomique ou la topographie de la difformité ou de l'anormalité</b>	
Diplégique	<p>-Deux membres atteints bilatéralement.</p> <p>-Sont principalement atteints les membres inférieurs.</p> <p>-Terme couramment utilisé.</p>
Hémiplégique	<p>-Deux membres atteints unilatéralement.</p> <p>-Croissance plus lente du côté atteint avec possibilité de perte sensorielle.</p> <p>-Terme couramment utilisé.</p>
Monoplégique	-Un seul membre atteint.

Paraplégique	-Atteinte des deux membres inférieurs et parfois d'une partie du tronc.
Quadriplégique ou tétraplégique ou quadriparésique	-Atteinte des 4 membres et du tronc.  -Associée à une perte de sensibilité et de force ainsi qu'à un retard mental profond.  -Aucun apprentissage de la marche possible.  -Terme couramment utilisé.
Triplégique	-Les membres inférieurs sont atteints, avec un des deux membres supérieurs.
<b>Selon la sévérité de l'atteinte</b>	
Légère	-Intelligence normale.  -Marche sans aide.  -Problème léger de tonus musculaire.  -Peu ou pas de difformités squelettiques.  -Sensation normale ou légèrement altérée.
Modérée	-Léger retard mental.  -Marche avec aide technique.  -Problème modéré de tonus musculaire qui se manifeste par une incapacité à maintenir une posture symétrique et/ou fonctionnelle.

	<p>-Difformités squelettiques modérées telle qu'une scoliose flexible de moins de 30°, une cyphose flexible et présence de spasticité à la hanche/genou permettant une amplitude angulaire de moins de 110° et les pieds sont incapable de maintenir une flexion plantaire.</p> <p>-Sensation altérée.</p>
Sévère	<p>-Retard mental prononcé.</p> <p>-Incapacité à marcher.</p> <p>-Problème sévère de tonus musculaire qui se manifeste par une incapacité à obtenir et maintenir une posture symétrique et/ou fonctionnelle.</p> <p>-Difformités squelettiques sévères telle qu'une scoliose fixe de plus de 30° et/ou des difformités plus sévères au bassin et aux membres inférieurs que ce que l'on retrouvait dans les deux catégories précédentes.</p> <p>-Absence ou altération sévère des sensations.</p>

**Tableau I :** Critères de classification, nom des classes et caractéristiques des classes spécifiques au DMC (Bax et al., 2005; Odding et al., 2006).

Comme on peut le constater, le portrait moteur du DMC est très variable, celui-ci allant de l'atteinte subtile à une atteinte quasi totale du corps. Outre l'aspect moteur, l'enfant pourra aussi présenter des atteintes sensorielles (proprioceptives, visuelles, auditives), pulmonaires, cardiaques, gastro-intestinales, nerveuses, osseuses et mentales, qui, lorsque combinées, engendrent fréquemment des problèmes sociaux non seulement pour l'enfant, mais aussi pour sa famille (Kriger, 2005; Jan, 2006; Odding et al., 2006; Murphy et al., 2007). On notera aussi qu'il est commun chez les enfants atteints d'un DMC de présenter



une persistance des réflexes primitifs propres aux nouveau-nés. Ces réflexes constituent, avec la présence de spasticité, le principal obstacle au développement moteur normal (Koman et al., 2004; Krigger, 2005). D'ailleurs, même si la lésion initiale ne change pas, ses conséquences évoluent avec la croissance de l'enfant. En fait, si les habiletés motrices de la plupart des enfants atteints d'un DMC s'améliorent avec la croissance, quoiqu'à un rythme plus lent que pour un enfant sain (Essex, 2003), il n'en demeure pas moins que les problèmes musculaires, lorsque non traités, peuvent aggraver le portrait de l'enfant atteint en affectant notamment sa posture, ses fonctions primaires ainsi que son indépendance fonctionnelle, et interférer ainsi avec l'accomplissement de son plein potentiel dans la société (Murray et Robb, 2006).

Ainsi, même si plus de 50% des enfants d'âge préscolaire atteints d'un DMC sont capables de marcher sans assistance, 20 à 30% de ces mêmes enfants, souvent ceux les plus sévèrement atteints comme les quadriplégiques, ne peuvent marcher et sont confinés à un fauteuil roulant, avec des conséquences associées très graves, principalement à cause de la lésion initiale et de la spasticité inhérente au DMC (Cans et al., 2002; Shevell et al., 2003; Morton et al., 2006; Murray et Robb, 2006). D'ailleurs, les problèmes reliés à la spasticité sont très communs, étant présents dans environ 70 à 80% des cas de DMC, et ce, autant pour les muscles fléchisseurs qu'extenseurs (Bottos et al., 2001; Krigger, 2005). Une spasticité non traitée peut résulter, avec le temps, en un raccourcissement des unités myotendineuses, un déséquilibre musculaire, une rétraction articulaire, le tout accompagné de difformités osseuses. Plus spécifiquement, la spasticité est responsable d'une luxation de la hanche et du développement d'une scoliose chez l'enfant atteint d'un DMC dans 25 à 75% et 68 à 70% des cas respectivement (Herndon et al., 1992; Saito et al., 1998; Gordon et Simkiss, 2006; Morton et al., 2006; Murray et Robb, 2006). D'ailleurs, la fréquence totale de scoliose chez les enfants atteints d'un DMC est de 25%, avec un taux se rapprochant de 60 à 75% pour les cas les plus sévères comme les quadriplégiques (Huang

et Lenke, 2001; Thomson et Banta, 2001; Holmes et al., 2003). Une courbe simple ou double étant aussi fréquente, celle-ci se forme habituellement dans la portion thoracolombaire, plus mobile, et présente généralement un angle de Cobb d'une amplitude oscillant entre 10 et 50 degrés chez la population en fauteuil roulant tandis que pour la population confinée au lit, l'amplitude peut atteindre jusqu'à 100-140 degrés (Saito et al., 1998; Tsirikos et al., 2004).

La progression naturelle de la scoliose chez un enfant atteint d'un DMC continue et ce, même après avoir atteint la maturité osseuse, principalement à cause de la spasticité et de l'action de la gravité, rendant inefficace l'utilisation seule d'un corset (Thometz et Simon, 1988; Sochaniwskyj et al., 1991; Saito et al., 1998). Cette progression entraîne généralement une aggravation des conséquences liées à la lésion, rendant pratiquement obligatoire l'utilisation d'un fauteuil roulant pour l'enfant. Le maintien sans aide d'une position assise érigée stable, confortable et fonctionnelle, position nécessaire pour socialiser et interagir, représente donc un défi pour cet enfant (Renshaw et al., 1995; Huang et Lenke, 2001).

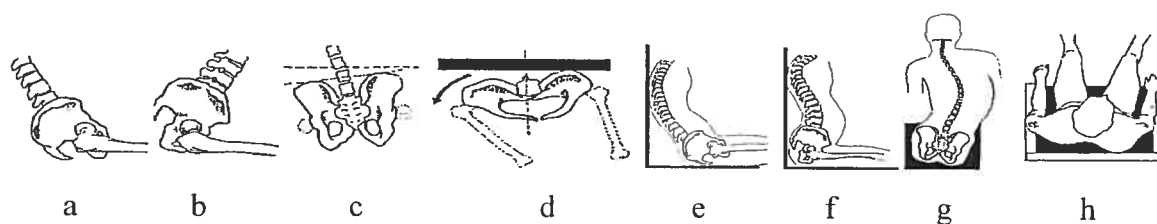
En conséquence, un consensus existe pour que la spasticité soit traitée avant l'âge de 5 ou 6 ans. Ceci permettrait d'éviter ou de retarder le développement des rétractions musculaires et des problèmes de difformités osseuses pouvant survenir aussi tôt qu'à l'âge de 9 ou 10 ans et ainsi retarder le plus possible le passage en fauteuil roulant de l'enfant (Saito et al., 1998; Graham et al., 2000; Miyazaki et al., 2004; Gordon et Simkiss, 2006; Morton et al., 2006; Murray et Robb, 2006). Le contrôle de la spasticité, des mouvements désordonnés et des difformités osseuses reste donc l'objectif principal des interventions et traitements effectués chez l'enfant puisque si le DMC est incurable, il faut tout de même favoriser au maximum les capacités résiduelles de l'enfant afin que son indépendance fonctionnelle, sa

mobilité et de façon générale sa qualité de vie et celle de ses soignants s'améliore (Herman et Lange, 1999; Krigger, 2005; Jan, 2006; Murray et Robb, 2006; Murphy et al., 2007). Pour ce faire, plusieurs options s'offrent au patient : chirurgicale, pharmaceutique et non-pharmaceutique. Chacun de ses traitements est typiquement utilisé en combinaison avec les autres afin de maximiser l'efficacité de ceux-ci (Jan, 2006). C'est cependant dans la catégorie non-pharmaceutique que se retrouve l'intervention ayant l'impact le plus marquant dans la vie quotidienne de l'enfant en fauteuil roulant : les aides techniques. Celles-ci sont regroupées en plusieurs catégories : aides techniques à la locomotion (ATL) comme le fauteuil roulant, aides techniques à la posture (ATP) comme les composants du fauteuil roulant tel que le type de siège, aides modifiant l'environnement comme les ascenseurs ou encore aides à la communication, comme l'utilisation de tableaux avec pictogrammes. Les aides techniques sont définies comme tout objet, pièce d'équipement ou système qui est utilisé pour soutenir, maintenir ou remplacer une partie du corps ou une fonction de celle-ci et utilisé par une personne dans le but de compenser son incapacité en maximisant son autonomie, d'assurer son maintien dans un milieu de vie naturel ainsi que son intégration et/ou sa réintégration sociale, scolaire ou professionnelle (CCAT, 1992; Stanger et Oresic, 2003).

C'est d'ailleurs dans le contexte d'une clinique dite de positionnement assis que sont sélectionnées les aides techniques de l'enfant. Bien que ces cliniques desservent d'autres populations présentant des maladies différentes comme les lésions à la moelle épinière ou la dystrophie musculaire de Duchenne, l'enfant atteint d'un DMC représente la majeure partie de la clientèle de ces cliniques (Datta et Ariyaratnam, 1996). Ainsi, au Centre de Réadaptation Marie Enfant (CRME) de Montréal, cette clientèle constituait environ 66 % de la population desservie selon des observations internes, ce nombre corroborant les données publiées auparavant (Medhat et Redford, 1985; Al-Turaiki, 1996). De ce nombre,

la majorité sont des quadriplégiques spastiques qualifiés de modérés à sévères (Carlson et al., 1986; Hobson et Molenbroek, 1990; Treffler et al., 1993).

Présentant fréquemment une attitude posturale en bascule postérieure du bassin, habituellement causée par la spasticité des extenseurs de la hanche et la rétraction des ischio-jambiers, combinée à une colonne lombaire aplatie et à une cyphose thoracolombaire, ces enfants sont en plus susceptibles d'avoir une subluxation de la hanche à cause de la rétraction des adducteurs de la hanche et du psoas iliaque (Letts, 1995; Gordon et Simkiss, 2006; Morton et al., 2006). Avec la luxation de la hanche se trouve augmenté le risque de présenter une obliquité du bassin, avec comme résultat le développement possible d'une scoliose, celle-ci étant souvent associée à une perte de contrôle du tronc et à un risque accru de développement de plaies de pression sous l'assise de l'enfant. L'effet le plus nocif reste cependant le phénomène appelé « attitude en coup de vent des hanches », qui consiste en une obliquité pelvienne fixe, une scoliose et la position des membres inférieurs se situant en coup de vent, c'est-à-dire que la hanche luxée est en adduction et celle du côté opposé est en abduction (Huang et Lenke, 2001; Williamson, 2003; Morton et al., 2006; Murray et Robb, 2006). La Figure 1 présente les atteintes posturales au bassin et au tronc pouvant être retrouvées chez les enfants atteints d'un DMC utilisateurs d'un fauteuil roulant. Outre ces atteintes posturales graves et un portrait clinique déjà chargé, les quadriplégiques ont majoritairement de la difficulté à communiquer, passent une grande partie de leur journée dans leur fauteuil roulant et dépendent principalement de celui-ci et de ces composants pour bien fonctionner et interagir avec la société (Treffler et al., 1993; Brogren et al., 2001; Liptak et al., 2001; Morton et al., 2006; Msall, 2006).



**Figure 1 :** Atteintes posturales au bassin : a) Bascule postérieure, b) Bascule antérieure, c) Obliquité et d) Rotation interne; et au tronc : e) Cyphose associée à une bascule postérieure du bassin f) Hyperlordose associée à une bascule antérieure du bassin g) Scoliose associée à une obliquité du bassin et h) Rotation du tronc associée à une rotation du bassin (Pin Dot, 1995).

Ces caractéristiques rendent la mobilité et l'indépendance fonctionnelle de l'enfant impossible sans aide. Même la position assise est difficile à maintenir dans ces conditions, car elle est soit ressentie comme inconfortable et douloureuse ou encore est carrément impossible, faute d'un contrôle du tronc approprié (Hobson et Molenbroek, 1990; Trefler et al., 1993; Hadders-Algra et al., 1999; Holmes et al., 2003). L'instabilité posturale peut exacerber par la suite les difformités squelettiques et par le fait même provoquer de l'inconfort, affectant l'efficacité fonctionnelle de l'enfant, celui-ci réagissant généralement de telle façon que sa spasticité est accentuée, rendant difficile l'obtention et le maintien d'une stabilité posturale et formant une sorte de spirale infernale dont la clé reste l'obtention de cette stabilité (Reid et Rigby, 1996; Hadders-Algra et al., 1999; Shoham et al., 2004). Il est donc primordial que l'enfant atteint d'un DMC reçoive une intervention appropriée de la part des cliniciens et ce, le plus tôt possible lors de ses premières visites à la clinique de positionnement assis. C'est par le biais de la prescription d'ATL et d'ATP que se fera cette intervention.

Celles-ci sont constituées d'un ou plusieurs composants fabriqués sur mesure ou préfabriqués qui ont soit une fonction de soutien, de maintien, ou les deux (CCAT, 1992; Valiquette, 2000). Les composants sur lesquels reposent un segment ou une partie du corps ont une fonction de soutien. Le dispositif d'ancrage et d'orientation du module siège-dossier sur le châssis du fauteuil roulant, le siège, le dossier, les supports pour les pieds, les jambes, les avant-bras et la tête en sont des exemples pour le fauteuil roulant. Les composants qui permettent de maintenir dans une position donnée une partie du corps, tout en limitant les mouvements indésirables, ont pour leur part une fonction de maintien. Ces composants de maintien sont utilisés au bassin, aux membres inférieurs et supérieurs, au tronc et à la tête. Comme exemple, notons les ceintures thoraciques utilisées pour maintenir le tronc en position érigée ou encore les blocs utilisés pour contrer l'adduction/abduction des hanches. L'Annexe 1 présente la classification de Valiquette (1990) des principales ATP utilisées, qu'elles soient génériques ou modifiées sur mesure. Selon plusieurs auteurs (Nwaobi, 1986; 1987; Nwaobi et Smith, 1986; Hulme et al., 1987; Bay, 1991; Stewart, 1991; Trefler et al., 1993; Duivesteyn et Montgomery, 1994; Herman et Lange, 1999; Holmes et al., 2003; Østenjøl et al., 2005; Ryan et al., 2005), les buts théoriques de la prescription d'ATP sont les suivants :

- 1-Prévenir, retarder ou accommoder les rétractions articulaires et musculaires ainsi que les difformités squelettiques.
- 2-Faciliter la sensation de confort ainsi que la tolérance à la posture assise par une distribution de pression la plus uniforme possible et permettre la conservation de l'intégrité de la peau.
- 3-Faciliter les fonctions pulmonaires, cardiaques ainsi que la communication, l'hygiène personnelle, la mobilité indépendante, la socialisation et le transport. En bref, améliorer la qualité de vie.

4-Permettre un bon support/équilibre physique qui favorise l'indépendance fonctionnelle et l'utilisation du contrôle postural résiduel.

5-Normaliser le tonus musculaire, contrôler les patrons de mouvements anormaux et réduire l'influence des réflexes primitifs afin de maximiser le contrôle moteur et la fonctionnalité de l'enfant, notamment du tronc, de la tête et des membres supérieurs.

6-Faciliter l'acquisition et le développement de réactions posturales normales et des composants d'une séquence de mouvement normal de l'enfant en permettant à celui-ci de supporter et faire des transferts de poids, de faire des rotations, d'explorer ses limites et de présenter une position érigée.

Plusieurs auteurs ayant effectué une revue de la littérature dans ce domaine constatent cependant qu'il est difficile de vérifier si tous ces buts sont atteints en pratique, principalement à cause de la nature des publications recensées (Mac Neela, 1987; Pope et al., 1994; Roxborough, 1995; Brogren et al., 2001; Reid, 2002). Ainsi, la plupart des publications citées dans ces revues rapportent soit l'expérience clinique des auteurs, soit la présentation d'étude de cas, ces derniers présentant souvent des résultats ayant fonctionné pour un type de problème en particulier et dans des circonstances précises. De plus, les études présentant une démarche un peu plus expérimentale ont leurs propres lacunes méthodologiques. Un petit nombre de sujets (moins de 10 généralement) et le type de pathologie présents chez ceux-ci (différent parfois du DMC), l'absence de groupe contrôle, la comparaison de sujets n'ayant pas le même groupe d'âge, l'utilisation de différents outils de mesure dont la validité et la fidélité n'ont pas toujours été établis, l'expérimentation dans des conditions contrôlées de laboratoire (notamment à l'aide de simulateurs de fauteuil roulant), l'absence de contrôle et/ou de prise en compte des facteurs concomitants pouvant jouer un rôle sur les résultats (par exemple, la croissance, l'histoire médicale ou la fatigue) et la courte durée des expérimentations de ces études sont quelques uns des problèmes rencontrés dans ces publications.

Même la notion de stabilité posturale utilisée dans ces études est problématique. Définie cliniquement comme étant un état d'équilibre statique et/ou dynamique dans une attitude posturale particulière (CCAT, 1992), on vise en posture assise à ce que le cou soit bien aligné sur le tronc de façon symétrique, lui-même situé à niveau et au milieu du bassin (Reid, 1996; Herman et Lange, 1999). Cette définition implique que l'enfant se doit de rester assis au fond de son siège dans une position érigée tout en lui permettant de conserver une certaine mobilité afin de lui permettre d'être fonctionnel (Herman et Lange, 1999; Kangas, 2002; Ryan et al., 2005). Cette mobilité est aussi essentielle dans une position statique car l'enfant pourra contrer, par le biais de petits mouvements contrôlés, les effets de la gravité et de la spasticité reliés à une immobilisation prolongée, principalement le développement et/ou l'aggravation de difformités squelettiques fixes et structurales (Scrutton, 1989; 1991; Green et Nelham, 1991; Kangas, 2002; Lalonde et al., 2006). C'est pourquoi nous parlons d'équilibre statique et/ou dynamique car l'enfant doit pouvoir bouger spontanément afin d'explorer et d'interagir avec son environnement, point essentiel d'un développement normal chez un enfant, tout en permettant, durant ces mouvements et lors du retour en position statique, l'utilisation du contrôle moteur résiduel du tronc afin de maintenir sa stabilité posturale (Burgman, 1994; Habasevich et Waldera, 1997; Hadders-Algra et al., 1999; Herman, 1999; Kangas, 2002; Miyazaki et al., 2004). Le défi reste donc de ne pas placer, par le biais des ATP, de barrières chez l'enfant atteint d'un DMC, mais de lui permettre d'utiliser ce contrôle moteur résiduel en toute confiance afin d'avoir des opportunités d'expérimentations et d'interactions et ce, tout au long de sa croissance (Reid et Rigby, 1996; Kangas, 2004; Østenjøl et al., 2005). Nous constatons donc que cliniquement, la définition de la stabilité posturale est appropriée, mais qu'en pratique, elle est très difficile à obtenir chez les enfants atteints d'un DMC à cause des caractéristiques associées à cette atteinte (Reid et al., 1991).



Tous s'entendent pour dire qu'il est nécessaire de contrôler le bassin en premier puisque celui-ci forme la base de support en position assise, qu'il influence la fonction du tronc, de la tête et des membres supérieurs (Trefler et al., 1993; Zollars, 1993; 1996; Raymond et al., 1994; Taylor et Kreutz, 1994; Cook et Hussey, 1995; Mayall et Desharnais, 1995; Bertenthal et von Hofsten, 1998; Herman et Lange, 1999; Østenjøl et al., 2005; Lalonde et al., 2006) et aide à prévenir et/ou retarder l'installation d'une scoliose et/ou de l'attitude en coup de vent par le contrôle de la bascule, de l'obliquité et de la rotation du bassin. Toutefois, la réalité même de la clientèle atteinte d'un DMC rend difficile un bon positionnement du bassin par les cliniciens, principalement à cause du tonus musculaire anormalement élevé dans cette région et dans celle des cuisses (Zollars, 1993; 1996; Brown et al., 2001; Kangas, 2001; Tucker, 2001; Gordon et Simkiss, 2006; Murray et Robb, 2006). Une fois obtenue, rien ne garantit que ce positionnement sera maintenu à long terme. En effet, tout comme la présence de certains stimuli peut aggraver la spasticité, ces mêmes stimuli peuvent déclencher des réflexes primitifs ou des mouvements désordonnés chez l'enfant, empêchant le maintien d'une position stable. Parmi ces réflexes, plusieurs auteurs ont identifié le réflexe de poussée en extension comme étant le principal problème relié à l'instabilité posturale en posture assise (Trefler et al., 1993; Herman et Lange, 1999; Brown et al., 2001; Kangas, 2001; Tucker, 2001; Ryan et al., 2005; Hong et al., 2006). Récemment, nous avons confirmé cette information lors d'un *focus group* impliquant des spécialistes en positionnement du CRME où le glissement du bassin dû à une poussée en extension a été identifié comme étant le principal motif de consultation clinique. L'efficacité pratique des ATP pour stabiliser le bassin d'une clientèle atteinte d'un DMC semble donc questionnable. Ainsi, même si les intervenants considèrent que l'attribution d'une ATL et d'ATP est valide chez un enfant atteint d'un DMC, celles-ci ne remplissent pas de façon satisfaisante leur rôle en termes de contrôle et de maintien d'une posture stable, fonctionnelle et confortable à long terme, en particulier au niveau du bassin. En conséquence, ces équipements ne répondent pas complètement aux besoins de l'enfant atteint d'un DMC. Ce phénomène s'aggrave d'ailleurs avec le vieillissement de celui-ci et

son passage à l'âge adulte (Cooper, 1991; Axelson et Chesney, 1995; Datta et Ariyaratnam, 1996; Reid et Rigby, 1996; Bottos et al., 2001; Kangas, 2001; Fuchs et Gromak, 2003; McDonald et al., 2003; Miyazaki et al., 2004; Krigger, 2005; Ryan et al., 2005; Morton et al., 2006; Strauss et al., 2007).

Comme on peut le voir, il est très important de s'assurer que les ATP soient utilisées le mieux possible. Toutefois, aucune étude portant sur l'efficacité pratique et l'utilisation des ATP à court, moyen et long terme chez les enfants atteints d'un DMC n'existe, même si l'on suppose qu'une utilisation quotidienne des ATP devrait théoriquement améliorer leur efficacité (Datta et Ariyaratnam, 1996; DeRuyter, 1997; Brogren et al., 2001; Reid, 2002). Chez cette population, les études publiées se concentrent surtout sur une évaluation de la qualité de vie dans ses aspects physique, émotionnel, matériel et social ou sur la perception de barrières, que ce soit environnementale ou autre, sans préciser le rôle joué par les ATP dans cette qualité de vie (Campbell, 1996; Datta et Ariyaratnam, 1996; Scherer, 1996; McDonald et al., 2003; Liptak et Accardo, 2004; Indredavik et al., 2005; Ryan et al., 2005). Quant aux autres populations utilisatrices d'un fauteuil roulant, les études se limitent à l'efficacité et à la satisfaction immédiate de l'intervention lors du positionnement en clinique, principalement pour justifier la prescription et l'utilisation des ATP auprès des bailleurs de fonds (Warren, 1993; Kohn et al., 1994; DeRuyter, 1997; Ferguson-Pell et al., 2005; Guerette et al., 2005). Enfin, il n'y a aucune étude dressant le portrait clinique de la stabilité posturale en posture assise des enfants DMC, ni des circonstances entourant la manifestation de l'instabilité posturale chez ces enfants.

De cette partie sur les ATP, on constate que, malgré le fait que l'expertise clinique se soit considérablement développée dans le domaine du positionnement assis au cours des dernières années, il n'en reste pas moins que son application pratique varie d'une équipe

clinique à l'autre. De plus, son intégration dans une démarche scientifique et expérimentale demeure limitée, relevant plus de l'opinion, de l'expérience clinique et de l'empirisme, les études publiées ne remplissant pas toujours des critères méthodologiques et scientifiques (Roxborough, 1995; Herman et Lange, 1999; Geyer et al., 2003; Tyson, 2003). D'ailleurs, la recherche dans le domaine du positionnement assis en fauteuil roulant a été principalement orientée sur l'étiologie, l'épidémiologie et la prévention des escarres chez les adultes (Brienza, 1997; Reid, 2002; Geyer et al., 2003). En effet, les coûts associés aux plaies de pression, que Shields et Cook chiffraient à 30 000\$ par individu en 1988, font en sorte que les études sont beaucoup plus axées sur une meilleure compréhension du processus de développement de celles-ci ainsi que sur les moyens de les prévenir. La distribution des pressions exercées sur le siège est donc le paramètre le plus souvent mentionné dans la littérature et est considéré comme l'une des seules mesures quantitatives permettant d'évaluer l'effet des ATP sur le positionnement (Aissaoui et al., 1997; Ebe et Griffin, 2001; Kernozek, 2002). Cependant, les notions de stabilité et de posture ainsi que les paramètres mesurables qui y sont associés ont été très peu étudiés quantitativement. Cette situation est étrange quand on sait que les laboratoires d'analyse de la marche sont fréquemment utilisés pour conseiller et effectuer le suivi des actes chirurgicaux chez les enfants marcheurs alors que ceux confinés à un fauteuil roulant ne reçoivent pas la même attention, malgré un impact potentiellement tout aussi significatif que les chirurgies sur leur qualité de vie (Campbell, 1996; Patrick et al., 2001; Chang et al., 2006; Desloovere et al., 2006; Murray et Robb, 2006; Dobson et al., 2007; Narayanan, 2007).

Ainsi, non seulement n'y a-t-il pas eu d'études portant sur le portrait clinique de la stabilité posturale chez les enfants atteints d'un DMC, mais aucune étude ne s'est encore penchée sur la quantification directe de la stabilité posturale à l'intérieur du fauteuil roulant avec un instrument de mesure valide et fidèle (Geyer et al., 2003; Liao et al., 2003). Ces bases sont primordiales pour identifier les enfants à risque d'instabilité, pour déterminer les critères

afin de guider l'attribution des ATP dans le processus de positionnement assis chez les enfants atteints de DMC et pour vérifier l'efficacité longitudinale des ATP sur la posture, la fonctionnalité, la mobilité et l'équilibre (Mac Neela, 1987; Datta et Ariyaratnam, 1996; Brienza, 1997; Sprigle et al., 2003; Stanger et Oresic, 2003). Ces connaissances pourraient contribuer à diminuer le nombre d'ajustements et réajustements des ATP et donc le nombre de visites aux cliniques de positionnement, permettant ainsi une diminution du coût en termes de ressources humaines et financières pour le système de santé et la société.

C'est dans ce contexte clinique que ce mémoire se situe. Le but du présent travail est de présenter les résultats obtenus durant les deux premières phases d'un projet de recherche plus vaste portant sur l'analyse de l'instabilité posturale assise chez les enfants atteints d'un DMC. La première phase portait sur l'évaluation des qualités métrologiques d'un instrument de mesure biomécanique, soit une matrice de pression. Quant à elle, la deuxième phase consistait à dresser le portrait clinique de la stabilité de ces enfants à la suite d'une intervention en clinique de positionnement assis. La matrice de pression a par la suite été utilisée lors de la dernière phase, c'est-à-dire l'identification des paramètres biomécaniques associés à l'instabilité en posture assise et en faire le lien avec les paramètres cliniques identifiés dans la deuxième phase. Cette troisième phase ne fait toutefois pas partie du présent travail, mais fera l'objet de deux articles scientifiques ultérieurs.

Une question de recherche a été précisée pour chacune des deux premières phases du projet :

1. Quelles sont les qualités métrologiques d'une matrice de pression lorsque comparée à une mesure étalon, soit une plate-forme de force, lors de l'évaluation biomécanique de la stabilité posturale assise ?

## 2. Quels sont les facteurs cliniques associés à l'instabilité posturale en fauteuil roulant chez des enfants atteints d'un DMC ?

Pour ce faire, l'organisation du présent mémoire comprend cinq chapitres. Suite à cette introduction, le premier chapitre porte sur l'état actuel des connaissances biomécaniques en positionnement assis. Ce chapitre sera divisé en deux sections, soit une révision des paramètres biomécaniques utilisés pour quantifier l'instabilité posturale dans la posture de référence de même que les qualités métrologiques de ces paramètres et en deuxième lieu, un recensement des études actuelles effectuées en posture assise, leurs méthodologies et les limites qui y sont associées ainsi que la solution que nous proposons pour outrepasser ces limites. La situation des articles présentés dans ce mémoire fera l'objet du chapitre 2, tout comme la contribution de chacun des coauteurs de ces articles. Notre méthode ainsi que nos résultats des deux premières phases du projet seront présentés sous la forme de deux articles qui constitueront les chapitres 3 et 4. Quant au chapitre 5, il sera consacré à l'interprétation et à la discussion générale des résultats. Les trois sections de ce chapitre orientent la discussion d'abord sur les qualités métrologiques de la matrice de pression avant de décrire le contexte clinique dans lequel survient l'instabilité posturale chez les enfants atteints d'un DMC et enfin de souligner les liens unissant ces deux articles et d'explorer les perspectives d'avenir du projet. Finalement, le chapitre 6 présentera les conclusions du présent mémoire.

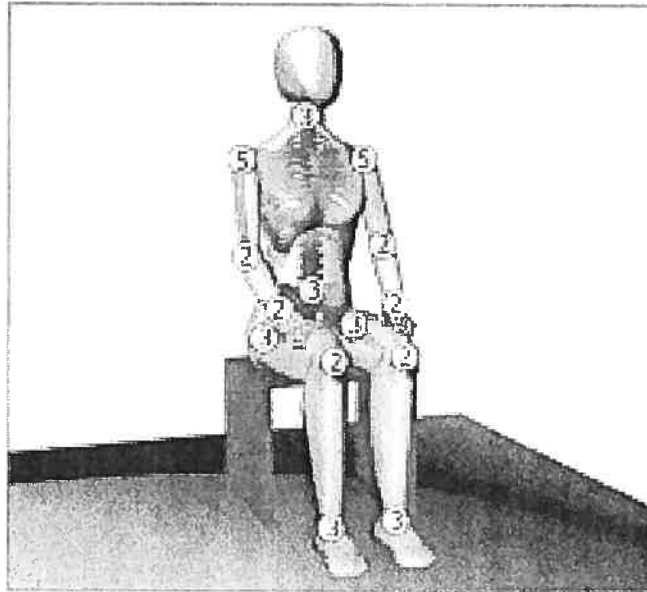
# Chapitre 1 : État des connaissances

La revue de littérature rattachée à ce projet de recherche a été segmentée en deux parties. La première présentera un rappel des paramètres biomécaniques utilisés actuellement pour quantifier de façon générale l'instabilité posturale en posture érigée ainsi que les qualités métrologiques qui y sont associées. Ensuite, nous nous attarderons sur les études portant sur la quantification de la posture assise, les méthodes utilisées, les limites de ces méthodes ainsi que sur une solution à envisager pour outrepasser ces limites.

## 1.1 La quantification biomécanique générale de l'instabilité posturale

L'être humain est instable de nature et ce, peu importe sa position. En posture debout, environ les deux tiers de la masse de l'homme sont situés aux deux tiers de sa hauteur, ce qui le rend instable (Winter, 1995). Il doit donc effectuer des ajustements continus, que ce soit passivement ou activement par le biais de contractions musculaires, afin d'éviter de chuter. De même, la posture assise statique suit la même logique en l'absence de supports externes autres que le siège. En fait, sans support externe ou contraction musculaire, il serait impossible de stabiliser le tronc par rapport à l'articulation de la hanche. En effet, le corps humain peut être considéré comme une chaîne d'éléments rigides, les segments, reliés entre eux par les articulations (Dempster, 1955). Conséquemment, si on réussit à « rigidifier » temporairement certaines de ces articulations, on est en mesure d'augmenter la stabilité du corps. Pour ce faire, il est impératif de diminuer les différents mouvements possibles à chacune de ces articulations, c'est-à-dire le nombre de degrés de liberté de celles-ci. On peut voir à la Figure 2 le nombre maximal de degrés de liberté présents en posture assise sans supports externes autres que le siège chez l'être humain. Dans cette posture, l'activité musculaire et la présence de supports externes permettent de diminuer grandement l'amplitude de mouvement des différents degrés de liberté, d'autant plus que la principale articulation nécessitant d'être contrôlée est la hanche (Reid, 1996; Hendriks et al., 2006; van der Burg et al., 2006). De même, la posture debout suit le même principe,

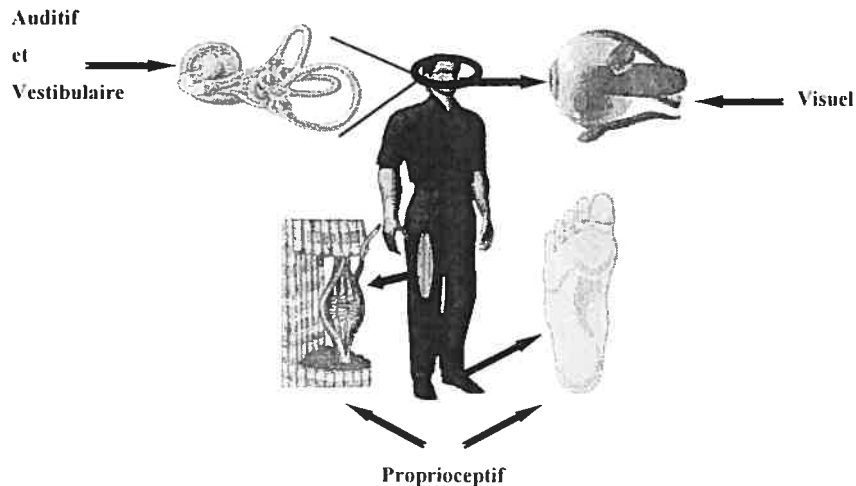
mais avec un nombre plus élevé d'articulations à contrôler, principalement la cheville, le genou et la hanche.



**Figure 2 :** Nombre maximal de degrés de libertés présents à chaque articulation du corps humain en posture assise en l'absence de supports externes autres que le siège (Hendriks et al., 2006).

Cependant, même si l'être humain en position érigée semble stable, il appert que le corps effectue constamment des petits mouvements (« oscillations »). En fait, ces oscillations posturales sont le fruit d'un contrôle postural normal qui est essentiel à l'exécution efficace de toute tâche, motrice ou non, nécessitant la mobilisation ou non des segments corporels (Massion, 1998). La Figure 3 présente les différentes sources (auditives, proprioceptives, vestibulaires, visuelles) qui doivent être intégrées afin de maintenir l'équilibre postural. Par la suite, le cerveau réagira si nécessaire en ordonnant des réponses coordonnées des muscles qui viendront moduler l'ampleur, la durée et la fréquence des oscillations posturales (Winter, 1995; Woollacott et Shumway-Cook, 2002; Horak, 2006).

L'oscillation posturale représente donc un reflet de l'activité effectuée par le corps pour se maintenir dans un état stable (Clark et Riley, 2007). C'est d'ailleurs ces oscillations qui sont mesurées dans les études biomécaniques portant sur la stabilité posturale.



**Figure 3 :** Les différents systèmes impliqués dans le contrôle postural.

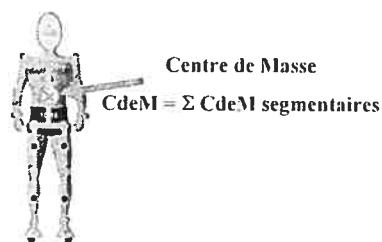
La plupart des études sur la question de la stabilité posturale porte sur la situation en position érigée. En effet, dans cette position, une approche biomécanique, développée par Murray et al. en 1967 et 1975 et reprise par l'équipe de Winter en 1996 et 1998, décrivant la relation entre deux paramètres, le centre de masse (CdeM) et le centre de pression (CdeP), est la référence théorique permettant d'expliquer les phénomènes liés à la stabilité posturale.

### 1.1.1 Le Centre de Masse (CdeM)

Le CdeM est défini comme étant un point où la masse corporelle totale est concentrée et représente la somme pondérée de la position des CdeM individuels de chacun des segments



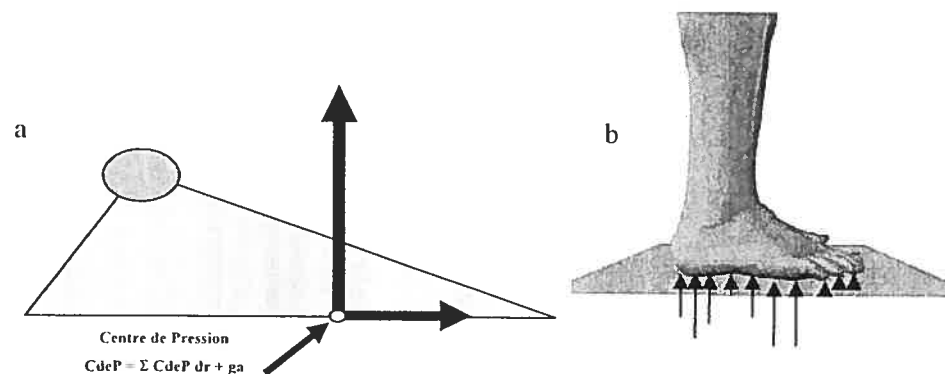
corporels (Murray et al., 1967; Winter, 1995). Le CdeM est défini dans un référentiel tridimensionnel où les deux vecteurs orthogonaux décrivent les axes antéro-postérieur (A/P) et médio-latéral (M/L) tandis que la hauteur est décrite par l'axe vertical. Plusieurs méthodes existent pour calculer le CdeM, la plus utilisée et celle servant de mesure étalon étant basée sur la combinaison de la cinématique et de tables anthropométriques (Winter et al., 1998). Celles-ci présentent des équations permettant d'estimer la masse de chacun des segments et la position relative des CdeM de ceux-ci par rapport à des repères anatomiques bien définis. La localisation tridimensionnelle de ces repères anatomiques s'effectue principalement à partir de systèmes d'analyse du mouvement utilisant des caméras. Deux types de systèmes existent : passif, où des marqueurs réfléchissant la lumière sont utilisés, ou actif, où les marqueurs émettent de la lumière infrarouge de manière séquentielle. La reconstruction en trois dimensions de la position des repères anatomiques nous permet de déterminer la position exacte de chacun des segments et de calculer en combinaison avec les tables anthropométriques la position des CdeM segmentaires. La somme des CdeM segmentaires nous permet de calculer l'emplacement du CdeM total. La Figure 4 illustre cette situation. D'ailleurs, la revue de littérature effectuée par Massion en 1998 suggère que la position tridimensionnelle du CdeM est connue constamment par le corps par le biais des afférences sensorielles. C'est ce paramètre que le corps chercherait à contrôler par le biais des ajustements posturaux, le CdeP reflétant ces ajustements posturaux.



**Figure 4 :** Le CdeM, barycentre des masses partielles (points noirs) des différents segments corporels délimités par des repères anatomiques (points pâles), chez un sujet adulte sain en position debout.

### 1.1.2 Le Centre de Pression (CdeP)

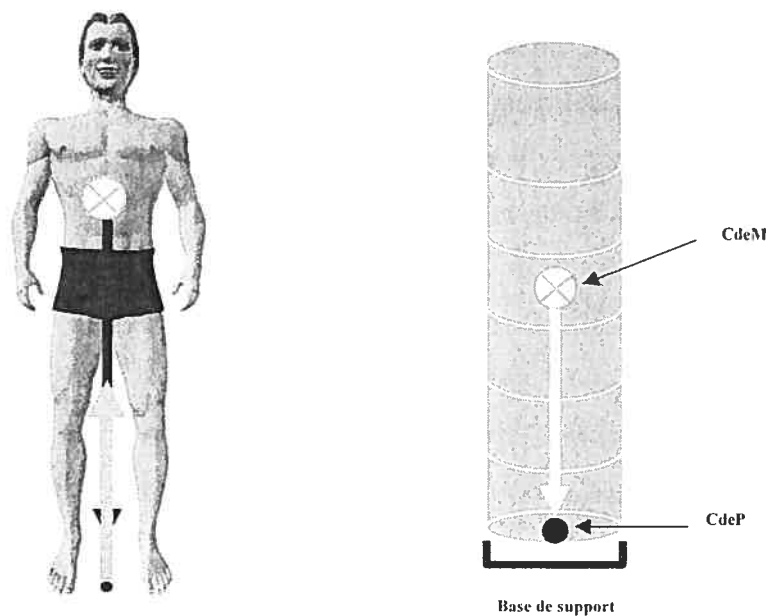
Le CdeP est quant à lui défini comme étant le point d'application du vecteur résultant de la force de réaction sur la surface de contact. Il représente une moyenne de toutes les pressions exercées sur la surface de contact (Murray et al., 1967; Winter, 1995). Traditionnellement, le CdeP est calculé à partir des informations cinétiques, c'est-à-dire les forces orthogonales et les moments de force appliqués sur une ou des plates-formes de force. La Figure 5 illustre ce phénomène en position érigée. D'ailleurs, l'utilisation d'une plate-forme de force reste la méthode de référence pour obtenir le CdeP du corps. Celui-ci et ses variables représentent donc le paramètre le plus utilisé et étudié pour calculer les ajustements posturaux nécessaires au maintien de la stabilité puisqu'il est le reflet des oscillations posturales effectuées par le corps. Généralement, une augmentation de ces paramètres et donc, des oscillations posturales, en position statique reflète une situation où la stabilité du corps est plus difficile à maintenir. Cette technique permet indirectement d'inférer le processus de stabilité posturale représenté par la relation entre le CdeP et le CdeM, sans avoir à calculer le second. Cependant, pour obtenir une idée exacte de la stabilité posturale d'un individu, il est important d'établir la relation liant le CdeP et le CdeM.



**Figure 5 :** Le CdeP en position debout (a). Le CdeP net équivaut à la somme des CdeP sous les deux pieds, eux-mêmes influencés par les forces de réaction au sol (b).

### 1.1.3 La relation entre le CdeP et le CdeM

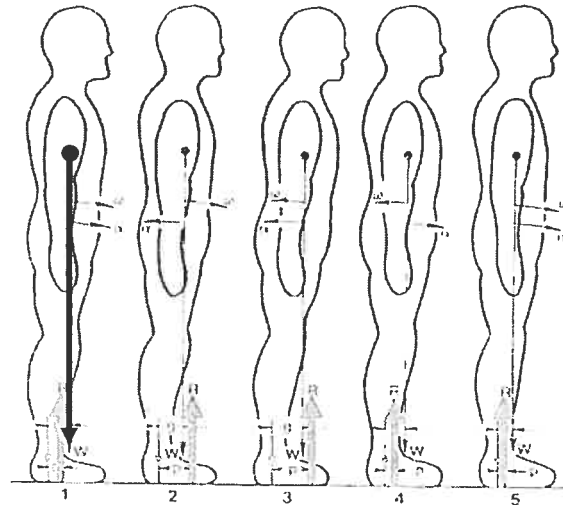
En position statique, la situation idéale d'un système quelconque exigerait que le CdeM soit parfaitement projeté au-dessus du CdeP, créant des conditions parfaites pour que l'équilibre du système soit maintenu sans que des ajustements posturaux soient nécessaires (voir la Figure 6).



**Figure 6 :** État d'équilibre parfait en position statique et érigée.

Cependant, ces conditions sont rarement présentes chez l'être humain. Conséquemment, le corps humain est souvent comparé à un pendule inversé pivotant autour de la cheville (Winter et al., 1996; 1998; 2001; Hof, 2007). La Figure 7 présente la situation du pendule inversé (Winter, 1995). Ainsi, le CdeM est projeté à une certaine distance ( $g$ ) de l'articulation de la cheville. On peut voir le phénomène dans la direction antérieure à la partie 1 de la Figure 7. Comme une force appliquée à une certaine distance d'un axe de rotation entraîne un moment, celui-ci devra être contré par un moment de même grandeur

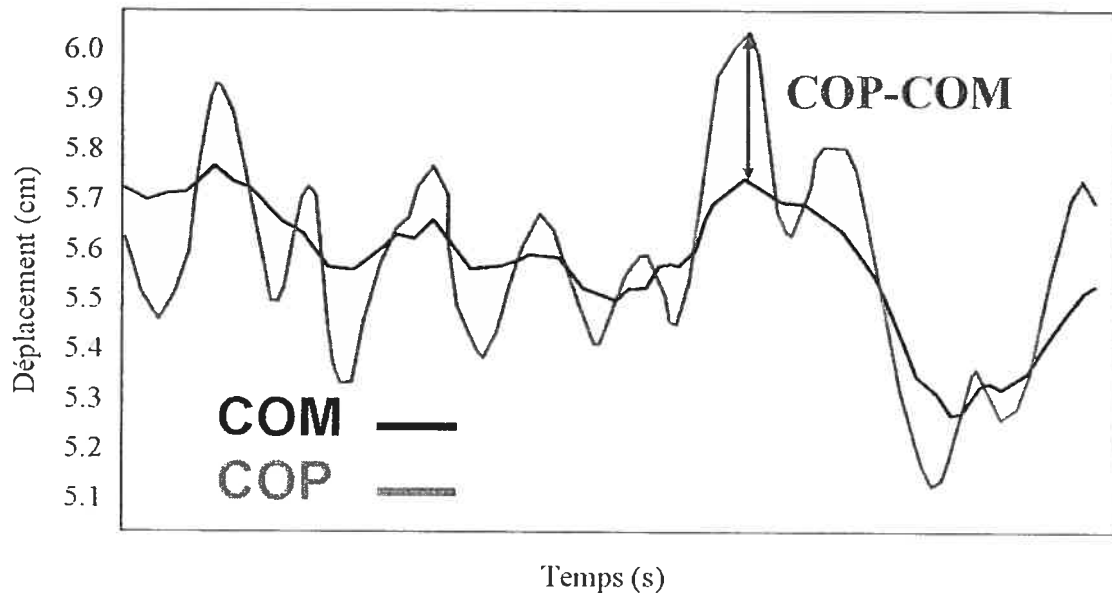
mais de sens opposé afin de conserver l'équilibre du système. Cette distance du CdeM par rapport à l'articulation et donc de l'axe de rotation crée ainsi une vitesse ( $\omega$ ) et une accélération angulaire ( $\alpha$ ) du CdeM vers l'avant qui, si elles ne sont pas contrées, entraînera la chute inévitable de l'individu. En réaction, le corps va bouger le CdeP antérieurement (augmentation de la distance  $p$ ) afin de venir rattraper le CdeM et le dépasser (partie 2). Poursuivant sa course, le CdeP va finir par être trop éloigné du CdeM antérieurement, causant maintenant à celui-ci une vitesse et une accélération angulaire postérieure (partie 3). Le système nerveux va détecter ce mouvement du CdeM et va réagir en poussant le CdeP vers l'arrière afin de rattraper et dépasser le CdeM (partie 4). Éventuellement, le cycle va recommencer (partie 5). On peut donc constater que les amplitudes des bras de leviers du CdeP ( $p$ ) et du CdeM ( $g$ ) sont proportionnelles à l'accélération du CdeM. Conséquemment, le corps effectue des ajustements posturaux continus en position érigée afin de s'assurer que le CdeP bouge continuellement antérieurement et postérieurement de part et d'autre de la projection verticale du CdeM afin de garder le corps en équilibre (Murray et al., 1967; Winter et al., 1998). Il est donc apparent que l'amplitude de déplacement du CdeP doit être plus élevée que celle du CdeM (Murray et al., 1967; Winter, 1995). Cependant, si celui-ci effectue un mouvement le rapprochant par exemple des limites de la surface de contact comme le bout des pieds, il se peut que le déplacement du CdeP ne soit pas suffisant pour empêcher la chute (Maki et al., 1990; Massion, 1998; Duarte et Zatsiorsky, 2002; Hof, 2007). Le corps devra donc effectuer un mouvement pour rétablir son équilibre, comme un pas vers l'avant par exemple (Horak, 2006).



**Figure 7 :** Le pendule inversé en posture debout et les phénomènes qui sont reliés à l'équilibre.  $\omega$  et  $\alpha$  sont respectivement la vitesse et l'accélération angulaire.  $W$  est le poids total du corps (CdeM, flèche noire),  $R$ , les forces de réaction verticales au sol (CdeP, flèche pâle), tout les deux agissant à une distance  $g$  et  $p$  de l'articulation de la cheville respectivement (Winter, 1995).

La Figure 8, adaptée de Winter (1995), illustre les trajectoires du CdeP et du CdeM en position debout. Comme on peut le constater, le phénomène par lequel le CdeP ramène le CdeM constamment à l'intérieur de sa base de support est présent. De fait, le CdeM est souvent référé comme la variable contrôlée alors que le CdeP est la variable de contrôle, c'est-à-dire la réponse neuromusculaire destinée à permettre la régulation des mouvements du CdeM (Eng et Winter, 1993). La différence entre le CdeP et le CdeM (CdeP-CdeM) indique le signal d'erreur que le système nerveux central détecterait lors du contrôle postural de l'individu et est, en conséquence, le paramètre associé avec la stabilité posturale en posture debout (Winter, 1995). Dans cette posture, la stabilité est donc un phénomène qui est loin d'être statique. La posture assise reflète le même principe, mais avec une plus

grande base de support, rendant le contrôle postural dans cette position plus aisé (Trefler et al., 1993; Minkel, 2000; Brogren et al., 2001; Lacoste et al., 2003; Liao et al., 2003; Parkinson et al., 2006).



**Figure 8 :** Relation entre le CdeP (COP) et le CdeM (COM) en position debout (adaptée de Winter, 1995).

#### 1.1.4 Qualités métrologiques des paramètres biomécaniques

Il est important d'évaluer les qualités métrologiques des instruments de mesure avant de les utiliser. En effet, un instrument doit posséder trois qualités fondamentales. Il doit d'abord être fidèle et sensible, conditions nécessaires mais non suffisantes, mais surtout être valide, condition essentielle à son utilisation. En effet, si ces trois propriétés ne sont pas adéquates pour un instrument de mesure, la capacité d'une étude à détecter un effet ou un changement sera faible.

#### **1.1.4.1 La validité**

La validité d'un instrument de mesure est reliée à sa capacité de bien mesurer ce qu'il est supposé mesurer. Il existe 4 types de validité. En premier lieu, il y a la validité d'apparence, c'est-à-dire l'intuition que la mesure représente bien le phénomène mesuré. Ensuite vient la validité de contenu ou la capacité des items sélectionnés à couvrir l'ensemble du domaine étudié et à représenter un bon échantillonnage de ce domaine. Un troisième type de validité repose sur le construit, c'est-à-dire que la mesure est capable de discriminer entre deux groupes de sujets distincts tout en donnant la même mesure pour deux groupes de sujets comparables. Celle-ci doit d'ailleurs être capable de donner des résultats comparables à des mesures existantes mesurant le même concept. Enfin, la validité de critère implique la présence d'un critère externe à la mesure, c'est-à-dire un point de référence permettant une comparaison entre les deux mesures, soit dans un but de prédiction (le résultat se vérifie dans le futur), dans un but concurrent (comparaison avec un élément donc les résultats sont compilés dans la même période) ou encore dans un but prescriptif (la mesure est appropriée pour recommander un traitement). Bien que tous ces types de validité soient pertinents aux études en biomécanique, c'est surtout la validité de critère qui est évaluée. Ceci est accompli principalement à l'aide d'un coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) ou de Spearman ( $r_s$ ) pour les mesures d'association ou encore par des tests de Student et des analyse de variance (ANOVA) ou leurs équivalents non-paramétriques Wilcoxon et Kruskal-Wallis pour déterminer si des différences existent entre deux mesures prises simultanément par deux instruments différents (Fortin et al., 1996; Gadotti et al., 2006).

#### **1.1.4.2 La fidélité**

Dans un second temps, la fidélité est la capacité d'un instrument à fournir une mesure stable et reproductible lorsque l'évaluation est réalisée à des moments différents, la

condition du sujet étant supposée stable par ailleurs (Fortin et al., 1996). Cette notion peut être évaluée sans observateur par une méthode dite de test-retest, comprenant la fidélité instrumentale, intra-sujet et parallèle. Elles consistent respectivement à évaluer la capacité de l'instrument à obtenir des mesures constantes, à évaluer la reproductibilité de la performance du sujet et à comparer la reproductibilité des mesures obtenues par deux instruments différents. Une autre catégorie comprend la fidélité intraobservateur et interobservateur, la première étant la comparaison des résultats d'une même personne pour des mesures répétées et la seconde étant la comparaison des résultats de différentes personnes pour une même mesure. Ce dernier paramètre est surtout utilisé dans les situations de questionnaire. En biomécanique, c'est habituellement les évaluations de type test-retest et intraobservateur qui sont effectuées et ce, à l'aide d'un coefficient de corrélation intraclass (ICC). Ce coefficient est obtenu en effectuant une analyse de variance et tient compte à la fois de la véritable variation dans la mesure de même que de l'erreur aléatoire de mesure (Gadotti et al., 2006). Généralement, un ICC supérieur à 0.75 est excellent, moyen à bien lorsqu'entre 0.40 et 0.75 et pauvre lorsqu'inférieur à 0.40 (Shrout et Fleiss, 1979). Un autre indice parfois utilisé est le coefficient de variation (CV) indiquant l'erreur de mesure aléatoire. Ce dernier est un descripteur de la variabilité dans la mesure et influence donc la capacité à détecter une différence. Habituellement, un CV inférieur à 20 % indique une bonne reproductibilité alors qu'un CV supérieur à 30 % est indésirable (Rosner, 2000).

#### **1.1.4.3 La sensibilité**

La sensibilité d'un instrument est sa capacité de détecter des changements significatifs pour un sujet comparé à lui-même ou encore à discriminer deux ou plusieurs groupes de sujets sur une période de temps définie. Les changements trouvés ne doivent cependant pas être influencés par des changements concomitants dus à d'autres variables si celle à l'étude



demeure relativement stable. Cet état de fait est relatif à la spécificité de l'instrument de mesure. D'ailleurs, la sensibilité est souvent liée à la validité d'un instrument.

#### **1.1.4.4 Qualités métrologiques du CdeP**

La majorité des études métrologiques en biomécanique posturale a porté sur la posture debout statique. Cependant, même si le paramètre CdeP-CdeM est le paramètre de référence en posture debout, c'est plutôt le CdeP et ses variables dérivés dans le domaine spatio-temporel qui ont été les plus fréquemment étudiés, principalement pour la fidélité de la mesure mais aussi dans quelques cas pour la validité concurrente de l'instrument. L'amplitude maximale (Geurts et al., 1993; Newell et al., 1993; Hill et al., 1995; Rogind et al., 2003; Lafond et al., 2004; Doyle et al., 2005; Raymakers et al., 2005), la vitesse maximale (VCdePmax, Doyle et al., 2005), la vitesse moyenne (VCdeP, Hill et al., 1995; LeClair et Riach, 1996; Benvenuti et al., 1999; Rogind et al., 2003; Lafond et al., 2004; Raymakers et al., 2005; Doyle et al., 2007) et sa variabilité (VCdePRMS, Geurts et al., 1993), le déplacement total (TPL, Goldie et al., 1989; Hill et al., 1995; Samson et Crowe, 1996; Doyle et al., 2005), l'amplitude de l'erreur quadratique moyenne représentant un indice de la variabilité du CdeP (RMS, Goldie et al., 1989; Geurts et al., 1993; Hill et al., 1995; LeClair et Riach, 1996; Lafond et al., 2004; Raymakers et al., 2005; Doyle et al., 2007) et l'aire d'oscillation de celui-ci (aire, Goldie et al., 1989; Benvenuti et al., 1999; Lafond et al., 2004; Raymakers et al., 2005; Doyle et al., 2007) sont quelques exemples de variables du CdeP dont la fidélité a été étudiée. Généralement, ces paramètres présentent une fidélité qualifiée de moyenne à bien (ICC=0.43 à 0.71) exceptée pour la vitesse moyenne du CdeP qui fut qualifiée d'excellente (CV=14%, Raymakers et al., 2005; ICC>0.75, Benvenuti et al., 1999; Lafond et al., 2004; Doyle et al., 2007). La validité fait l'objet de ces études si on compare les valeurs obtenues de deux plates-formes de force (Rogind et al., 2003) ou encore les résultats d'un protocole posturographique avec un classement déjà établi par des méthodes cliniques d'évaluation de la stabilité (Benvenuti et

al., 1999). En ce qui à trait à la posture assise, aucune étude n'a été recensée évaluant les qualités métrologiques des instruments utilisés pour mesurer le CdeP.

## 1.2 Études sur la posture assise

L'évaluation de la posture assise en clinique repose encore aujourd'hui principalement sur des échelles ordinales comme le Gross Motor Function Measure (Campbell, 1996; Westcott et al., 1997; Ketelaar et al., 1998; Tyson, 2003), le Seated Postural Control Measure (Gagnon et al., 2005), le Level of Sitting Scale Ability (Fife et al., 1991), le Sitting Assessment Scale (Myhr et von Wendt, 1991), le Sitting Balance Scale (Nieuwboer et al., 1995), etc. D'ailleurs, beaucoup d'études utilisant ces échelles ont démontré certaines des propriétés méthodologiques précédemment mentionnées, mais rarement les trois. Cependant, bien que ces questionnaires aient l'avantage d'être simples à utiliser, peu coûteux en temps et argent et généralement faciles à administrer, des interrogations demeurent toujours sur la sensibilité, la fidélité et la validité d'un grand nombre de ces questionnaires (Ketelaar et al., 1998; Patrick et al., 2001; Tyson, 2003). De plus, ceux-ci sont généralement élaborés en fonction d'une population bien précise dans un contexte bien précis, généralement une position statique, limitant ainsi leur utilisation. Enfin, un dernier problème soulevé est la difficulté à contrôler l'environnement intérieur et extérieur à chaque évaluation. Tyson (2003) concluait donc qu'actuellement, il n'existe aucun outil clinique basé sur un questionnaire ou sur l'observation du patient permettant de mesurer la stabilité posturale en position assise de façon sensible, fidèle et valide. Les études biomécaniques portant sur cette posture n'ont pas les mêmes problèmes puisque généralement l'instrument utilisé possède des qualités métrologiques déjà démontrées. Pourtant, peu d'études se sont intéressées à mesurer le CdeM ou le CdeP dans cette position, les études existantes dans un contexte clinique portant principalement sur l'activité électromyographique dans cette position, sur l'ordre de recrutement musculaire et la qualité du mouvement lors d'une tâche fonctionnelle d'atteinte ou encore sur une

évaluation des difformités posturales par le biais de la cinématique. Cependant, les quelques études publiées sur le CdeP et le CdeM ont toutes comme base les prémisses du phénomène de contrôle retrouvé en posture debout. Bien que la relation du CdeP-CdeM n'a pas encore été démontrée en posture assise, certains auteurs ont utilisé le CdeP et ses variables pour donner un premier aperçu indirect du phénomène de stabilité posturale dans cette position et ce, pour diverses populations. Toutefois, même s'il existe des similarités pour les individus avec un même diagnostic, à l'intérieur même de cette population peut se retrouver une très grande étendue de réponses possibles, rendant les comparaisons difficiles voire inappropriées à établir (Reid et al., 1995).

### **1.2.1 Études sur une population saine**

Dans une étude datant de 2000, le groupe de travail de Cholewicki et al. a comparé chez de jeunes adultes sains l'effet d'une surface stable avec quatre surfaces rendues instables par l'ajout d'une demi-sphère de grosseur croissante, le tout étant situé sur une plate-forme de force en position assise. Ils ont trouvé que l'amplitude maximale, l'amplitude du RMS et la VCdeP se trouvaient augmentées lorsque les sujets étaient assis en situation d'instabilité. La même équipe a repris la même méthodologie en 2003 (Silfies et al.) mais cette fois-ci en situation d'absence de vision, toujours avec un groupe de jeunes adultes sains. Les mêmes résultats furent trouvés. En 2006, cette équipe (Reeves et al.) a repris le concept de surface instable afin de vérifier l'effet qu'une augmentation volontaire de la co-contraction des muscles tronculaires pouvait avoir sur la stabilité posturale. Ils ont remarqué que cette augmentation de l'activité musculaire se reflétait par une VCdeP plus élevée sur la surface instable comparativement aux mesures prises sur la surface stable. Ces auteurs concluaient donc qu'une rigidité musculaire plus élevée du tronc était associée à une instabilité posturale plus marquée, principalement à cause de l'augmentation de la variabilité des patrons musculaires du tronc.

Dans la même ligne, Hamaoui et al. (2007) ont observé l'effet d'un effort isométrique bilatéral accompagné de mouvements respiratoires plus rapides et profonds sur la stabilité posturale d'adultes assis sur un siège fixé sur une plate-forme de force. Deux autres plates-formes de force se trouvaient sous chacun des deux pieds des sujets. Une augmentation de l'effort isométrique et de la fréquence respiratoire engendrait une augmentation de l'amplitude du RMS et du TPL du CdeP, rendant plus difficile le maintien de la stabilité posturale. Ces résultats rejoignent ceux de Le Bozec et al. en 1997 qui avaient eux aussi effectué un protocole de recherche portant sur le lien entre le développement de la force isométrique et la stabilité posturale.

Dans le cadre d'un autre protocole expérimental, Parkinson et al. (2006) ont demandé à des adultes sains âgés de 21 à 74 ans de s'asseoir sur un tabouret placé sur une plate-forme de force, les pieds sans appui, afin d'effectuer une tâche d'atteinte latérale. Ils ont remarqué que les personnes plus âgées avaient tendance à diminuer l'amplitude maximale du CdeP lors de l'atteinte, indiquant une stratégie plus conservatrice au niveau du tronc afin de maintenir le CdeP éloigné des limites de la base de support et diminuer les risques de chute. Dans un protocole similaire, Berrigan et al. (2006) ont regardé l'effet d'une diminution de la grosseur de la cible à atteindre sur de jeunes adultes sains. Ils ont remarqué une diminution de la VCdeP avec une augmentation de la difficulté de la tâche, ce qui représenterait une augmentation de la rigidité du contrôle postural afin de permettre un ajustement plus précis du mouvement d'atteinte, notamment dans sa phase terminale. Datant de 2002, l'étude réalisée par Kerr et Eng avait exploré, chez des personnes âgées, les différents mouvements d'atteintes (A/P, M/L, avec ou sans appui-pied) en posture assise lorsque celles-ci étaient assises sur une plate-forme de force fixée sur un banc ajustable. Ils ont trouvé qu'un mouvement vers l'avant combiné avec la présence d'appuis-pieds entraînait une plus grande amplitude maximale et une plus grande VCdeP, indiquant que les limites de leur stabilité sont plus flexibles vers l'avant que dans les autres directions, la

présence d'appuis-pieds augmentant la surface de contact. Enfin, ils ont remarqué qu'un mouvement vers le côté dominant du sujet entraînait une plus grande VCdeP que vers le côté non-dominant, indiquant selon les auteurs qu'un meilleur contrôle postural était exercé de ce côté.

### **1.2.2 Études sur une population présentant une lésion à la moelle épinière**

Kamper et al. (1999) ont examiné l'amplitude maximale et la VCdeP chez des adultes sains, paraplégiques et quadriplégiques. L'étude nécessitait que les sujets restent assis dans un fauteuil roulant, lui-même solidement fixé sur une plate-forme de force mobile. Suite à une perturbation antérieure, ils ont remarqué que les adultes sains avaient besoin d'une plus grande perturbation afin de se retrouver dans une situation d'instabilité comparativement aux deux autres groupes, la situation des quadriplégiques étant pire que celle des sujets paraplégiques.

Dans une série d'études, l'équipe néerlandaise de Seelen (1997; 2001) et (Janssen-) Potten (1997; 1999; 2000; 2001; 2002) a apporté un éclairage nouveau sur l'influence que les différents niveaux de lésion neurologique (haut vs bas) pouvaient avoir sur l'équilibre postural lors d'une tâche d'atteinte antérieure. Demandant à ses sujets de s'asseoir dans un simulateur sous lequel était fixée une plate-forme de force, ils ont démontré que l'amplitude maximale du CdeP était moindre chez les sujets paraplégiques que chez les adultes sains. De plus, les personnes présentant un niveau de lésion inférieur parcouraient une plus grande distance que ceux ayant une lésion de niveau supérieur. Cette tactique lors d'un mouvement d'atteinte servirait aux sujets paraplégiques présentant une lésion supérieure à conserver leur stabilité posturale par une diminution de la bascule antérieure et donc une moins grande projection du tronc et de leur CdeM vers l'avant. La même méthodologie fut

utilisée pour déterminer l'effet que différents ajustements au niveau de l'angle de bascule et d'inclinaison du dossier ainsi que l'ajout ou la présence d'ATP sur le simulateur pouvaient avoir sur la stabilité posturale. Bien qu'aucune configuration d'angles du simulateur n'ait semblé améliorer la performance lors de la tâche d'atteinte entre les groupes, les mêmes conclusions que précédemment ont été retrouvées chez les sujets paraplégiques des deux niveaux comparativement aux adultes sains. Cependant, la qualité de la tâche à l'intérieur des trois groupes telle que mesurée par l'activité électromyographique, le temps nécessaire pour accomplir la tâche d'atteinte ainsi que la distance atteinte fut améliorée avec la présence de certaines ATP, notamment des appuis-pieds et certaines configurations de simulateur. Ils ont par la suite utilisé le même paradigme pour observer l'influence qu'une période de réadaptation physique pouvait avoir sur la performance des sujets paraplégiques. Ils ont trouvé qu'une amélioration substantielle de l'amplitude maximale du CdeP survenait, indiquant que la réadaptation avait eu un impact dans la restauration de la fonctionnalité de certains muscles posturaux comme les érecteurs du rachis, les obliques abdominaux, le grand dorsal, le trapèze, le dentelé antérieur et le grand pectoral. Enfin, dans une étude datant de 2001 (Seelen et al.) portant sur la préparation à un mouvement d'atteinte, lorsque des indices sur la distance à atteindre étaient fournis, les sujets avec une lésion inférieure réagissaient plus lentement que les deux autres groupes, même si l'amplitude maximale du CdeP atteint était à celles répertoriées dans les études antérieures. Ce résultat indiquerait que les blessés médullaires avec un niveau de lésion inférieur tenteraient de se servir de leur fonction motrice résiduelle au niveau du tronc alors que les blessés médullaires avec un niveau supérieur adopteraient un comportement plus basique, c'est-à-dire une extension simple du bras vers la cible sans bouger le tronc.

Dans une étude venant confirmer certains de ces résultats, Chen et al. (2003) ont demandé à des adultes paraplégiques présentant des lésions supérieures et inférieures de s'asseoir sur un tabouret sous lequel était fixé une plate-forme de force afin d'effectuer des tâches

d'atteinte antérieure et latérale ainsi qu'une tâche statique. Ils ont trouvé que le RMS et l'amplitude maximale du CdeP étaient moins bons chez ceux présentant une lésion supérieure, confirmant ainsi les résultats provenant de l'équipe de Seelen (1997) et (Janssen-) Potten (1999; 2000).

### **1.2.3 Études sur d'autres populations pathologiques**

Dans une étude effectuée en 2004, Bennett et al. ont observé l'effet d'une scoliose idiopathique chez des enfants assis les yeux fermés et les bras croisés sur un prototype expérimental permettant le libre pivot du tronc, le tout monté sur une plate-forme de force. Ils ont trouvé que les enfants scoliotiques présentaient un RMS, une VCdeP et une aire du CdeP plus petite que les enfants sains. Ils ont conclu que dans le cas où aucun dossier n'est présent, ces enfants ont tendance à limiter les mouvements du tronc de façon instinctive afin de ne pas approcher des limites de leur base de stabilité et ainsi se protéger de l'instabilité.

Harley et al. (2006) ont récemment publié une étude portant sur l'interférence qu'une tâche cognitive pouvait engendrer sur la stabilité posturale de patients âgés atteints d'un AVC comparativement à une population d'aînés sains. Les sujets étaient assis sur un siège ajustable sans dossier sur lequel était placée une plate-forme de force. Ils ont trouvé qu'une tâche de répétition à voix haute entraînait une augmentation du RMS et du TPL du CdeP chez les deux groupes, avec une augmentation plus marquée chez le groupe avec un AVC. Ce résultat indique que pour cette population, le fait d'avoir à répéter à voix haute était suffisant pour perturber leur capacité à se stabiliser en l'absence de dossier, indiquant une compétition dans l'utilisation des ressources disponibles au niveau du système nerveux

central. Les auteurs concluaient donc que le dossier était recommandé pour toute tâche cognitive en position assise pour cette population.

De leur côté, l'équipe de van der Burg et al. (2006) a repris la méthodologie appliquée par l'équipe de Cholewicki et al. (2000) et l'a appliquée à une population atteinte de la maladie de Parkinson ayant ou non déjà chuté afin d'observer le contrôle postural du tronc. Ils ont remarqué que les chuteurs présentaient un RMS, une amplitude maximale, une VCdeP ainsi qu'une aire du CdeP supérieures à ceux n'ayant jamais chuté, principalement dans la direction M/L, et que cela était peut-être dû à une diminution du contrôle postural, voire à une absence des réflexes posturaux du tronc, l'ensemble étant relié à une augmentation de la rigidité musculaire. Ils concluaient donc que les malades ayant un passé de chuteur étaient plus à risque de chuter une seconde fois à cause de ces raisons.

#### **1.2.4 Études sur une population atteinte d'un DMC**

McClenaghan en 1989 a comparé des enfants et adultes diplégiques à un groupe contrôle, ceux-ci étant assis directement sur une plate-forme de force montée sur un simulateur de fauteuil roulant, les mains reposant sur une table. Il a trouvé que les sujets diplégiques présentaient un CdeP significativement antérieur par rapport au groupe contrôle mais qu'avec l'âge, il se déplaçait postérieurement. De plus, le RMS du CdeP était plus grand chez les jeunes diplégiques. Il concluait donc que les sujets diplégiques devaient fournir un effort musculaire supplémentaire pour maintenir leur stabilité posturale puisque leur tronc était fléchi antérieurement de manière prononcée. Leur CdeM devait donc se trouver plus près des limites de leur base de support. Ce plus grand effort musculaire pourrait nuire à leur fonctionnalité dans cette position. Enfin, il indique que les sujets diplégiques légers semblent développer leur stabilité en posture assise selon la même séquence



développementale que les sujets contrôles mais à un rythme plus lent et de manière moins efficace. Dans une étude subséquente (McClenaghan et al., 1992) portant sur de jeunes enfants spastiques et sains, cette équipe a voulu vérifier l'effet d'une inclinaison du siège sur la stabilité posturale et la performance manuelle des enfants. Les mêmes conclusions que dans l'étude précédente ont été trouvées. Cependant, l'instabilité des enfants atteints d'un DMC se trouvait augmentée avec un siège présentant une inclinaison antérieure, indiquant qu'une bascule postérieure du sujet entraînerait une diminution de l'amplitude du RMS du CdeP et donc, une meilleure stabilité posturale. En 1996, Yang et al. ont utilisé l'amplitude du RMS du CdeP donnée par une plate-forme de force placée sous le fauteuil roulant d'enfants spastiques pour déterminer l'effet d'une intervention chirurgicale visant à contrôler la spasticité (rhizotomie sélective postérieure). Ils ont trouvé que peu de temps après l'opération, la valeur de l'amplitude du RMS diminuait, indiquant une amélioration de la stabilité posturale. Ils recommandaient donc cette opération pour améliorer la stabilité des enfants spastiques.

En 2003, Liao et al. ont effectué une étude avec des enfants diploïques spastiques assis sur un banc sous les pattes duquel était située une plate-forme de force. L'expérience comportait une phase statique et une phase avec perturbation pour lesquelles les valeurs de l'amplitude maximale en A/P et M/L furent calculées avec deux autres indices peu utilisés : l'index d'oscillation (écart-type du temps et de la distance passée loin du CdeP) et le ratio d'oscillation (amplitude de déplacement maximal en A/P divisée par l'amplitude en M/L). Ils ont trouvé des amplitudes maximales du CdeP qui étaient non significativement plus élevées chez les enfants diploïques et ce, pour les deux tâches. L'index d'oscillation était aussi plus élevé chez les enfants atteints d'un DMC alors que le ratio d'oscillation était inférieur. Ce résultat indique que même si les enfants atteints d'un DMC oscillaient plus, ces oscillations s'effectuaient surtout dans la direction M/L. Cependant, l'absence de différences significatives au niveau des amplitudes maximales de déplacement indique

qu'en posture assise, les enfants diploïques ont un contrôle du tronc acceptable qui se rapproche de celui des enfants sains en position statique. Toutefois, face à une situation où des perturbations viennent menacer leur équilibre, le contrôle du tronc est plus difficile, avec des amplitudes maximales et un index d'oscillation augmentés, plus particulièrement dans la direction M/L où leur équilibre semble être particulièrement menacé.

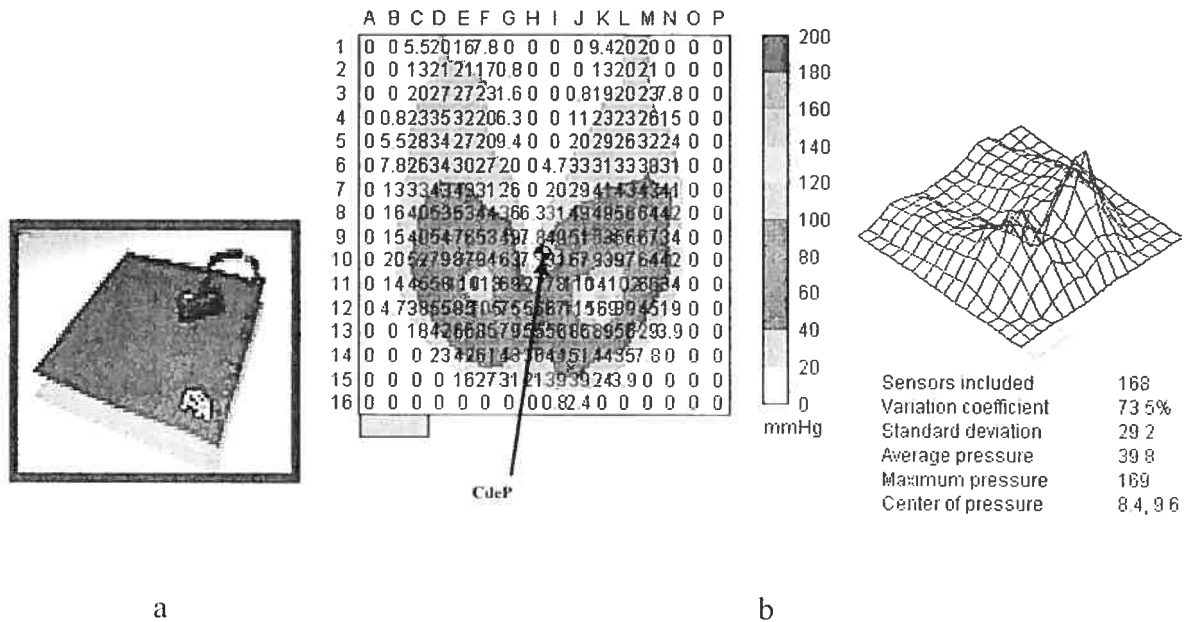
### **1.2.5 Problèmes des études actuelles sur le positionnement assis**

Comme on peut le constater, les études actuelles en positionnement assis ont été appliquées à une variété de populations. Cependant, les caractéristiques mêmes de ces populations et les différences propres aux différents protocoles utilisés rendent inappropriées toute tentative de comparaison entre ces études. Un point demeure toutefois : chez ces populations pathologiques, en situation statique, une augmentation de la valeur du CdeP et de ses paramètres mesurables est associée à une plus grande instabilité alors que dans une situation fonctionnelle comme lors d'une tâche d'atteinte, une augmentation de ces paramètres est associée à un meilleur contrôle postural. En d'autres mots, il faut que l'individu soit suffisamment stable pour qu'il puisse se permettre de laisser libre cours aux mouvements du tronc lorsqu'il accomplit une tâche fonctionnelle ou tout simplement afin d'explorer son monde. Même si ce fait demeure, les études publiées sur la problématique du DMC comportent d'autres problèmes qui rendent difficile la généralisation de ces résultats. Ainsi, la première lacune reste le contexte même du protocole. En effet, ces études ont été effectuées dans un contexte de laboratoire, rendant difficile la transposition des résultats dans un contexte clinique. Ce contexte nécessite d'ailleurs un énorme investissement monétaire et temporel, est compliqué à maîtriser pour les équipes en positionnement assis et son utilisation n'est pas flexible car il demande au patient de venir au laboratoire. Ce problème de contexte conduit à une deuxième lacune qui est à notre avis la plus importante : la méthode même utilisée pour le calcul du CdeP. Bien que la plateforme de force ait démontré ses qualités métrologiques, son utilisation dans les diverses

publications et les conclusions de celles-ci portent problème. En effet, dans ces études, la plate-forme de force, par ses dimensions physiques, est impossible à insérer dans un fauteuil roulant. Le patient est donc généralement évalué à l'extérieur de son fauteuil roulant sur un siège ou un tabouret externe sous lesquels sont fixés une plate-forme de force, ce qui est inapproprié puisque la configuration de ces supports diffère grandement de celui de son fauteuil roulant. Dans le cas où le patient demeure dans son fauteuil roulant, la plate-forme est fixée sous celui-ci, ce qui est tout aussi inapproprié puisque l'on ne peut pas supposer qu'un fauteuil roulant soit une structure rigide. De fait, dans cette situation, c'est l'instabilité combinée du fauteuil roulant et du patient qui serait mesurée (Kamper et al., 2000). En conséquence, il est actuellement impossible d'utiliser une plate-forme de force standard afin de mesurer l'instabilité du patient dans son propre fauteuil roulant.

### **1.2.6 La matrice de pression comme solution**

Heureusement, il existe un outil de mesure cinétique que les cliniciens utilisent actuellement : la matrice de pression qui est constituée principalement de capteurs sensibles à la compression. Ce type d'instrument n'est utilisé actuellement que dans le contexte où l'on désire s'assurer que la distribution de pression sous l'assise du patient dans son fauteuil roulant est la plus uniforme possible afin d'éviter de développer des plaies de pression et ainsi, favoriser son confort. Ce type d'instrument a déjà été validé comme étant visuellement fidèle (Stinson et al., 2003; Crawford et al., 2005). Cependant, les matrices de pression de nouvelles générations comme celles produites par Vista Medical Ltd., les FSA (Force Sensing Array, Manitoba, Canada), ont comme caractéristique additionnelle le calcul du CdeP. Cette matrice permet d'enregistrer les données sous la forme de cartes possédant un code de couleurs de la distribution de pression ainsi qu'une représentation graphique en trois dimensions de cette distribution de pression, sur laquelle est indiquée la position du CdeP. La Figure 9 présente la matrice de pression FSA ainsi qu'une image type produite par celle-ci et comprenant l'emplacement du CdeP.



**Figure 9 :** La matrice de pression FSA (a) ainsi qu'un exemple d'une image du patron de pression et de la localisation du CdeP telle que présentée par le logiciel de la matrice (b).

L'emplacement du CdeP sur la matrice de pression FSA a été suggéré par Ferrarin et al. (2000) et Minkel (2002) comme pouvant servir de guide pour l'attribution des ATP et vérifier l'effet de celles-ci sur la posture, l'indépendance fonctionnelle, la mobilité et l'équilibre des utilisateurs de fauteuil roulant. Bien que précurseur, cet appel n'a pas eu de réponse dans le domaine du positionnement assis des DMC. En effet, une étude seulement est recensée pour avoir utilisé la FSA comme outil pour guider l'attribution de certaines ATP, mais celle-ci portait sur une population présentant une atteinte à la moelle épinière.

Ainsi, Aissaoui et al. (2001) ont évalué l'effet de trois types de coussins (marques ISCUS, ROHO et une mousse de polyuréthane) sur la stabilité en posture assise chez des sujets paraplégiques lors d'une tâche d'atteinte A/P. Les sujets étaient assis sur une matrice de pression elle-même placée sur une plate-forme de force, l'ensemble étant situé sur un tabouret. L'amplitude maximale et la VCdeP ainsi qu'un index d'asymétrie de pression entre les régions situées sous les ischions furent calculés. Ils ont démontré que le coussin de type ISCUS permettait de couvrir une plus grande distance et à une plus grande vitesse que les deux autres coussins, ce qui serait refléterait une plus grande capacité de stabilisation durant la tâche d'atteinte. Ils ont en outre comparé les résultats obtenus à l'aide de la FSA à ceux obtenus à l'aide d'une plate-forme de force. Ils ont conclu à une similarité des résultats entre les deux instruments, mais sans quantifier à l'aide de statistiques adéquates cette relation. Ce même type de conclusion avait été mis de l'avant par l'équipe de Fenety et al. (2000) pour un sujet effectuant une flexion, une extension ou une flexion latérale du tronc pour une étude portant sur l'ergonomie des téléphonistes en milieu de travail. En effet, cette équipe avait trouvé que les coordonnées données par la FSA étaient fortement corrélées avec celles obtenues à partir d'une plate-forme de force (M/L :  $r=0.99$ , A/P :  $r=0.97$ ), avec une corrélation légèrement moindre en A/P.

Ces deux études tendent à supporter l'idée qu'une matrice de pression de type FSA pourrait permettre de mesurer le déplacement du CdeP de façon similaire à une plate-forme de force. Cependant, les problèmes propres aux matrices de pression peuvent venir influencer ces mesures. Deux problèmes majeurs peuvent survenir : l'hystérésis, où les données enregistrées par les capteurs répondent différemment lorsqu'on ajoute une charge et lorsqu'on l'enlève, ainsi que le fluage, terme utilisé lorsque la valeur enregistrée par le capteur varie pour une pression constante (Gyi et al., 1998). D'ailleurs, ces deux problèmes avaient été notés comme étant des lacunes des premières versions de la FSA (Ferguson-Pell et Cardi, 1993). Bien que quelques années aient passé et que le produit ait évolué et se soit

amélioré, il est important avant de suggérer son utilisation dans le domaine clinique de vérifier les qualités métrologiques de la FSA en la comparant avec une mesure étalon, soit une plate-forme de force AMTI.

L'identification des différentes problématiques associées à l'utilisation d'une plate-forme de force dans un contexte de positionnement assis a motivé la première phase du présent projet de recherche. L'évaluation des qualités métrologiques de la matrice de pression FSA devient donc nécessaire. De même, l'absence de description clinique de la stabilité posturale des enfants atteints d'un DMC était nécessaire et a été le sujet de la deuxième phase du présent travail. Ces deux points permettront de déterminer par la suite les paramètres biomécaniques reliés à l'instabilité et de faire le lien entre ceux-ci et les paramètres cliniques afin de guider longitudinalement le processus d'attribution des ATP. Nous pourrons ainsi tenter de déterminer les paramètres cliniques et biomécaniques permettant de prédire et discriminer l'instabilité posturale en position assise parmi les enfants atteints d'un DMC. Les articles liés à ces différentes problématiques sont présentés dans le prochain chapitre.

## **Chapitre 2 : Situation des articles dans le mémoire**

Les objectifs principaux de ce travail étaient de dresser le portrait clinique des enfants atteints d'un DMC suite à leur visite en clinique de positionnement assis ainsi que d'évaluer les qualités métrologiques d'un instrument de mesure, soit une matrice de pression FSA. Ces deux objectifs ont été atteints à travers la réalisation de deux études présentées dans ce mémoire sous la forme d'articles.

1-La première étude se voulait être une comparaison entre les résultats obtenus à l'aide de la matrice de pression FSA et d'une plate-forme de force de type AMTI. Lors de chacune des deux tâches, soit statique ou d'atteinte, la stabilité posturale de 13 sujets sains était mesurée simultanément par les deux instruments. L'analyse des paramètres du CdeP (amplitude maximale, RMS) a permis de quantifier la reproductibilité test-retest de la matrice de pression et de déterminer sa validité concurrente par rapport à la plate-forme de force. Un ICC, un CV, un coefficient de corrélation et des tests pour évaluer la différence entre les deux mesures du groupe furent effectués pour chacune des tâches et ce, de manière distincte pour les deux directions (A/P et M/L). La méthode et les résultats de cette première phase sont présentés de façon détaillée dans l'article 1.

Pour cet article publié dans Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, l'étudiant a contribué de façon majeure en tant que principal responsable de la collecte, du traitement des données et de l'analyse statistique des résultats. Il a en outre contribué à part égale avec la première auteure à la rédaction de l'article. Le rôle de chacun des coauteurs est précisé ci-dessous :

Michèle Lacoste (erg.) a été impliquée dans l'élaboration du protocole de recherche, le recrutement des sujets en plus de participer à la collecte des données. Elle a en outre participé à part égale avec l'étudiant à la rédaction de l'article.

Julie N. Côté (PhD), en tant que co-directrice de l'étudiant, a été impliquée dans la phase pré-test en plus de participer à la collecte des données pour les trois premiers sujets. Elle a en outre été impliquée dans la correction de l'article.

Ian Shrier (MD) a été impliqué comme spécialiste pour les analyses statistiques des résultats. Il a aussi participé à la correction de l'article.

Hubert Labelle (MD) a fourni son expérience clinique au projet, en plus d'être impliqué dans l'élaboration du protocole de recherche et dans la correction de l'article.

François Prince (PhD) a été le directeur de recherche de l'étudiant et a, à ce titre, participé à toutes les étapes du projet de recherche, en plus de fournir l'équipement utilisé pour cet article.

2-La deuxième étude se voulait descriptive et consistait à dresser le portrait clinique des enfants atteints d'un DMC en lien avec leur stabilité posturale. Par le biais de questionnaires adressés aux parents et aux cliniciens des enfants, les paramètres reliés à la géométrie corporelle, à l'utilisation de leurs ATP, à l'efficacité de celles-ci, à l'impact sur leurs activités de la vie quotidienne (AVQ) ainsi que le moment où se produisait l'instabilité ont été reliés à la stabilité posturale de 31 enfants atteints d'un DMC. Les méthodes et les résultats utilisés pour dresser ce premier portrait clinique seront présentés dans le deuxième article.

Pour ce deuxième article accepté dans *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, l'étudiant a participé à la collecte des données, a effectué l'analyse partielle des résultats et a contribué à part égale avec la première auteure à la rédaction de l'article :

Michèle Lacoste (erg.) a été impliquée de son côté dans l'élaboration du protocole de recherche, le recrutement des sujets en plus de participer à la collecte des données. Elle a également analysé partiellement les résultats et a participé à part égale avec l'étudiant à la rédaction de l'article. Elle a en outre fourni l'expérience clinique nécessaire à cet article.

François Prince (PhD) a enfin été le directeur de recherche de l'étudiant et a, à ce titre, participé à l'ensemble des étapes du projet de recherche.



## **Chapitre 3**

### **Article I**

# **Assessment of Seated Postural Control in Children: Comparison of a Force Platform vs. a Pressure Mapping System**

Michèle Lacoste, BSc, OT, Marc Therrien, BSc, Julie N. Côté, PhD, Ian Shrier, MD,  
Hubert Labelle, MD, François Prince, PhD

From the Gait and Posture Laboratory, Marie Enfant Rehabilitation Centre, CHU Sainte-Justine, Montreal, QC, Canada (Lacoste, Therrien, Côté, Labelle, Prince); Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, QC, Canada (Therrien, Prince); Department of Kinesiology and Physical Education, McGill University, Montreal, QC, Canada (Côté); Centre for Clinical Epidemiology and Community Studies, SMBD-Jewish General Hospital, Montreal, QC, Canada (Shrier); and Department of Surgery, University of Montreal, Montreal, QC, Canada (Prince).

#### **ACKNOWLEDGMENTS**

This work was supported by the Canadian Institutes of Health Research (grant no. IMH-60915) and Fonds de Recherche en Santé du Québec (FRSQ). The authors would like to thank the subjects who participated in this study.

Journal: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2006, Vol. 87, 1623-1629. Reproduit avec la permission de l'American Congress of Rehabilitation Medicine et de l'Academy of Physical Medicine and Rehabilitation.

### **3.1 Abstract**

#### **Objective**

To establish the validity and reliability of a pressure mapping system to measure seated postural control in children.

#### **Design**

A concurrent validity and reliability study.

#### **Setting**

Gait and posture laboratory of a rehabilitation center.

#### **Participants**

Thirteen able-bodied children volunteers.

#### **Intervention**

Measurements were taken on a seating simulator in quiet sitting and while reaching. The localization of the center of pressure (COP) in the anteroposterior and mediolateral directions was measured simultaneously by means of a pressure mapping system and a force platform.

#### **Main outcome measures**

Concurrent validity was first assessed by Pearson and Spearman correlation coefficients and then by Student paired *t* tests and Wilcoxon signed-rank test ( $P < 0.05$ ) on the range and root mean square (RMS) amplitudes of COP. Reliability was evaluated using intraclass correlation coefficients and coefficients of variation.

**Results**

The COP signals were significantly correlated between both instruments for the RMS and range in both tasks and directions (mean  $r \geq 0.87$ ) and for the time series while reaching ( $r \geq 0.99$ ), as well as during quiet sitting ( $r \geq 0.65$ ). Both instruments showed generally fair to good reliability in quiet sitting and excellent reliability when reaching.

**Conclusions**

The pressure mapping system can detect the COP displacement as effectively as the force platform. In a clinical context, it could help in the evaluation of seated stability and also help in evaluating the efficacy of seating components for wheelchair users.

**Keywords:** Equilibrium; Musculoskeletal system; Posture; Rehabilitation; Wheelchairs

### 3.2 Introduction

A state of static or dynamic balance in a particular postural attitude is essential in achieving goal-directed movements. In a clinical context, many disabilities can interfere with this postural control. Unfortunately, this frequently limits performance of many activities (eg, daily living, mobility, communication, interpersonal behaviors) (Reid et al., 1991; Trefler et al., 1993; Brogren et al., 1998; Aissaoui et al., 2001; Janssen-Potten, 2001; Seelen et al., 2001; Liao et al., 2003). Postural asymmetries can also lead to orthopedic deformities, discomfort, decreased physiologic functions, self-image, and quality of life (Trefler et al., 1993). A biomechanic approach used in standing to quantify postural control has highlighted the relation between the body's center of pressure (COP) and its center of mass (COM) (Winter et al., 1996; 1998).

The COP represents the point of application of the force under the surface in contact with the ground (in standing) or the seat surface (in sitting), while the COM is a point equivalent of the total body mass and is the weighted average of the COM of each body segment in the 3-dimensional space (Winter, 1995). It has been shown that in the upright position, the COP moves on either side of the COM to maintain it within the base of support (Winter et al., 1996; 1998). The parameter associated with standing balance is the distance between the COP and the COM, called COP-COM (Winter, 1995; Winter et al., 1996; 1998; Prince et al., 1999; Corriveau et al., 2000; 2000; 2001). The reliability of this parameter has previously been qualified as excellent (Corriveau et al., 2000; 2001). Other traditional quiet standing parameters, such as the COP displacement, root mean square (RMS) and range amplitudes, mean and median frequencies, sway area, and mean velocity have also been widely studied, with poor to good reliability reported except for the latter, which was qualified as excellent (Goldie et al., 1989; Geurts et al., 1993; Newell et al., 1993; Hill et al., 1995; Samson et Crowe, 1996; Lafond et al., 2004).

Studies related to sitting stability of wheelchair users have been mainly directed toward postural sway measurements, functional reach, and wheelchair stability (Aissaoui et al., 2001). Janssen-Potten (2001) and Seelen et al. (1997; 2001) measured the seated stability of adults with and without spinal cord injury (SCI) during forward reaching. From the data recorded by a force platform, they showed that the COP amplitude was decreased considerably in SCI subjects and that this was concomitant with a reduction of the maximum reaching distance and sitting balance. Janssen-Potten et al. (2000) also studied the influence of different chair configurations on sitting balance of high- and low-thoracic SCI persons and able-bodied controls while reaching targets as quickly as possible in the anteroposterior (A/P) direction. They showed that some chair configurations of seat-to-back angle and tilt angle (respectively, 100°, 7°; 100°, 12°; 112°, 0°) were correlated with increased COP range, as opposed to a standard chair (seat-to-back angle, 100°; tilt angle, 0°) in the non-SCI group and the low-thoracic SCI group, indicating an improved sitting balance. Yang et al. (1996) used the Chatteex Balance system (a force platform) to measure the RMS amplitudes of the COP in children with cerebral palsy (CP) after selective posterior rhizotomy surgery. They concluded that both static and dynamic sitting balance improved significantly shortly after surgery. Finally, Aissaoui et al. (2001) evaluated the effect of 3 wheelchair seat cushions on the seated stability of paraplegic adults during a reaching task, using the displacement and the maximal velocity of the COP. They concluded that some seat cushions could significantly improve performance in this population.

Some authors measured COP displacement by means of a force platform mounted underneath an experimental chair (Yang et al., 1996; Seelen et al., 1997; 2001; Kamper et al., 2000; Janssen-Potten et al., 2000; Janssen-Potten, 2001); while McClenagan (1989) used a force platform located at the seat interface of an adjustable chair frame to measure the location and the variability of the A/P reaction force in 6 children with CP and 6 age-

matched controls. In the context of an evaluation of sitting stability of disabled people in their own wheelchairs, the use of a force platform underneath the wheelchair would not be appropriate because wheelchairs cannot be considered rigid structures. The combined chair-subject instability would then be recorded. Moreover, standard force platforms cannot be inserted into most wheelchairs because of their size and weight constraints. For example, the dimension of a force platform like an AMTI OR6-7 model<sup>a</sup> is 46×51cm and it weighs 32kg. To compensate for this problem, several research teams have attempted to use a soft pressure sensing mat (FSA)<sup>b</sup> that was designed to measure pressure patterns at the wheelchair seat-back interface and is used by many seating teams. Using this system, Aissaoui (2001) calculated the displacement of the COP using an FSA mat fixed over the seat cushion and an AMTI force platform located under the seat cushion. They compared the results from the 2 systems for the parameters of maximum covered distance of the COP and its maximal velocity, both in the combined A/P and mediolateral (M/L) directions, resultant in paraplegic adults while they performed a reaching task. They concluded that the results from using the FSA were similar to those obtained from using the AMTI but they did not quantify this relationship. Fenety et al. (2000) also examined the differences between the FSA mat and a force platform in determining COP location and COP velocity in a single subject while she flexed, extended and alternately side flexed her trunk. They found that the FSA was less accurate in measuring COP displacement in the A/P direction compared with the M/L direction. These studies suggest that the FSA system could be a good tool with which to measure COP displacement. The concurrent validity of this measurement in a population of children, however, remains to be established, as does the reliability of the FSA and AMTI in the context of immediate retest (intrasession reliability) in a sitting position. Therefore, our objective in this research was to compare COP measurements obtained from a soft pressure mapping system (FSA) and a force platform (AMTI)—considered the criterion standard in this study—during quiet sitting and reaching tasks by healthy children.

In research, the ability of the COP to cover a large distance is linked to the increase in stability during reaching (Goldie et al., 1989; Geurts et al., 1993; Newell et al., 1993; Trefler et al., 1993; Hill et al., 1995; Winter, 1995; Samson et Crowe, 1996; Winter et al., 1996; 1998; Seelen et al., 1997; Prince et al., 1999; Aissaoui et al., 2001; Corriveau et al., 2000; 2000; 2001; Lafond et al., 2004). The manner in which the body is stabilized while performing reaching tasks is not well understood (Aissaoui et al., 2001), especially with subjects with disabilities. Because deficits in sitting balance control can limit task performance, it is of prime importance to objectively measure seated stability in order to make better intervention decisions. In a clinical setting, the displacement of the COP, if measured by the FSA, could be used to objectively quantify the seated stability of wheelchair users in order to compare the effect of different seating components, as was done by Aissaoui (2001). This method could also be used to train sitting balance in people with various disabilities.

### **3.3 Methods**

#### **3.3.1 Participants**

Thirteen able-bodied children (6 boys, 7 girls) volunteered to participate in the study. Their ages ranged from 7 to 15 years (mean,  $11.7 \pm 2.9$ y). Subject characteristics are shown in Table II. None had musculoskeletal or neuromuscular disorders that could have affected their postural balance. The ethics committee of the CHU-Sainte-Justine approved the study protocol and informed consent was obtained from all participants and their parents before the study began.

Subject	Sex	Age	Dominance	Weight (kg)	Height (cm)
S1	F	15	R	56.5	156
S2	F	15	L	56.5	159.5
S3	F	12	R	45.5	151.5
S4	F	15	R	45.8	152
S5	M	7	R	31.0	129
S6	M	10	R	29.8	142
S7	F	8	R	29.2	138.5
S8	F	10	R	32.4	138
S9	F	11	R	51.4	154
S10	M	15	R	69.0	174
S11	M	14	R	67.3	171
S12	M	11	R	40.1	143
S13	M	9	R	28.1	136
<b>Mean</b>		11.7	12R/1L	44.8	149.6
<b>sd</b>		2.9		14.5	13.5

**Table II:** Subjects' characteristics. Abbreviations: F, female; L, left; M, male; R, right; SD, standard deviation

### 3.3.2 Instrumentation

A force platform (AMTI OR6-7)<sup>a</sup> was set on the seat surface of a multiadjustable seating simulator (Ringuette et al., 1997). A 2.5cm flat foam seat cushion (polyurethane) was fixed on the AMTI with double-coated tape. A pressure-sensing mat (FSA)<sup>b</sup> of 16×16 sensors of 6.5cm<sup>2</sup> (1in<sup>2</sup>), previously calibrated for pressures up to 200mmHg (as recommended by the manufacturer) was then attached to the seat cushion (Figure 10). This cushion was used to



avoid saturation of the FSA's pressure sensors. The temperature of the force platform was stabilized for at least 45 minutes before data collection in order to minimize any electronic drift (Lafond et al., 2004). Analog signals of the AMTI were sampled at a frequency of 60Hz with an analog-to-digital converter and were recorded on a computer at the same time as was the data from the FSA. The AMTI data collected (in volts) were thereafter transformed into newtons and newton meters by multiplying the data array by the full calibration matrix provided by the manufacturer. The COP time series was then calculated as follows (Lafond et al., 2004):

$$COP_x(t) = \frac{-M_y(t) + F_x(t) * Z_0}{F_z(t)} + X_0$$

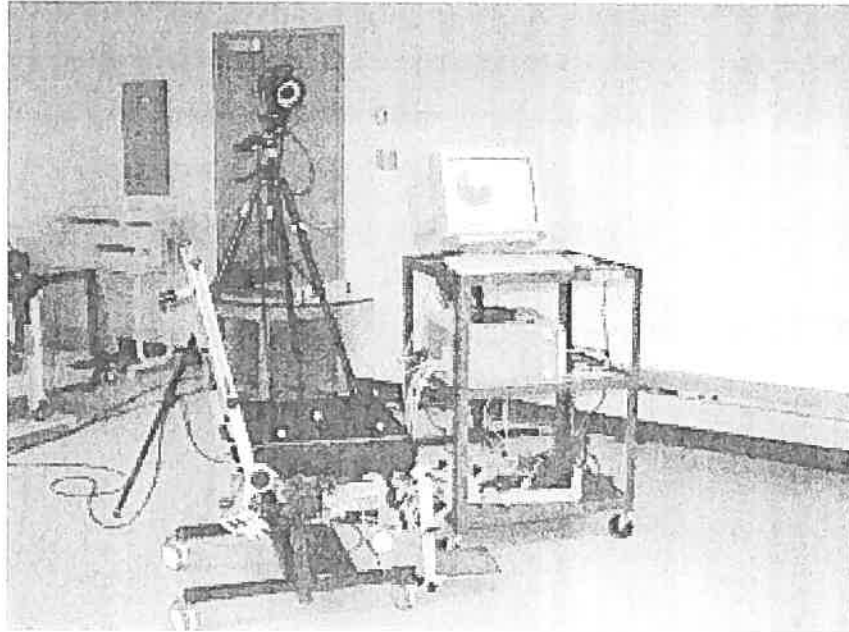
$$COP_y(t) = \frac{M_x(t) - F_y(t) * Z_0}{F_z(t)} + Y_0$$

where  $M_i$  is the moment;  $F_i$  is the reaction force;  $x$ ,  $y$ , and  $z$  are, respectively, the M/L, A/P, and vertical directions; and  $X_0$ ,  $Y_0$ , and  $Z_0$  are the offsets from the geometric center of the force platform. Data recorded from the force platform were then low pass filtered using a zero-lag, second-order Butterworth filter, with a cutoff frequency fixed at 3Hz. The FSA user manual states that the COP is calculated as follows:

$$COP_x(t) = \frac{\sum_{y=1}^Y \left[ \sum_{x=1}^X P(x,y) * x \right]}{\sum_{y=1}^Y P} \quad \text{et} \quad COP_y(t) = \frac{\sum_{x=1}^X \left[ \sum_{y=1}^Y P(x,y) * y \right]}{\sum_{x=1}^X P}$$

where  $\sum_{x=1}^X P(x,y) * x$  is the summation of the pressures of a  $(x, y)$  coordinate multiplied by the numeric value of the line in  $x$  (and similarly for  $y$ ), respectively, the M/L and A/P directions, and  $\sum_{x=1}^X P$  is the summation of all the pressures recorded by the mat. In

postprocessing, the data gathered by the FSA at a frequency of 15Hz were over-sampled by linear interpolation to reach the frequency of acquisition of the AMTI (60Hz).



**Figure 10 :** Experimental setup.

### 3.3.3 Experimental protocol

The experiments were performed in the Gait and Posture Laboratory of Marie Enfant Rehabilitation Centre in Montreal. The room was free of any external distractions. Subjects were instructed to sit in the seating simulator. The seat depth and footrest height were adjusted to accommodate each subject's anthropometric measurements (a free space of 4cm was left between the front edge of the seat and the popliteal fossa; the thighs were maintained parallel to the seat surface). The backrest height was set at 43cm above the seat surface for all subjects. The seat tilt angle was fixed at  $0^{\circ}$  and the seat-to-back angle was set between  $95^{\circ}$  and  $100^{\circ}$  to accommodate the subjects' geometry and comfort. Subjects were seated for at least 10 minutes prior to the beginning of the experiment, during which the

chair was configured to fit each subject. This period was also useful in that it helped to control the effect of creep and hysteresis on the FSA. Initially, 2 trials of 120 seconds of quiet sitting were recorded. They were followed by 5 trials of a forward reaching task that involved pressing a push button, located at 30° from the sagittal midline in the anterolateral direction toward the right side, at shoulder height, and at 130% of individual arm length (measured from the acromion to the tip of the middle finger). The location of the push button was not modified for the left-handed subject. Finally, the 2 trials of 120 seconds in quiet sitting were repeated. The AMTI and the FSA devices monitored changes in the location of the COP simultaneously. Both instruments were synchronized by manually applying a quick and sudden vertical pressure on a corner of the seat surface (recorded by both instruments) at the beginning and at the end of each trial. The data used for the analysis were those recorded between the 2 applied pressures.

Subjects were instructed to sit still for 2 minutes for the quiet sitting task, while for the reaching task they were asked to touch the target with their right middle finger after the “1-2-3-go” signal, to hold this position for the 3 seconds verbally counted by a member of the research team, and then return to their original seated position. During quiet sitting, their arms remained on their thighs, whereas during the reaching test the left arm remained on the left thigh.

#### **3.3.4 Data analysis**

Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk  $W$  tests of normality ( $P < 0.05$ ) were conducted before the analysis. Because the normality of the static trials could not be assumed, we used nonparametric statistical analysis. Parametric tests could be used to analyze the reaching trials, which followed a normal distribution. Preliminary analysis of the static trials by a

Wilcoxon signed-rank 2-sided test ( $P < 0.05$ ) showed that the 2 trials before and the 2 trials after the reaching task did not differ significantly. Therefore, the data of all the static trials were pooled.

Two traditional COP parameters, range (maximum COP value – minimum COP value) and RMS amplitudes (both in centimeters), were calculated and averaged across trials for each subject in the M/L and A/P directions. The reliability and reproducibility of these COP variables were estimated by an intraclass correlation coefficient (ICC) to compare within and between-trials variability. To consider the random effects over time for a retest study, the ICC was used. A coefficient of variation (CV) was also calculated using :

$$CV = \left( \frac{SD}{mean} \right) * 100$$

where mean and SD represent the mean and standard deviation (SD) of each parameter of the 2 tasks taken separately for the 13 subjects. The overall CV was then calculated as the average of CVs from each task for each subject. Usually, a CV of less than 20% is desirable whereas a CV higher than 30% is undesirable (Rosner, 2000). For each ICC, a 95% confidence interval (CI) was calculated. ICC values were considered as excellent when higher than 0.75, fair to good when between 0.40 to 0.75, and poor when lower than 0.40 (Shrout et Fleiss, 1979). According to Donner and Eliasziw (1987), the use of 13 subjects and 4 trials of quiet sitting or 5 trials of reaching allows estimation of ICCs over 0.90 with a type I error of 0.05 and a power of 80%.

The concurrent validity of the FSA compared with the AMTI force platform was first assessed using Pearson correlation coefficients for the reaching trials and Spearman correlation coefficients for the static ones. For each subject, the correspondence between

the 2 instruments was calculated for the COP time series of each trial and for the mean range and RMS amplitudes of all subjects for both static and reaching tasks taken separately in both A/P and M/L directions. Second, an average correlation coefficient was determined using Fisher  $z$  transformations and tested by means of a 2-sided, 1-sample  $t$  test for a correlation coefficient. Finally, Student paired 2-sided  $t$  tests for the reaching trials and a Wilcoxon signed-rank 2-sided test for the static trials ( $P < 0.05$ ) were computed to find possible significant differences for the range and RMS amplitudes between the FSA and AMTI. Statistical analyses were performed with SPSS<sup>®</sup>.

### **3.4 Results**

#### **3.4.1 Reliability of the FSA and AMTI in sitting posture**

The ICCs with a 95% CI and CVs are presented in Table III for the range and RMS amplitude for both tasks. The ICCs for the 4 static trials recorded from FSA were 0.61 and 0.50 for the range, and 0.35 and 0.43 for the RMS amplitude in the M/L and A/P directions, respectively. The ICCs for the AMTI were 0.68 and 0.53 for the range, and 0.37 and 0.45 for the RMS in the M/L and A/P directions, respectively. The CVs were all more than 30% for the range and RMS amplitudes in both directions.

The ICCs for the 5 reaching trials recorded from FSA were 0.82 and 0.79 for the range, and 0.88 and 0.84 for the RMS in the M/L and A/P directions, respectively. For the AMTI, the ICCs were 0.71 and 0.70 for the range, and 0.85 and 0.79 for the RMS in the M/L and A/P directions, respectively. The CVs were all below 15%.

Task	Direction	Parameter	FSA		AMTI	
			ICC (95% interval)	CV (%)	ICC (95% interval)	CV (%)
Static						
	M/L	Range	0.61 (0.35-0.83)	41.7	0.68 (0.43-0.87)	37.9
		RMS	0.35 (0.09-0.67)	40.6	0.37 (0.10-0.68)	40.5
	A/P	Range	0.50 (0.23-0.77)	47.0	0.53 (0.26-0.79)	56.1
		RMS	0.43 (0.16-0.73)	47.3	0.45 (0.18-0.74)	56.5
Reach						
	M/L	Range	0.82 (0.65-0.93)	9.3	0.71 (0.50-0.88)	11.3
		RMS	0.88 (0.76-0.95)	11.1	0.85 (0.71-0.94)	12.8
	A/P	Range	0.79 (0.62-0.92)	10.0	0.70 (0.49-0.89)	12.1
		RMS	0.84 (0.70-0.94)	10.4	0.79 (0.62-0.92)	11.5

**Table III:** ICC with 95% CI and CV values for range and root-mean-square (RMS) amplitudes of COP displacement for both static and reaching tasks, in A/P and M/L directions (n=13).

### 3.4.2 Validity of the FSA compared with the AMTI in sitting posture

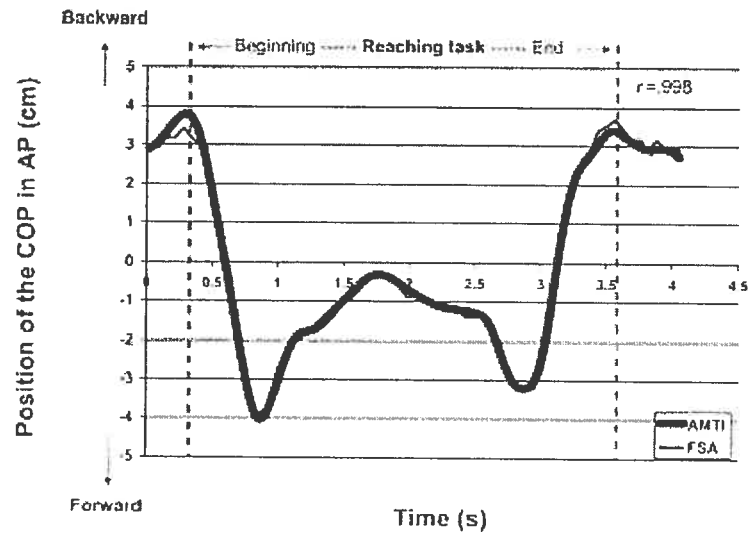
For the complete COP time series, moderate but significant ( $P < 0.01$ ) coefficients of correlation were found in M/L and A/P ( $r = 0.65$ ,  $r = 0.67$ ), respectively. As shown in Table IV, the range and RMS amplitudes in M/L of COP in static position were significantly

higher when calculated from the FSA data rather than from the AMTI, even with strong and significant ( $P<0.01$ ) correlations for the range and RMS amplitudes in both directions ( $r\geq 0.90$ ,  $r\geq 0.87$ , respectively).

Direction	Parameter	AMTI	FSA	P value
M/L	Range (cm)	0.58 (0.54)	0.81 (0.56)	$p<0.001$
	RMS (cm)	0.07 (0.06)	0.12 (0.05)	$p<0.001$
A/P	Range (cm)	0.72 (0.72)	0.81 (0.64)	N/S
	RMS (cm)	0.10 (0.11)	0.13 (0.07)	N/S

**Table IV:** Range and RMS amplitudes of COP Displacement in static position (n=13).  
NOTE: Values are mean  $\pm$  SD. Abbreviation: NS, not significant.

Figure 11 shows the COP displacement in A/P from both the FSA and the AMTI during a reaching task, for a typical child (S3). For the group, the COP signals were strongly and significantly ( $P<0.001$ ) correlated between the 2 instruments (A/P:  $r=0.99$ , M/L:  $r=0.99$ ). There were also strong and significant ( $P<0.001$ ) correlations in both directions for the range and RMS amplitudes of the COP ( $r\geq 0.89$ ,  $r\geq 0.91$ , respectively).



**Figure 11 :** Displacement of the COP in A/P in a typical subject during a reaching task.

Table V shows that in the M/L direction, there was no significant difference between the FSA and the AMTI in the range and RMS amplitudes of COP displacement during the reaching task. In the A/P direction, however, these 2 parameters of COP displacement showed significant differences between the FSA and AMTI; the FSA tended to underestimate their values.

Direction	Parameter	AMTI	FSA	P value
M/L	Range (cm)	6.75 (1.30)	7.00 (1.39)	N/S
	RMS (cm)	2.28 (0.72)	2.34 (0.71)	N/S
A/P	Range (cm)	5.80 (1.29)	5.04 (1.11)	p=0.001
	RMS (cm)	1.87 (0.49)	1.54 (0.42)	p<0.001

**Table V:** Range and RMS amplitudes of COP displacement for the reaching task (n=13).

NOTE: Values are mean  $\pm$  SD. Abbreviation: NS, not significant.



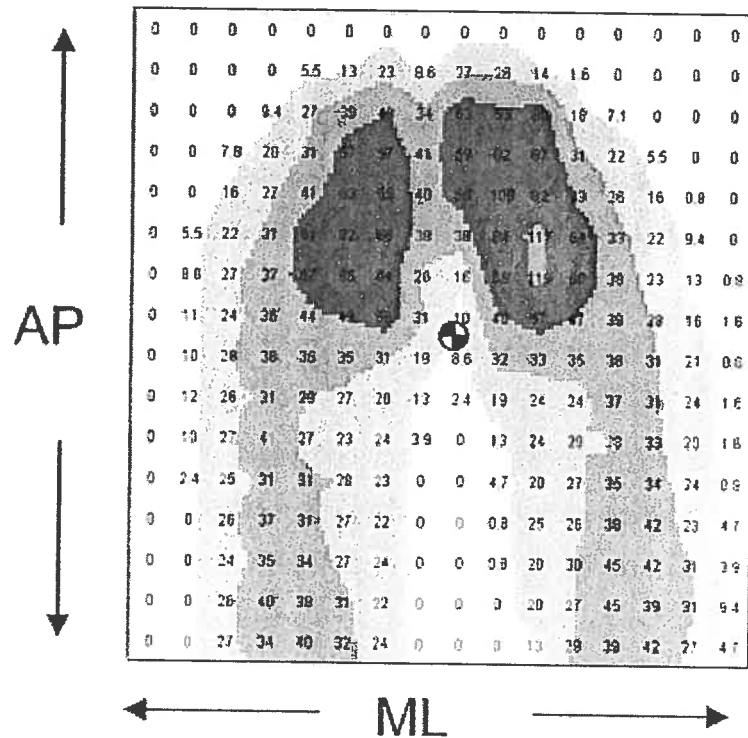
### **3.5 Discussion**

In research, the ability of the COP to cover a large distance is linked to the increase in stability during reaching (Goldie et al., 1989; Geurts et al., 1993; Newell et al., 1993; Trefler et al., 1993; Hill et al., 1995; Winter, 1995; Samson et Crowe, 1996; Winter et al., 1996; 1998; Seelen et al., 1997; Prince et al., 1999; Aissaoui et al., 2001; Corriveau et al., 2000; 2000; 2001; Lafond et al., 2004). Our objective in this research was to compare COP measurements obtained from a soft pressure mapping system (FSA), already used in clinics to measure pressure distribution, and from a force platform (AMTI), our criterion standard, during quiet sitting and reaching tasks in healthy children. Our data show that in a clinical context, the FSA is as effective as the AMTI in measuring COP displacement in children and could be used to objectively quantify their seated postural control.

#### **3.5.1 Validity and reliability of the COP displacement in quiet sitting**

All static tasks in sitting and in standing are characterized by multiple small and continuous displacements of the COP in order to keep the COM within the base of support (Winter et al., 1996; 1998). To keep a stable position, subjects in those 2 cited studies have to restrict their body displacements as much as possible. In static sitting, however, the rounded shape of the ischial tuberosities induces a rocking movement of the pelvis in the A/P direction, enabling a COP displacement that should be larger in A/P compared with the M/L direction. The contact area is also bigger in A/P than in M/L, because of the length of the thighs. This longer contact area means that the subject can afford to oscillate more in the A/P direction while staying inside of his base of support, indicating that greater range of displacement should be observed in A/P than in M/L during quiet sitting. This is what was indeed measured (range, RMS) by the force platform. These 2 parameters were equivalent when measured by the FSA however. According to the data recorded by the FSA and the AMTI, there was a slight variation in maximum excursion in A/P (0.09cm), whereas there

was a significant difference in M/L (0.23cm). These findings suggest that the precision of the FSA system, reported by the manufacturer to be 0.25cm, could be questioned. Indeed, this is far from the 0.02cm precision of the AMTI (Corriveau et al., 2001). Consequently, the COP displacements recorded by the AMTI were more precise than those recorded by the FSA. Moreover, the sway movements in static sitting imply slight pressure variations applied under the seat. For the FSA, because there were fewer sensors activated in M/L than in A/P (Figure 12), this reduction of sway movements, combined with the reduced number of activated sensors, could have decreased the accuracy of the readings in the M/L direction. Furthermore, the COP calculation method used by the FSA software implies rounded-off coordinates of a tenth of inch (0.25cm) (eg, 7.12 [18.08cm]=7.1in [18.03cm], 7.16in [18.19cm]=7.2in [18.29cm]). This rounding-off process exists in both A/P and M/L directions but had a lesser impact in A/P, considering the higher number of activated sensors. Despite this calculation process, the differences in COP measurements calculated by the FSA system are within its precision error. This makes it possible to detect the movements that are of higher amplitudes than this detection threshold, as shown by the strong correlations between both instruments for the RMS and range of COP. On the other hand, the correlations will decrease in a drastic way if the subjects do not sway over this detection threshold because the FSA will not record these movements, whereas the AMTI will detect them. A last point to be considered is the variability in our subject sample, as one can see from the SDs of the RMS and range of COP, which were similar for both instruments. Some subjects swayed less than others, which resulted in lower correlation coefficients because of the FSA's detection threshold. The reliability of the FSA was also affected by this variability between the trials and between the subjects. Indeed, its reliability for the range and RMS was mostly fair to good according to the ICCs, with some parameters reaching beyond excellent with a 95% CI.



**Figure 12 :** Sample of data recorded by the FSA, showing that fewer sensors are activated in the M/L direction than in the A/P.

According to Corriveau et al. (2000), 2 potential sources of errors contribute to a lack of reliability in intrasession measurements: the lack of precision of the instrument and the variability of the measured phenomena. The first was discussed above. The variability in the sitting position was influenced by many factors. For instance, note that the 2 first and last quiet sitting trials were separated in time by the reaching trials. Even if there was no significant difference between the trials completed before and after the reaching trials, they were not recorded in a consecutive sequence. Consequently, it is possible that the variations in our subjects' posture recordings were the result of small shifts in posture after the reaching trials. Second, the increase in discomfort and fatigue over time could have also induced changes in posture. In addition, based on the information gathered in studies of

quiet standing, we chose to record 4 trials of 120 seconds each. Indeed, Lafond et al. (2004) stated that by averaging data of 3 trials of 120 seconds each, it was possible to obtain an ICC over 0.80 for the recorded COP range and RMS using a force platform in quiet standing. Thus, we believe that more trials could have increased the reliability of measures by both instruments by decreasing the variability of the observed phenomenon, however, it would have been time consuming and more uncomfortable for the subjects. In any case, the results of the FSA mat were similar to the AMTI for both A/P and M/L directions, and were even slightly better in several measures of ICCs and CVs.

### **3.5.2 Validity and reliability of the COP displacement during the reaching task**

As in the study by Fenety et al. (2000), the FSA presented excellent correlations in both A/P and M/L directions in comparison with the data collected by the AMTI. In the Fenety study, however, the data in the M/L direction were better correlated than the data in the A/P direction. Few explanations were given with regard to this phenomenon, apart from the fact that it might be related to a characteristic of the manufacturer's multiplexing protocol. Both our study and the Fenety study (2000) showed the ability of the FSA sensors to respond to directional changes in movement and to define COP coordinates in a way similar to the AMTI. Despite that, some differences exist between the 2 instruments. In our study, the absolute difference between the FSA and AMTI for the RMS and range showed that in M/L, the FSA tended to overestimate the position of the COP coordinates. This overestimation for the trials in static position, is, however, inside of the spatial resolution threshold of the FSA. The significant differences in the A/P direction showed that the FSA tended to underestimate the displacement of the COP when compared with the AMTI. Figure 10 shows that the greatest differences observed between the 2 curves are at the beginning and at the end of the movement, that is to say, during the rocking movement of the ischial tuberosities. This movement could have saturated some pressure sensors, despite the use of a 2.5cm polyurethane foam cushion inserted between the FSA and the AMTI.

Because of the method of calculation of the COP position, the FSA tended to give a coordinate that was located ahead of its real position, at the beginning of the movement, or behind that position at the end of the movement. A calibration procedure that could account for pressures over 200mmHg might have solved this issue; however, the calibration tool was not designed to undergo such higher pressures. We could also have used a thicker seat cushion to avoid saturation of the FSA sensors. This would probably have decreased sensors saturation but could also have affected the quality of movement detection of the force platform. Indeed, one could not know a priori how the forces would be distributed inside the seat cushion and what would be the effect on the data recorded by the AMTI. A thinner cushion, however, would cause a larger saturation of the sensors. Thus the use of a 2.5cm cushion was a compromise. In a clinical context, wheelchair cushions of more than 2.5cm are usually provided, reducing the risk of sensor saturation and thereby insuring a more precise measurement. This saturation also had a tendency to occur in subjects who had prominent ischial tuberosities. Six subjects in our study had such tuberosities that caused a complete and continuous saturation of 1 or 2 sensors located directly under the ischial tuberosities, as revealed by the FSA software. The exclusion of these 6 subjects resulted in a lack of significant differences in the 2 directions for all the parameters with the exception of RMS in the A/P direction; that is once again due to a lesser sensitivity of the FSA in this direction. The correlations for the coordinates of the trials recorded by the 2 systems remained the same in the A/P direction and reached 1.00 in the M/L direction. On the other hand, the correlations were similar to what was found for all the subjects for the range and higher for the RMS ( $r=0.99$  vs  $r=0.91$ ), thus supporting our hypothesis.

Data reliability was higher for all parameters of the reaching task than for the quiet sitting task. In reaching, the ICCs were all excellent except for 2 COP parameters (M/L and A/P directions for the range of the AMTI force platform) and the 95% CI was small, indicating a lesser variability between the measures. All the ICCs were better for the FSA than for the

AMTI. The CVs were all less than 20%, that is, within the limits of a desirable reproductibility (Shrout et Fleiss, 1979). The reaching task could thus be considered as more reliable and reproducible than the quiet sitting task. In fact, the variation of posture between trials had a lesser effect on the reaching task which was a strongly reproducible movement carried out on a longer distance with little variability (Seelen et al., 1997). Conversely, the different trials of quiet sitting were not always uniform and this variability, carried out on a smaller surface, affected the reliability in this task (Fenety et al., 2000). This is why the variation of posture had a larger impact in this case.

### **3.5.3 Limitations of the FSA pressure mapping system**

The main limitations of the FSA pressure mapping system are related to its spatial sensitivity, sensors saturation, and the rounding off of the COP calculation method. With regard to spatial sensitivity, if a subject sways under the FSA's threshold of 0.25cm, the system will record a constant position, whereas the AMTI will detect these subtle changes. As shown in Table IV and Table V, however, the mean range of COP displacement in M/L and A/P was more than twice as high than this threshold. If one wants to evaluate the seated stability of wheelchair users, assuming that these users are usually less stable than able-bodied persons, this limitation should not be problematic. Thus, subjects remaining inside this threshold can be qualified as being more stable because they can better limit their destabilizing movements. If the goal of the assessment is to precisely quantify the COP position as required in order to relate the COP variable with the COM (COP-COM) in postural control research paradigms, this threshold is a limitation of the FSA system that the AMTI does not have, especially when very small amplitudes of displacement are observed. The saturation of the FSA sensors is the second limitation of this system. Indeed, 1 or more saturated sensors will affect the calculation of the position of the COP. Nonetheless, as explained above, use of the FSA is appropriate when this saturation is controlled, for example, in subjects without prominent ischial tuberosities or who use a seat

cushion; good pressure distribution is then possible. Similarly, it is important that the FSA not be used on a hard surface. For a pediatric population of wheelchair users with few soft tissues between the ischial tuberosities and the skin, the use of a 5cm thick seat cushion could limit the number of saturated sensors. As long as it is not possible to calibrate the FSA beyond 300mmHg, it will be of prime importance to pay attention to the methods of use of the FSA in similar applications. A final limitation is the calculation method of the FSA software. Because of its tendency to correct the results to 1 decimal, there can be variations in the position of the COP that differ from their true position because of some sensors' slight variations of pressure (1 or 2mmHg).

### **3.6 Conclusions**

Our data show that, in a clinical context, the FSA is as effective as the AMTI in assessing seated postural control in children. The use of an AMTI force platform to quantify the COP location, a standard measurement technique in biomechanics, remains the most precise technique. Its size, weight, and cost, however, limit its use in a clinical setting, particularly when the subjects are wheelchair users. The FSA thus represents a good alternative at a lesser cost because it can easily fit inside a wheelchair. As precise as the AMTI in the A/P direction, the FSA can detect the displacement of the COP in sitting position despite a lack of precision in the M/L direction. Currently, the use of the FSA in wheelchair seating research is mainly directed toward the detection of pressure asymmetries in wheelchair users. We suggest that the FSA could also be used to detect changes in COP displacement and, at the same time, quantify the seated stability of wheelchair users. The effect of seating components on the seated stability of this population could also be evaluated using the FSA system. We will address this method with children who are wheelchair users in a second study. New knowledge in this field should be used to develop new positioning techniques or approaches to improve wheelchair seating and, consequently, the quality of life of many wheelchair users.

### **3.7 Suppliers**

<sup>a</sup> Advanced Mechanical Technology Inc, 176 Waltham St, Watertown, MA 02172, USA.

<sup>b</sup> Vista Medical Ltd, Unit 3-55 Henlow Bay, Winnipeg, MB R3Y 1G4, Canada.

<sup>c</sup> Version 10.0; SPSS Inc, 233 S Wacker Dr, 11th Fl, Chicago, IL 60606, USA.



## **Chapitre 4**

### **Article II**

# **Stability of Children with Cerebral Palsy in their Wheelchair Seating: Perceptions of Parents and Therapists**

Michèle Lacoste<sup>1</sup>, BSc OT, Marc Therrien<sup>1,2</sup> BSc, François Prince<sup>1,2,3</sup>, PhD

<sup>1</sup> Research Centre of the Centre de réadaptation Marie Enfant, Hôpital Sainte-Justine, Montreal, Quebec, Canada <sup>2</sup> Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada <sup>3</sup> Department of Surgery, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

#### **ACKNOWLEDGMENTS**

This work was supported by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR, MOP – 62938) and MENTOR CIHR training program. The authors wish to acknowledge the collaboration of the clinicians from Marie Enfant rehabilitation centre, Jean-Piaget, Victor-Doré and Joseph-Charbonneau schools. A special acknowledgement is extended to the subjects who participated in this study.

Journal: Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, accepté, sous révision.

#### 4.1 Abstract

**Purpose:** To draw up a clinical portrait of children with cerebral palsy (CP) in relation to their postural stability in the sitting position, by means of questionnaires addressed to their parents and clinicians, and to identify the parameters related to body geometry, activities of daily living (ADL) and the period of the day that are linked with their postural instability.

**Method:** Parents and therapists of 31 children with CP (17 boys, 14 girls; mean age, 12.7 yrs; age range, 8-18 yrs) took part in the study. As a first step, 4 questionnaires were developed by the research team. Nine clinicians were then involved in a focus group in order to validate their content. They were thereafter sent to the parents and therapists of the children. Descriptive analyses (percentage) were performed on the results of the questionnaires.

**Results:** A high percentage of instability was reported by both children's clinicians and parents (81% and 70% respectively). This instability mainly occurred after less than half an hour in the wheelchair. Sliding and posterior pelvic tilt, pelvic obliquity and pelvic rotation were identified as the main problems of instability encountered by these children.

**Conclusion:** The children involved in this study experienced some difficulties in achieving various ADL, because of their instability in the seated position. As the maintenance of postural stability is essential to the performance of most motor acts, it is essential to better understand the parameters associated with postural instability of children with CP, in the seated posture.

**Keywords:** Cerebral palsy, Wheelchair, Posture, Musculoskeletal equilibrium, Rehabilitation

## 4.2 Introduction

Cerebral Palsy (CP) is the most common cause of severe physical disability in children (Koman et al., 2004; Østenjøl et al., 2005). It is a general term used to describe a syndrome of posture and motor impairment that is non-progressive. CP results from lesions or anomalies of the developing central nervous system, which can occur in uterus, during delivery or within the first two years of life (Koman et al., 2004). Its prevalence varies from one country to another and ranges around 2-2.5 per 1000 live births (Stanley et al., 2000; Østenjøl et al., 2005). According to the information gathered from the seating clinicians of Marie Enfant rehabilitation centre in Montreal, Canada, approximately 66% of their population are children with CP, that is to say more than 130 patients per year. This number corroborates the statistical data of the Riyadh Medical rehabilitation centre, where a percentage of 64% of CP was identified among the children requiring a seating device (Al-Turaiki, 1996).

These children can present many neurological deficits that might interfere with motor function and activities of daily living (ADL) (Østenjøl et al., 2005). Thus, muscle tone, posture and motor control abnormalities, as well as muscle weakness, range of motion limitations, impaired balance and coordination can lead to functional disabilities in children with CP (Yang et al., 1996). Impaired postural control is one of their main problems (Brogren et al., 1998; Liao et al., 2003). As it can largely interfere with ADL (Brogren et al., 2003), maintenance of postural stability is essential to improve the functional performance of these children (McClenaghan, 1989; Reid et al., 1991; Brogren et al., 1998; Liao et al., 2003; Ryan et al., 2005). Without seated stability, upper extremities function is also restricted (McClenaghan, 1989; Trefler et al., 1993; Ryan et al., 2005). Although CP is a non progressive disorder, its clinical manifestations may worsen if no intervention is done (Trefler et al., 1993; Koman et al., 2004). While there is a variety of positioning equipment

available, the use of a seating system proves to be the most functional and frequently used piece of equipment (Trefler, 1984). It has also been shown to be essential in improving the functional performance of children with CP (Trefler, 1984; Liao et al., 2003; McDonald et al., 2003; Østenjøl et al., 2005). Proper seating aims at normalizing muscle tone, reducing the influence of abnormal reflexes, improving motor control, decreasing discomfort, ensuring skin integrity, improving physiological functions, preventing, delaying or accommodating deformities and enhancing quality of life (Trefler, 1984; Carlson et al., 1986; Nwaobi, 1986; Nwaobi et Smith, 1986; Trefler et al., 1993; Zollars, 1993; 1996; Burgman, 1994; Ward, 1994; Mayall et Desharnais, 1995; McDonald et al., 2003). The goal of seating is often to maximize functional independence in various fields such as feeding, communication and locomotion (wheelchair use) (Trefler, 1984; Hulme et al., 1987; Mac Neela, 1987; Nwaobi, 1987; Bay, 1991; Myhr et von Wendt, 1991; McClenaghan et al., 1992; Trefler et al., 1993; Duivestein et Montgomery, 1994). Moreover, a better posture increases comfort thereby promoting sitting tolerance; which in turn supports schooling and socialization.

Although there is no standardized protocol with regard to the attribution process of seating aids, clinicians usually begin their intervention with the pelvis (Trefler et al., 1993; Zollars, 1993; 1996; Raymond et al., 1994; Taylor et Kreutz, 1994; Cook et Hussey, 1995; Mayall et Desharnais, 1995), as it is the base of support of the seated posture (Trefler et al., 1993; Zollars, 1993). It is from this moment that the question of an optimal pelvic position arises (Carlson et al., 1986; Ward, 1994). Pelvic tilt (rotation in the sagittal plane), pelvic obliquity (rotation in the frontal plane) and pelvic rotation in the transverse plane are the three movements that clinicians try to control in order to allow an upright, stable and functional position. An inadequate position of the pelvis can lead to trunk deformities which one must try to prevent at all costs (Carlson et al., 1986). However, the difficulty of

maintaining the pelvis in a stable position is a reality frequently reported by many clinicians (Reid et Rigby, 1996; Brown et al., 2001; Kangas, 2001; Tucker, 2001).

In CP, the abnormally high muscle tone around the pelvic and thigh regions and the resulting postural instability call for the use of external stabilization components. The most common and simplest prescribed intervention for anterior pelvic stabilization is the lap belt. Empirical evidence regarding its efficacy is inconclusive and some concerns about its utility, misuse and safety have been reported (Reid et Rigby, 1996; Ryan et al., 2005). A review of the clinical and research literature relating to anterior pelvic seating components highlighted the scarcity of research in this domain and emphasized the need for further studies (Reid et Rigby, 1996). Most research in seating deals with the aetiology, epidemiology and prevention of pressure sores while little is known about the effects of seating components on body alignment, sitting stability and functional independence (Brienza, 1997). Nevertheless, some studies related to seated posture of children with CP did evaluate the immediate effect of seating components or postural changes (seat to back or tilt angles changes) on functional independence, muscle tone and breathing (Nwaobi, 1986; 1987; Nwaobi et Smith, 1986; Reid et al., 1991; Myhr et von Wendt, 1991; McClenaghan et al., 1992). However, the results of these studies are far from being conclusive, considering the restricted number of subjects (1 to 13), the diversity and complexity of the conditions and also the short duration of the experiments (Pope et al., 1994).

The choice of seating components is still empirical and remains more a question of clinical expertise than the result of a systematic approach validated by research. It is thus difficult for clinicians to choose an intervention considered to be suitable and optimal. Clinical experience suggests that the attribution of seating systems varies from one clinical team to

another (Kangas, 2002; McDonald et al., 2003). Moreover, seating clinicians from Marie Enfant rehabilitation centre corroborate findings in the clinical literature ascertaining the difficulty in intervening in an optimal way in order to effectively control the seated posture of children with CP (Reid et Rigby, 1996; Kangas, 2001; McDonald et al., 2003). The objective of the present study was to characterize the postural stability of children with CP in their seating system, by means of questionnaires addressed to their parents and clinicians and to identify the parameters related to body geometry, ADL and the period of the day which they associate with the postural instability of these children. The clinical portrait gathered from collecting and analyzing the data may assist in improving postural stability of seated children with CP in the future.

### **4.3 Methods**

#### **4.3.1 Participants**

To be included in the study, the children had to have a clearly established diagnosis of cerebral palsy, use a wheelchair seating on a permanent basis and understand simple instructions. The subjects were recruited by the therapists working in 3 specialized schools for handicapped children of the area of Montreal, Canada. A total of 53 children corresponded to the inclusion criteria. From these children, 15 refused to take part, 4 were not available at the moment of the study and 3 were withdrawn by the researchers because they were using their wheelchair for long distances only. Thus, 31 children with CP, as well as their parents and therapists, took part in the study. The protocol was approved by the ethical committee of Sainte-Justine Hospital and the Montreal School Board. Informed consent was obtained from all the children, parents and clinicians prior to the study.

### 4.3.2 Experimental protocol

As a first step, 4 questionnaires were developed through clinical experience by the research team. The first questionnaire was designed to draw up the clinical profile (impairment type and severity, age, sex, height, weight) of the children and the second one described the characteristics of their seating system and wheelchair. These different characteristics were documented on a check list and pictures were taken of the seating system and of the children seated in it. The last 2 questionnaires outlined the seated postural stability and life habits of the children with regard to the use of their seating system (as perceived by the clinicians and parents). A focus group was held to validate the content of the questionnaires (Morgan, 1990). A moderate sized group of 9 clinicians was involved (5 occupational therapists and 4 physiotherapists). These seating specialists were professionals working in a rehabilitation centre or specialized school for handicapped children. The objectives of the research project as well as the 4 questionnaires were presented to the participants. This was followed by a period of questions. To hold a group discussion of the proposed questions, the participants were thereafter invited to fill the questionnaires for one of the children they had in treatment at the present time. Subsequently, a semi-directed discussion was conducted in order to validate the form and content of the questionnaires. All the comments and changes suggested were transcribed by a member of the research team. Following this focus group, as recommended by the clinicians, the questionnaires were modified to include a few more questions and correct some errors of style and language. The main added questions were related to the posture of the children and the use of postural components when they are lying down. The questionnaires were then sent to the clinicians to be retested before the completion of the finalized versions. A summary of the main questions found in questionnaires 3 (parents) and 4 (therapists) is presented in Table VI. The children were said to be stable when they could remain seated at the bottom of their wheelchair seating and maintain an upright seated posture without having a tendency to slide or fall forward or sideways.

---

Part 1 of questionnaires 3 (parents) and 4 (clinicians):

Seated stability

---

Is your child stable when he sits in his wheelchair?

If not, when does he become unstable?

How does his instability appear and what are the causes?

Does the instability of your child make some of his activities of daily living difficult?

If yes, which activities are difficult to carry out?

Do some activities, done by your child, make him unstable?

If yes, which activities make him unstable?

Is your child seated tolerance affected by his stability and if so, how?

---

Part 2 of questionnaire 3 (parents):

Life habits toward the use of the postural components of the children at home

---

How many hours a day is your child seated in his wheelchair?

How do you use your child's seating system?

a) With all the belts/straps well attached (yes or no).

If not, which belts are not used or which modifications were made?

b) I remove the footrests at home (yes or no).

c) I remove or modify other seating components (yes or no).

If yes, which components are removed or modified?

How many hours a day is your child lying in his bed?

Does your child use seating components when he is lying?

Does your child keep the same position all night long?

If not, can he move by himself or do you have to change his position (specify how many times per night)

Does your child use other seating devices or sit elsewhere than in his wheelchair?

---

Part 2 of questionnaire 4 (clinicians)

---

Description of the usual posture of the child in his seating system at the pelvis, trunk, upper extremities, lower extremities, head and neck.

Muscle tone (head/neck, trunk, upper and lower extremities)

Pathological reflexes (asymmetrical tonic neck, symmetrical tonic neck, tonic labyrinthine, positive supporting reaction, dominated by associated reactions)

---

**Table VI:** Main questions found in questionnaires 3 (parents) and 4 (clinicians).



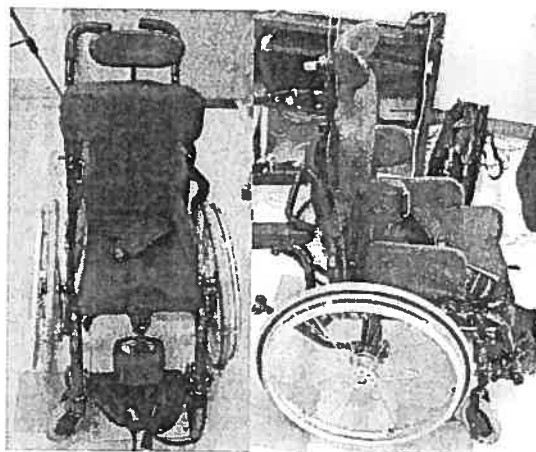
## 4.4 Results

### 4.4.1 Characteristics of the children involved in the study

Fourteen of the children were girls, and 17 were boys. Their ages ranged from 8 to 18 years (mean,  $12.7 \pm 2.8$ yr). All lived at home and attended a specialized school for handicapped children. Of these 31 children with CP, 23 were diagnosed with spastic quadriplegia, 3 with spastic diplegia, 2 with dyskinetic quadriplegia, 1 with ataxic quadriplegia and 2 with mixed quadriplegia. The majority had head (72%) and trunk (80%) hypotonia and hypertonia of the lower (80%) and upper (68%) limbs.

### 4.4.2 Description of the seating systems and wheelchair used

Nineteen subjects (61%) had a custom made seating system that they received from Marie Enfant rehabilitation centre (Figure 13), 11 had a similar commercially available system (Jay 2 Back (9 subjects), Infinity DualFlex10 (2 subjects), with a rigid seat interface and various seat cushions) and 1 had an adjustable tension backrest. A rigid seat and rigid backrest interfaces were used respectively by 29 and 30 subjects.



**Figure 13:** Custom made seating system used by 19 subjects.

The seat to backrest angle was set between 90° and 95° for 81% of the children and the tilt angle, in the sagittal plane, between 4° and 11° (a powered tilt system was used by 4 subjects). All children used a pelvic belt (a 2 point belt, mounted at 45° to the seat surface over the greater trochanters was used in 71% of the subjects; a 1 point belt, mounted at 45° to the seat surface over the greater trochanters in 19% of the subjects; a 90° belt, perpendicular to the thighs in 3% of the subjects and an abdominal belt in 6% of the subjects). Some other components were used by the majority of the subjects, as presented in Table VII. Finally, 68% of the children were using a powered wheelchair and 32% a manual wheelchair.

#### **4.4.3 Life habits of the subjects toward the use of their postural components**

All the children used their seating system at home and school. On average, they were seated in their wheelchair 11 hours per day and they spent 10 hours in bed. Only 10 subjects (32%) were able to sit down elsewhere than in their wheelchair and 7 of them needed external supports such as pillows or parent's arms. They sat down on couches, Lazy Boys, regular chairs, on their parents' lap or on the floor. Some used a standing aid or an adapted chair. All were using a wheelchair seating system but none used a postural component when lying down. The majority of the children (73%) changed their position during the night and 67% could do this by themselves.

With regard to the use of the seating system at home, some parents explained that their children needed a break from all the straps/belts when they returned from school. Thus, 43% of the subjects did not use all their belts/straps at home. Among them, 45% were not using the anterior thoracic support (chest strap, shoulder strap, chest harness) and 30% were not using the ankle straps. All the children did use their pelvic belt. As regards the other

seating components, the lateral pelvic/thigh, medial knee and lateral thoracic supports and the armrests were also used by all the children who had one or more of these components installed on their system. The head support was used by 97% of them and the footrests by 84%. Ankle foot orthosis were also worn by 81% of the children but only 44% of the latter were always wearing them at home (Table VII).

Seating component	n (%)	n (%) of use at home
Armrests	31 (100%)	31 (100%)
Footrests	31 (100%)	26 (84%)
Head support	29 (94%)	28 (97%)
Lateral thoracic supports	26 (84%)	26 (100%)
Medial knee support	26 (84%)	26 (100%)
Lateral pelvic/thigh supports	25 (81%)	25 (100%)
Pelvic belt	31 (100%)	31 (100%)
Heel support	21 (68%)	21 (100%)
Ankle support	23 (74%)	16 (70%)
Anterior thoracic support	20 (65%)	11 (55%)
Ankle foot orthosis	25(81%)	11 (44%)

**Table VII:** Seating components used by the majority of the subjects: number (percentage) of subjects who own these components and among them, number (percentage) who use these components at home

#### 4.4.4 Postural stability

The first part of the clinicians' and parents' questionnaires was related to seated stability, defined as being able to remain seated at the bottom of the seat, in upright position, without sliding or falling forward/sideways. Overall, 87% of the children were qualified as unstable by their parents or therapists. For their part, the parents described 70% of the children as

being unstable, compared to 81% as reported by the clinicians. Twenty children (65%) were described as unstable and 4 (13%) as stable by both their parents and therapists. The answers of the parents and clinicians were thus concordant for 78% of the subjects. As regards the period of the day when this instability occurred, 2 common patterns emerged from the parents and clinicians observations. Firstly, in the sample of unstable subjects, instability was observed by the parents and clinicians after less than half an hour spent to the wheelchair, in 48% and 54% of the subjects respectively. Secondly, it was also observed that instability varied according to activities, emotions, efforts or days in 29% and 38% of the subjects, as documented by the parents and clinicians.

The main problem of instability quoted by the parents was sliding (57% of the subjects). This was followed by trunk lateral and anterior flexion, which were both reported in 29% of the subjects. The parents attributed various causes to this instability: spasticity, 19%; tiredness, 19%; hypotonia, 14%; pain, 10%; discomfort, 10%; excitation, 10%; body movements, 10% and scoliosis, 10%. Clinicians, for their part, identified sliding and posterior pelvic tilt (60%), pelvic obliquity (60%) and pelvic rotation (52%) as the main problems of instability. Note that all the subjects who had a pelvic obliquity also had a pelvic rotation. Some parameters were recognized by the clinicians as being related to the loss of stability. Inadequacy of seating components (mainly the pelvic belt), central hypotonia, voluntary sliding (to effectuate a change of sitting position) and poor trunk stability were identified as being the cause of posterior pelvic tilt and sliding in 60, 53, 53 and 47% of the subjects respectively. Muscle tone asymmetry was recognized as a causal factor for pelvic rotation in 64% of the children and for pelvic obliquity in 63% of them. Inadequacy of the pelvic belt was also blamed in 33% of the children with pelvic obliquity or rotation. Globally, a pelvic instability was found in 84% of the subjects and the inadequacy of the pelvic belt was reported in 62% of them. In a similar way to the parents, trunk lateral flexion was reported in 28% of the subjects. The clinicians also described the

trunk geometry and thus reported the presence of a kyphosis in 36% of the subjects and of a scoliosis in 32% of them.

#### **4.4.5 Instability versus activities of daily living and seated tolerance**

The parents of 86% of the unstable children (71%, n=22) reported that their child became unstable when carrying out at least one of these activities. This same observation was made by the clinicians for 88% of their unstable children (81%, n=25). The parents and clinicians also noted that for 86% and 44% of the subjects respectively, the instability prevented the child from adequately carrying out his/her ADL. Table VIII shows, among the unstable subjects, the percentage of subjects carrying out the listed ADL independently, having difficulty to carry out the listed ADL because of their instability and becoming unstable when carrying out the listed ADL. Although all the children were independent to drive their wheelchair and talk or use a communication device, 41% of them made it with difficulty because of their instability. Furthermore, 70% and 67% became unstable when carrying out these ADL. When looking at the unstable powered and manual wheelchair users separately, 89% of the manual wheelchair users became unstable when propelling compared to 61% of the powered wheelchair drivers. The majority of the subjects (93%) could reach and grasp objects; 67% had difficulty to carry out this activity because of their instability and 70% became unstable when carrying out this task. Eighty-five percent of the children could eat/drink and read independently. For these activities, instability was also identified as harmful in 37% and 30% of the children and achieving them also made 52% and 30% of the subjects unstable. With regard to the other activities (dressing, washing himself and combing), the level of independence varied from one child to another. Moreover, these activities were not always carried out in the wheelchair. For these reasons, the percentages of independent subjects were not computed but they were the lowest.

Activity of daily living (ADL)	% of subjects		
	1) carrying out the ADL independently	2) carrying out the ADL with difficulty because of their instability	3) becoming unstable when carrying out the ADL
Reaching/Grasping objects	93%	67%	70%
Wheelchair driving	100%	41%	70%
Manual wheelchair users	100%	44%	89%
Powered wheelchair users	100%	39%	61%
Talking/Using communication device <sup>a</sup>	100%	41%	67%
Eating/drinking	85%	37%	52%
Writing	59%	33%	48%
Reading	85%	30%	30%
Dressing	*	22%	22%
Combing	*	19%	11%
Washing himself	*	19%	11%

\*Not computed because of variations in the level of independence and the fact that these activities were not always carried out in the wheelchair

**Table VIII:** Among the unstable children, percentage of subjects: 1) carrying out the listed ADL independently 2) having difficulty to carry out the listed ADL because of their instability and 3) becoming unstable when carrying out the listed ADL.

The parents of 58% of the unstable subjects reported that their children seated tolerance was decreased because of their instability. The clinicians made this observation in 28% of the children.

#### **4.5 Discussion**

The results presented yield information about clinicians' and parents' views that helps broaden our understanding on the stability of children with CP in their seating system. They also give further information on the use of these seating systems at home. The contents of the 4 questionnaires used in the study were validated via a focus group involving seating specialists. Meaningful knowledge thus ensued from this study.

In spite of some small differences, the answers of the parents and clinicians related to postural stability were very similar. However, their perception of the influence of seated postural stability on ADL and seated tolerance was quite different (86% vs. 44% and 58% vs. 28%). These differences can be explained by the fact that most ADL are mainly carried out at home, leaving to the parents a greater opportunity to observe their child. Furthermore, in a school setting, lack of observation time also forms part of the daily reality of the clinicians, and this can also account for these differences.

The majority of the subjects (87%) were qualified as unstable by their parents or clinicians, while in their wheelchair seating. These results support what is reported in the clinical literature, ascertaining the difficulty to intervene in an optimal way in order to effectively control the seated posture of children with CP (Reid et Rigby, 1996; Kangas, 2001; McDonald et al., 2003). It is also well recognized that the pelvis is the base of support of

the seated posture (Trefler et al., 1993; Zollars, 1993). However in children with CP, abnormally high muscle tone around the pelvic and thighs regions is often present and results in postural instability. The difficulty of maintaining the pelvis in a stable position is a reality frequently reported in these children (Reid et Rigby, 1996; Brown et al., 2001). A high percentage of the children having taking part in this study (80%) had an abnormally high muscle tone around the pelvic and thighs region and a trunk hypotonia which resulted in pelvic instability. It was therefore not surprising to find sliding and posterior pelvic tilt, pelvic obliquity and pelvic rotation as being the main problems of instability encountered by them. In seating, this resulting postural instability calls for the use of external stabilization components (Reid et Rigby, 1996; Ryan et al., 2005). The most common and simplest prescribed intervention for anterior pelvic stabilization is the pelvic belt but empirical evidence regarding its efficacy is inconclusive and some concerns about its utility, misuse and safety have also been mentioned (Reid et Rigby, 1996; Ryan et al., 2005). In the actual study, all the children were using a pelvic belt. When pelvic instability was attributed to the inadequacy of a seating component, the pelvic belt was blamed in 73% of the cases. Furthermore, its use by various caregivers was reported to be very inconsistent and it was often badly adjusted, difficult to attach adequately or losing its adjustments with time. Research is thus needed to better understand the factors associated with pelvic instability and to find more effective pelvic stabilizers.

Impaired postural control can largely interfere with ADL (Brogren et al. 1998). The use of a seating system has been shown to be essential to improve the functional performance of children with CP (McClenaghan, 1989; Reid et al., 1991; Brogren et al., 1998; Liao et al., 2003; Østenjø et al., 2005; Ryan et al., 2005). However, because of their remaining instability in the seated position, the children involved in this study experienced some difficulties in performing various activities (Table VIII). Many of the children also became unstable while carrying out some of these activities. As an example, all the subjects were



able to drive their wheelchair but this activity created instability in 70% of them. When looking at the unstable powered and manual wheelchair users separately, 89% of the manual wheelchair users became unstable when propelling compared to 61% of the powered wheelchair drivers. Propelling a manual wheelchair would thus be more destabilizing for these children than driving a powered chair. Moreover, 41% of them were driving their wheelchair with difficulty because of their instability. Without seated stability, upper extremity function is restricted (McClenaghan, 1989; Trefler et al., 1993; Ryan et al., 2005). This might have also interfered with their functional performance as among the 93% of the children who could reach/grasp objects independently, 67% of them had difficulty with this task because of their instability. Although they were experiencing some difficulties in achieving their ADL while using their seating system, 97% of the children could not remain seated without its use or without the addition of external components such as pillows. Adaptive seating thus enhanced their independence in various ADL, as showed in the literature (Østenjøl et al., 2005). However, Table VIII highlighted the relationship between instability and performing ADL and the importance to improve stability of these children, in order to facilitate their motor and functional skills in a more effective way.

All the children involved in this study used their seating system everyday, for an average of eleven hours per day. They were using it at home and school but its use varied from one child to another. If one excludes the anterior thoracic supports and the ankle foot orthosis which were not always used at home, the majority of the children were using all their seating components. Clinical practice, as well as the results of a study on the use and impact of assistive devices on everyday activities of children with CP, suggest that seating systems are necessary for children with CP (McDonald et al., 2003; Østenjøl et al., 2005). The high percentage of use found in this study supports this fact. Although mainly descriptive and limited with respect to the small sample size and the fact that all seating systems were provided by the same rehabilitation centre, this study yielded meaningful

information to clinicians and researchers. Future work will address ways to objectively measure postural instability of children in the seated posture in order to better evaluate the efficacy of seating components.

#### **4.6 Conclusion**

Outcome research in the field of wheelchair seating is of primary importance. The objective of the present study was to characterize the postural stability of children with CP in their seating system, by the means of questionnaires addressed to their parents and clinicians and to identify the parameters which they associated with the postural instability of these children. The parents and therapists of 31 children with CP were involved in the project. A high percentage of instability was reported by the parents and clinicians of the children (70% and 81% respectively). This instability mainly occurred less than half an hour after the transfer of the children in his wheelchair or varied according to activities, emotions, efforts or days. Sliding and posterior pelvic tilt, pelvic obliquity and pelvic rotation were identified as being the main problems of instability encountered by these children. Since this instability interfered with their motor function and daily living activities, future research is needed to better understand the parameters associated with postural stability of children with CP in the seated posture in order to improve their motor and functional skills.

## Chapitre 5 : Discussion générale

### 5.1 Introduction

La stabilité de l'enfant atteint d'un DMC et utilisateur d'un fauteuil roulant est primordiale afin de maintenir et stimuler chez lui ses capacités fonctionnelles résiduelles (Trefler et al., 1993; Brogren et al., 2001; Kangas, 2004). Cette stabilité statique et dynamique est essentielle afin de favoriser chez l'enfant des opportunités d'interactions propices au développement et à l'acquisition de nouveaux gestes moteurs, le tout afin de le rendre plus apte à vivre en société. La clinique de positionnement assis joue un rôle prépondérant dans ce processus par le biais de l'attribution des ATP qui se doivent de venir favoriser l'acquisition et le maintien de cette stabilité (Trefler et al., 1993; Herman et Lange, 1999; Holmes et al., 2003; Ryan et al., 2005). Cependant, les cliniciens intervenant en positionnement assis font face à de multiples obstacles dans la poursuite de cet objectif.

Le premier obstacle que les cliniciens rencontrent est la difficulté à maintenir le bassin des enfants atteints d'un DMC dans une position stable. Puisque le bassin constitue la base de la stabilité en posture assise, cette difficulté représente un obstacle majeur (Trefler et al., 1993; Kangas, 2001). D'ailleurs, ce problème au niveau du bassin se reproduit à court, moyen et long terme, ce qui représente le second obstacle. De plus, même si l'expérience clinique semble démontrer que l'utilisation quotidienne des ATP joue un rôle positif chez l'enfant atteint d'un DMC (Reid et Rigby, 1996; Bottos et al., 2001; Kangas, 2001; Ryan et al., 2005), l'attribution d'une ATP chez celui-ci varie d'une équipe à l'autre, reposant beaucoup plus sur des données empiriques et l'expérience clinique que sur des données scientifiques (Herman et Lange, 1999; Geyer et al., 2003; Tyson, 2003). L'absence de critères d'attribution des ATP représente le troisième obstacle, ceux-ci étant difficiles à définir vu la grande diversité des atteintes reliées au DMC et l'absence de mesures directes de la stabilité de l'enfant à l'intérieur de son fauteuil roulant avant et après le processus d'attribution d'ATP. En effet, l'existence de tels critères s'avèrerait utile pour un suivi de la situation posturale de l'enfant.

La description clinique de la population atteinte d'un DMC est la première étape pour outrepasser ces obstacles. À l'aide des descriptions des caractéristiques des enfants, de leur fauteuil roulant et des ATP prescrites actuellement ainsi qu'avec la connaissance de leurs habitudes d'utilisation de ces ATP, il est possible de relier celles-ci à leur stabilité posturale et à l'influence de cette stabilité sur leurs AVQ. Ceci nous permet d'apprécier l'impact que la diversité du portrait du DMC pédiatrique a sur l'attribution des ATP ainsi que sur les mentalités liées à l'utilisation de celles-ci et à leur efficacité actuelle. De plus, en interrogeant autant les cliniciens que les parents des enfants, il serait possible de dresser un portrait longitudinal et identifier, voire confirmer les problématiques actuelles rencontrées par les cliniciens lors du positionnement, mais aussi par les parents dans leur quotidien en ce qui a trait aux ATP. Ces résultats peuvent être par la suite liés à une mesure de la stabilité posturale de l'enfant dans son fauteuil roulant afin de guider et améliorer le processus d'attribution des ATP. Pour mesurer les caractéristiques de cette stabilité, il était nécessaire d'avoir accès à un outil de mesure pouvant se placer directement dans le fauteuil roulant et dont les qualités métrologiques étaient suffisantes pour justifier son utilisation en clinique.

Nous avons donc effectué dans un premier temps une évaluation des qualités métrologiques d'un outil de mesure utilisé fréquemment dans les cliniques de positionnement assis pour évaluer la distribution de pression sous l'assise de l'enfant, mais permettant maintenant également de déterminer les coordonnées du CdeP. Ce paramètre est fréquemment utilisé en posture debout pour évaluer la stabilité posturale de différents groupes d'individus. Par la suite, nous avons dressé le portrait clinique de l'utilisation des ATP chez une clientèle atteinte d'un DMC et fréquentant les cliniques de positionnement du CRME. Cette discussion portera donc sur ces deux aspects et nous terminerons par les liens unissant ceux-ci et les perspectives d'avenir découlant de ces liens.

## 5.2 Évaluation des qualités métrologiques de la matrice de pression FSA

Les avantages de l'utilisation d'une matrice de pression FSA pour évaluer la stabilité posturale sont indéniables. La possibilité dans un premier temps de l'utiliser à l'intérieur du fauteuil roulant de l'enfant afin de quantifier l'instabilité posturale de celui-ci uniquement et non pas l'instabilité combinée de l'enfant et du fauteuil roulant est le principal attrait. Cet attrait, combiné avec son coût peu important en argent et en temps, son utilisation très flexible, sa facilité d'utilisation ainsi que le type d'information enregistré (CdeP, distribution de pression) font de cet instrument de mesure le candidat idéal pour l'évaluation de la stabilité posturale en fauteuil roulant. En outre, le fait que plusieurs équipes actuellement impliquées en positionnement assis utilisent cet instrument sans soupçonner toutes les possibilités de celui-ci est important à mentionner, puisqu'avec de meilleures connaissances sur le potentiel de ce système, ces équipes se trouveraient alors en terrain connu tout en étant bien placées pour en optimiser l'usage et ainsi favoriser la qualité du positionnement assis. Cependant, avant d'en recommander l'utilisation, il est important de déterminer les qualités métrologiques de cet instrument comparativement à une mesure étalon comme la plate-forme de force en ce qui a trait au calcul du CdeP.

Déjà, les équipes de Fenety et al. (2000) et Aissaoui et al. (2001) avaient effectué cette comparaison, mais sans la quantifier à l'aide d'approches statistiques rigoureuses. Leurs conclusions étaient cependant la même : la FSA produisait des résultats similaires à ceux obtenus par une plate-forme de force. Nous avons donc évalué cette similitude pour des tâches statiques et d'atteintes fonctionnelles représentatives du quotidien des enfants atteints d'un DMC. Ceci a été effectué en mesurant l'amplitude maximale et le RMS du CdeP dans les directions M/L et A/P pour les deux instruments respectifs et en comparant les mesures obtenues des deux systèmes afin de déterminer la validité concurrente ainsi que la reproductibilité de la mesure et ce, chez un groupe d'enfants sains.

### 5.2.1 Validité et fidélité des paramètres reliés au CdeP pour une tâche statique

La posture assise implique des mouvements qui sont beaucoup plus petits qu'en posture debout pour une tâche statique (Hendriks et al., 2006). Conséquemment, l'instrument de mesure se doit d'être assez précis pour détecter ces mouvements. Quoique ce soit le cas pour la plate-forme de force AMTI, la capacité de détection de la FSA est plus problématique puisqu'elle n'a pas le même degré de précision (0.254cm vs 0.02cm). Cependant, les différences entre les mesures enregistrées par les deux instruments restent dans l'ordre de la précision de la FSA. Ces différences présentent un effet à double tranchant. En effet, dans le cas des enfants sains, ce seuil de précision est insuffisant pour détecter précisément le niveau de stabilité de l'enfant, comme par exemple si on voudrait déterminer les stades de développement du contrôle postural du tronc dans cette position pour des âges correspondant à ceux utilisés dans ce protocole. Cependant, dans le cas d'une pathologie comme celle des enfants atteints d'un DMC où les particularités propres à cette atteinte comme la spasticité ou la présence de réflexes primitifs engendrent des mouvements généralement de grande amplitude, cette limite de précision n'est pas un obstacle en soi. En effet, il est fort probable que les enfants qualifiés comme étant plus stables auront un comportement similaire aux enfants sains et se rapprocheront donc du seuil de détection de la FSA. Toutefois, dans notre étude de validation, la FSA et l'AMTI présentent des coefficients de corrélations qui reflètent cette limite en position statique ( $r \leq 0.67$ ), ceux-ci étant plus bas que pour une tâche d'atteinte ( $r = 0.99$ ) puisque lors des tâches statiques, nos enfants sains oscillaient à l'intérieur du seuil de précision de la FSA, oscillations que l'AMTI était plus en mesure de détecter. Ces différences étaient plus marquées en M/L puisque la position assise en est une où, comme en position debout, la surface de contact est plus grande dans la direction A/P. Toutefois, contrairement à l'AMTI pour qui cette caractéristique n'affecte pas le calcul du CdeP, le nombre de capteurs activés au niveau de la FSA en M/L rend la mesure un peu moins précise que dans la direction A/P. Ces deux facteurs expliquent en partie les ICC quelques peu inférieurs de

la FSA comparativement à ceux calculés à partir des données obtenues par l'AMTI, ceux-ci étant qualifiés de moyen à bien (ICC=0.35 à 0.61 pour la FSA vs ICC=0.37 à 0.68 pour l'AMTI) dans notre étude pour la position statique. L'autre partie est explicable par le fait que les essais statiques n'aient pas été enregistrés consécutivement, ce qui pourrait avoir causé de petits changements qui, même s'ils sont suffisamment minimales pour ne pas avoir engendré de différences significatives entre les essais avant et après la tâche d'atteinte, ont pu jouer, en combinaison avec le facteur fatigue et inconfort, sur les résultats pour la fidélité. Cependant, malgré cela, on peut conclure que les résultats en termes de validité et de fidélité de la FSA sont similaires à ceux enregistrés par la plate-forme de force dans une situation statique.

### **5.2.2 Validité et fidélité des paramètres reliés au CdeP pour une tâche d'atteinte**

La tâche d'atteinte a été choisie car elle constituait un bon exemple des tâches fonctionnelles effectuées par un enfant atteint d'un DMC dans la vie de tous les jours. Ce type de tâches peut s'avérer fortement déstabilisant si on ne possède pas un bon contrôle postural du tronc. Comme indiqué dans la section précédente, cette tâche implique des mouvements qui devraient engendrer de meilleurs coefficients de corrélation entre les deux instruments puisqu'ils engendrent des déplacements du CdeP à l'extérieur du seuil de précision de la FSA. Ce fut effectivement le cas, la FSA répondant aux changements directionnels de façon fortement similaire à la plate-forme de force AMTI ( $r=0.99$ ). Cependant, des différences significatives subsistaient pour les amplitudes dans la direction A/P du mouvement. En regardant un tracé type dans cette direction, on remarque que ces différences surviennent au début et à la fin du mouvement d'atteinte, c'est-à-dire lors du passage du CdeM au-dessus des ischions. Ce mouvement pourrait avoir saturé un certain nombre de capteurs, affectant les résultats. L'outil de calibrage est ici une limite puisque celui-ci n'a pas été conçu pour un calibrage et donc une détection des valeurs de pression supérieure à 200mmHg. Cependant, en clinique, ce mouvement ne risque pas de saturer les

capteurs puisque les coussins de siège sont plus épais que celui utilisé pour l'étude de validation, permettant ainsi une distribution plus uniforme de la pression, surtout pour les patients ayant des ischions proéminents. Quant à la reproductibilité de la mesure, le mouvement d'atteinte décrit une plus grande amplitude de mouvement et, conséquemment, de déplacement du CdeP comparativement à une tâche statique. Conséquemment, ce type de mouvement est proportionnellement moins variable qu'une tâche statique, la variabilité des mouvements étant répartie sur une plus grande surface de mouvement (Seelen et al., 1997; Fenety et al., 2000; Doyle et al., 2007). Cette caractéristique a engendré une reproductibilité qui a été qualifiée d'excellente et ce, pour les deux instruments ( $ICC \geq 0.70$ ,  $CV \leq 12.8\%$ ).

Les limites de la FSA sont donc reliées principalement à son seuil de détection et à sa précision ainsi qu'à une possible saturation des capteurs dans certains cas. Ces limitations ne constituent toutefois pas des obstacles majeurs puisqu'avec une bonne connaissance des précautions à prendre lors de son utilisation (Gyi et al., 1998), on peut arriver à des résultats similaires et aussi reproductibles que ceux mesurés par la plate-forme de force AMTI. Cette conclusion correspond à celles de Fenety et al. (2000) et Aissaoui et al. (2001). Toutefois, dans le cas où on désirerait avoir une meilleure précision sur l'emplacement du CdeP, comme par exemple si on veut relier sa position avec celle du CdeM sur une période de temps donnée, il est probable que l'utilisation de la FSA ne soit pas suffisante. Par contre, dans un cas comme l'attribution des ATP dans un contexte clinique, si on désire voir l'effet qu'une ATP a sur la stabilité posturale de l'enfant en position statique, la FSA est alors un choix approprié. Cet instrument pourra en effet évaluer si une diminution des paramètres du CdeP tendant vers un comportement similaire aux enfants sains, c'est-à-dire sous son seuil de détection, survient.



### 5.3 Portrait clinique des enfants atteints d'un DMC

La capacité de dresser le portrait clinique d'une population d'enfants atteints d'un DMC est primordiale. À l'heure où la prescription d'ATP dans les cliniques de positionnement assis se fait surtout par expérience ou par observation, il est important de connaître l'ensemble des facteurs cliniques liés à l'obtention et au maintien de la stabilité posturale afin de déterminer quels sont les facteurs cliniques fortement associés à l'instabilité posturale chez cette clientèle. Une fois ces facteurs identifiés, il deviendra plus facile de cibler les enfants dont l'obtention ou le maintien de la stabilité posturale risque d'être plus problématique et donc d'agir en conséquence. En outre, il est intéressant de savoir si certaines ATP est inefficace d'un point de vue stabilité afin d'améliorer leur utilisation. Pour réussir à obtenir ces réponses, nous avons demandé à des cliniciens impliqués auprès d'enfants atteints d'un DMC et aux parents de ceux-ci de répondre à des questionnaires portant sur les paramètres reliés à la géométrie corporelle, à l'utilisation et à l'efficacité des ATP, aux AVQ ainsi qu'au moment où se produit l'instabilité de l'enfant.

Les résultats de ces questionnaires méritent réflexion. Les deux groupes de répondants s'entendent pour dire que la majorité des enfants peut être qualifiée d'instables. Cette constatation n'est pas surprenante en soi puisque la littérature démontre que même si le bassin est la base de l'intervention en positionnement assis (Trefler et al., 1993; Reid et Rigby, 1996; Herman et Lange, 1999; Brown et al., 2001), les caractéristiques de nos sujets, principalement des quadriplégiques atteints de spasticité, rendent le maintien du bassin difficile à obtenir et maintenir. Malgré la longue expérience des cliniciens, les ATP ajoutées et installées au fauteuil roulant de ces enfants ne suffisent pas à garder le bassin stable. Ce constat est troublant, remettant en question l'efficacité pratique des techniques utilisées actuellement en clinique de positionnement pour stabiliser le bassin. D'ailleurs, le glissement, la bascule postérieure, l'obliquité et la rotation du bassin sont les principaux

mouvements responsables de l'instabilité posturale du bassin. En conséquence, la présence d'une ceinture pelvienne chez l'ensemble des patients de l'étude permet de se questionner sur son efficacité actuelle et réelle pour stabiliser le bassin. Dans notre étude, ce composant d'aide à la posture a été ciblé comme étant le plus problématique. Ainsi, la difficulté de l'attacher adéquatement tout comme sa tendance à perdre de sa tension avec le temps sont deux problèmes fréquemment soulevés par nos répondants. Ces conclusions rejoignent les sentiments généralement exprimés dans la littérature clinique (Cooper, 1991; Axelson et Chesney, 1995; Reid et Rigby, 1996; Ryan et al., 2005). Une critique demeure cependant : bien que cette problématique soit connue depuis un certain temps déjà, la situation n'a guère changé depuis.

L'instabilité survient généralement après moins d'une demi-heure passée au fauteuil roulant. Cette instabilité serait reliée à des facteurs externes comme l'accomplissement d'activités nécessitant un certain effort, la présence d'émotions, de stimuli ou de facteurs reliés à un stress soudain, l'ensemble provoquant généralement une aggravation de la spasticité chez l'enfant. Cette réaction est typique d'un enfant atteint d'un DMC (Herman, 1999; Krigger, 2005). Dans une clinique de positionnement assis, l'enfant est généralement dans un contexte connu avec des gens familiers où il se sent « en sécurité ». Dans ce contexte, sa spasticité est généralement à un niveau normal, rendant la prescription d'ATP appropriée à cette situation. Cependant, dès que l'enfant se retrouve dans une situation inconnue ou stimulante, comme lors du retour à la maison à partir de la clinique de positionnement assis, l'enfant peut voir sa spasticité être stimulée et rendre caduque le positionnement assis effectué par les cliniciens. Le même phénomène est répété le matin lors de l'aller vers l'école. Dans ce contexte, l'efficacité à moyen et long terme des ATP est questionnable. En outre, la difficulté à s'assurer que les parents et les intervenants en milieu scolaire reproduisent exactement les mêmes ajustements contribuent au questionnement de l'efficacité des ATP (Mac Neera, 1987; Hetzel, 1994). Enfin, notre

étude a démontré que certains parents n'utilisaient pas l'ensemble des ATP lorsque leur enfant était à la maison, rendant difficile la reproductibilité de la position prescrite par les cliniciens. Le raisonnement de ces parents est simple : l'enfant étant dans son fauteuil roulant en moyenne onze heures par jour; celui-ci mérite donc une pause au retour à la maison. Cette pause comprenait la non-utilisation de certaines ATP, voire dans certains cas la non-utilisation du fauteuil roulant. Dans ces situations, l'enfant était le plus souvent dans une position couchée. Cependant, dans cette position, aucun enfant n'utilisait d'ATP. Malgré le fait qu'ils étaient majoritairement aptes à changer leur position par eux-mêmes, l'absence d'ATP au lit peut venir limiter l'efficacité des ATP utilisées durant la journée en fauteuil roulant. En effet, il est questionnable de contrôler la spasticité ainsi que les difformités squelettiques associées à celle-ci durant les seules heures passées en fauteuil roulant et non pas aussi durant les heures où l'enfant est couché.

L'utilisation d'un fauteuil roulant avec des ATP est essentielle pour améliorer l'indépendance fonctionnelle de son usager (McClenaghan, 1989 ; Brogren et al., 1998 ; Reid et al., 1991 ; Liao et al., 2003 ; Østenjøl et al., 2005 ; Ryan et al., 2005). Cependant, l'absence de stabilité posturale influe sur cette amélioration. Les répondants de notre étude ont observé que les enfants avaient de la difficulté à accomplir leurs AVQ, devenant encore plus instables lors du mouvement ou de l'action en question. Cette augmentation de l'instabilité influence leur capacité à accomplir ces activités, les rendant en fait moins fonctionnels. Toutefois, les répondants ont aussi affirmé que sans leurs ATP, ces enfants seraient incapables d'initier ces actions. L'utilisation des ATP augmente donc l'indépendance fonctionnelle comme la littérature l'affirmait, cependant, cette augmentation est limitée par l'absence de maintien de la stabilité de l'enfant lors de l'exécution du mouvement. En fait, la fonctionnalité résiduelle du tronc de l'enfant n'est pas utilisée à sa pleine mesure puisque l'enfant n'a pas confiance en sa capacité et en la capacité des ATP de maintenir son bassin stable, le rendant plus craintif lors de l'exécution

d'un mouvement. Des mouvements aussi simples que de saisir un crayon, manger, boire ou encore lire deviennent de vrais défis pour ces enfants.

Bien que descriptive de nature et effectuée sur un petit échantillon de patients, cette étude apporte un éclairage nouveau sur l'instabilité posturale en posture assise. Ainsi, le glissement, la bascule postérieure, l'obliquité et la rotation du bassin sont les principaux mouvements liés à l'instabilité posturale dans cette position. Alors que l'utilisation des ATP est généralement efficace en fauteuil roulant, un problème demeure au bassin avec l'utilisation de la ceinture pelvienne et ce, aussi tôt qu'une demi-heure après l'installation en fauteuil roulant de l'enfant. En outre, l'absence d'ATP lorsque l'enfant est couché est aussi problématique, rendant difficile l'évaluation exacte de l'efficacité des ATP, cette position devant être plus étudiée à l'avenir afin de voir son lien avec le maintien de la stabilité posturale de l'enfant. Celle-ci est souvent difficile à maintenir durant l'exécution des AVQ de l'enfant, rendant difficile l'obtention de l'indépendance fonctionnelle si souhaitée par les cliniciens lors de l'attribution des ATP.

#### **5.4 Liens entre les deux articles et perspectives d'avenir**

L'intervention en positionnement assis à l'heure actuelle est surtout empirique et basée sur l'expérience clinique, faute de standards sur lesquels baser l'attribution des ATP (Herman et Lange, 1999; Geyer et al., 2003; Tyson, 2003). Ces standards tardent à être déterminés, l'intérêt dans le domaine étant limité, l'ensemble de l'attention étant portée sur la prévention des escarres (Brienza, 1997; Reid, 2002; Geyer et al., 2003). Cependant, pour une clientèle atteinte d'un DMC, le processus d'attribution des ATP demeure la clé pour obtenir et maintenir une stabilité posturale, base de leur capacité à interagir avec la société. Ce processus d'attribution n'est pas à l'heure actuelle satisfaisant pour les cliniciens, ceux-ci s'apercevant que les ATP ne réussissent pas à jouer efficacement le rôle qui leur est

pourtant dévolu. Conséquemment, il était important pour ceux-ci de déterminer les facteurs entourant l'attribution des ATP. Nous avons donc effectué la deuxième étude du présent travail pour répondre à ces interrogations. Par la caractérisation des enfants atteints d'un DMC, de leur fauteuil roulant et des ATP prescrites actuellement, de l'utilisation et de l'efficacité de ces ATP ainsi que de l'impact de l'instabilité posturale sur leurs AVQ, nous avons pu identifier dans un premier temps les mouvements reliés à l'instabilité, les composants problématiques parmi les ATP prescrites, les circonstances et les moments où l'enfant devenait instable ainsi que l'effet de cette instabilité sur les AVQ de l'enfant. L'identification des mouvements reliés à l'instabilité ainsi que les composants problématiques permettent déjà de cibler les premières mesures à mettre en place pour améliorer le processus d'attribution. En portant une attention accrue aux enfants présentant ces problèmes et/ou utilisant les composants ciblés comme étant problématiques, il est possible d'améliorer en pratique l'efficacité des ATP. Pour ce faire, une mesure objective, fidèle et rapide de la stabilité posturale en posture assise est nécessaire.

En partant des prémisses retrouvées en posture debout (Murray et al., 1967; Winter, 1995; Winter et al., 1996; 1998; 2001), si on est en mesure d'identifier le CdeP du patient directement à l'intérieur de son fauteuil roulant, on peut alors quantifier indirectement la stabilité posturale de celui-ci seulement, ce qui n'était pas le cas des études actuelles. L'utilisation d'une matrice de pression permettrait d'atteindre ce but si ses qualités métrologiques sont démontrées. La première étude de ce projet a permis de démontrer que la matrice de pression FSA est aussi valide et fidèle que la mesure étalon utilisée dans les études biomécaniques, soit une plate-forme de force de marque AMTI. La FSA peut donc être utilisée de manière similaire à une plate-forme de force afin de déterminer la position du CdeP de l'enfant lorsque celui-ci est assis dans son fauteuil roulant. En utilisant cette donnée, il serait possible de vérifier si l'ajout d'une ATP spécifique permet effectivement de diminuer les paramètres reliés à l'instabilité en posture statique de l'enfant. Si c'est le

cas, on pourra dire que le maintien de la stabilité posturale de l'enfant est favorisé. Cependant, on vise aussi à favoriser son indépendance fonctionnelle. Il sera donc approprié de voir l'effet de l'ATP au niveau d'une tâche fonctionnelle comme une tâche d'atteinte où une augmentation des paramètres reliés au CdeP reflète une amélioration du contrôle postural de l'enfant.

En allant un peu plus loin, on pourra utiliser théoriquement la matrice de pression FSA pour discriminer les enfants stables des enfants instables parmi la clientèle des enfants DMC et intervenir sur ceux-ci pour améliorer leur positionnement assis. Pour ce faire, l'utilisation d'un paramètre discriminatif reflétant le besoin d'avoir un mouvement minime en position statique ainsi que le maintien d'un bon contrôle postural lors d'une tâche fonctionnelle serait appropriée. L'étude de Aissaoui et al. en 2001 indiquait qu'un bon contrôle lors d'une tâche posturale se reflétait par une VCdeP plus élevée. De même, les études en position statique indiquaient que la VCdeP se trouvait augmentée en situation d'instabilité (Cholewicki et al. 2000, Silfies et al. 2003, Reeves et al. 2006, van der Burg et al. 2006). L'utilisation d'un ratio de la VCdeP lors d'une tâche d'atteinte comparativement à celle maintenue en posture statique pourrait être un bon paramètre discriminatif. Un ratio élevé indiquerait en effet une situation où le sujet est stable alors qu'un ratio plus faible reflèterait un problème d'instabilité pour le sujet. L'application pratique de cette rhétorique se fera dans la troisième phase du projet. Le but de cette phase est de comparée des enfants sains à des enfants atteints d'un DMC afin de discriminer ceux plus stables de ceux instables en utilisant une méthodologie similaire à celle utilisée dans l'étude de validation de la FSA, le tout s'effectuant dans le milieu scolaire de l'enfant. Nous pourrons ainsi tester la sensibilité de la FSA et avancer un premier nombre servant de point de coupure entre instable et stable. De plus, parmi les enfants instables, nous pourrons déterminer dans quelle situation se manifeste cette instabilité (statique, atteinte ou les deux) et proposer des interventions en conséquence. Par exemple, si la problématique se retrouve lors de la

portion atteinte du ratio, nous pourrons examiner les raisons de cette problématique et proposer des solutions concrètes et spécifiques à cette phase. Par expérience clinique, l'absence de confiance en ses propres moyens et en les capacités des ATP à maintenir sa stabilité posturale pousseront l'enfant à limiter l'utilisation de son contrôle postural résiduel au niveau du tronc. Il s'agira donc d'intervenir afin de s'assurer que les ATP maintiennent la stabilité posturale de l'enfant afin d'amener celui-ci à reprendre confiance en ses capacités et à le sortir de sa zone de confort. Une qualité additionnelle du protocole dans sa phase trois est que nous utiliserons pleinement les capacités de la matrice de pression en intégrant des indices d'asymétrie de pression dans l'étude. En outre, nous utiliserons un système d'analyse du mouvement pour déterminer le CdeM de l'enfant. À l'aide de l'ensemble de ces paramètres (indices de pression, CdeP, CdeM), nous pourrons préciser encore davantage le profil d'instabilité de l'enfant, voire même déterminer les facteurs cliniques et biomécaniques reliés à l'instabilité à l'aide d'analyse de régression et de coefficients de corrélation. Cette détermination pourra permettre la détection précoce des enfants à risque de devenir plus instable et donc de leur porter une attention plus soutenue. Il sera en outre intéressant de déterminer si un indice visuel donné par la matrice de pression (asymétrie de pression au niveau des ischions, pression moyenne entre les deux fesses, etc.) offrira un parallèle significatif au ratio, permettant de donner un résultat encore plus facilement accessible aux cliniciens. De plus, ces mesures visuelles étant à l'heure actuelle largement utilisées par les cliniciens, ils n'auront pas besoin de formation supplémentaire afin d'intégrer cet outil d'identification dans le processus, ce qui représente un avantage supplémentaire. Cependant, il sera important de s'assurer que les mesures prises en fauteuil roulant se fassent dans une situation où l'instabilité de l'enfant pourra se manifester. Une situation non familière permettra en effet de refléter ce qui se passe actuellement, l'instabilité survenant trente minutes après le positionnement assis.

Dans une optique plus large encore, des recommandations pourront être effectuées en ce qui a trait à l'utilisation des ATP à l'intérieur d'une approche longitudinale. En ce sens, l'utilisation de la matrice de pression à chaque visite de l'enfant permettra de s'assurer de l'efficacité des ATP à plus ou moins long terme et d'intervenir immédiatement lorsque la situation de l'enfant semble se détériorer puisque ceux-ci auront une mesure de base permettant les comparaisons. En outre, il sera intéressant de vérifier quel effet le temps passé en position couchée pourrait avoir sur la stabilité posturale de l'enfant et sur son indépendance fonctionnelle puisqu'aucune ATP n'est prescrite dans cette position. Or, l'enfant passe pratiquement autant de temps couché qu'en fauteuil roulant (10 vs 11 heures). L'absence d'ATP a sûrement un impact sur la spasticité de l'enfant et sur la progression des difformités musculo-squelettiques reliées à cette spasticité. Enfin, la FSA, par son côté visuel, pourrait être utilisée pour enseigner à l'enfant les limites de sa stabilité posturale. Betker et al. (2006) ont utilisé la FSA en combinaison avec des jeux vidéo chez trois patients atteints de différentes pathologies en posture debout pour travailler leur équilibre dynamique et statique. Ils ont trouvé que ces trois patients avaient diminué significativement le nombre de chutes et que leur stabilité dynamique et statique s'était grandement améliorée, notamment à cause d'une motivation accrue à être plus assidu lors de la pratique des exercices demandés. Cette approche ludique pourrait être intéressante pour une clientèle atteinte d'un DMC afin de stimuler chez lui l'obtention et le maintien d'une posture assise stable peu importe le contexte, notamment par l'association des sensations proprioceptives avec des informations visuelles.

Dans une perspective finale et non reliée au fauteuil roulant, il sera intéressant de vérifier la présence du phénomène d'équilibration retrouvée en posture debout (Winter, 1995), soit le paramètre CdeP-CdeM en posture assise. En effet, lorsque l'enfant est en fauteuil roulant, il est impossible de détecter adéquatement le CdeP puisque la matrice de pression n'est pas suffisamment précise. Outre ce point, l'enfant n'agit généralement pas comme un pendule



inversé lorsqu'il se retrouve en présence d'un dossier, d'appuis bras et d'appuis-pieds, ces trois éléments servant d'appui à l'enfant. Celui-ci met donc de la pression sur ces trois éléments afin d'augmenter sa base de support/surface de contact. Bien que l'on puisse ajouter des plates-formes/matrices de pression à ces différents endroits pour obtenir un CdeP plus précis, la complexité de la technique nécessaire (coordination, calcul, etc.) rendrait celle-ci beaucoup moins accessible auprès des cliniciens, ce qui est un des buts primordiaux du projet plus large dont ce mémoire est issu. En outre, Dean et al. (1999) ont démontré que le siège récoltait 82 % du poids corporel total du patient. On peut donc voir que le CdeP que l'on obtient en est un partiel mais fortement majoritaire. Ce contexte ne devrait d'ailleurs pas influencer les résultats en fauteuil roulant puisque l'ensemble des enfants atteints d'un DMC utilisent ces trois éléments. Cependant, ce CdeP partiel ne peut être utilisé pour déterminer la relation CdeP-CdeM, d'où l'importance de le faire dans une situation où le patient est capable de se supporter lui-même sans que la présence ou l'absence de ces trois éléments de support soit un facteur décisif. Un autre facteur rendant difficile cette quantification est le calcul en lui-même du CdeM. La difficulté à bien percevoir les marqueurs du bassin en fauteuil roulant rend difficile le calcul du CdeM (Harrington et al., 2007). Une surface plane sans obstacle visuel est donc primordiale puisque l'on pourra améliorer le calcul du CdeM et le rendre plus précis. Cette quantification dans un premier temps avec des sujets sains serait intéressante à faire, avant de transposer le tout vers une population symptomatique mais possédant un contrôle postural développé du tronc comme par exemple, les enfants scoliootiques. Il ne serait d'ailleurs pas surprenant que le phénomène de contrôle retrouvé en posture debout se reproduise aussi en position assise.

## Chapitre 6 : Conclusion

La valeur et l'originalité de ce mémoire tiennent principalement au fait qu'il s'inscrit dans la première recherche visant à dresser le portrait complet de l'instabilité posturale en posture assise chez les enfants atteints d'un DMC. Cette recherche permet donc d'apporter des éléments nouveaux pour une meilleure compréhension de la stabilité posturale de ces enfants en fauteuil roulant et fournit des pistes pour la réalisation de futures recherches. En effet, la matrice de pression FSA s'étant révélée fidèle et valide dans sa mesure du CdeP et de ses paramètres associés, c'est la quantification de la stabilité posturale de l'utilisateur seul en fauteuil roulant qui est maintenant ouvert. De plus, le glissement, la bascule postérieure, l'obliquité et la rotation du bassin sont les principaux mouvements reliés à l'instabilité en fauteuil roulant pour les enfants atteints d'un DMC. Combiné à l'inefficacité de la ceinture pelvienne à stabiliser le bassin peu importe la tâche fonctionnelle et ce, aussi tôt qu'une demi-heure après l'installation en fauteuil roulant de l'enfant, le processus actuel en positionnement assis présente des failles que nos travaux ont révélés. Les résultats du présent mémoire vont permettre aux cliniciens de prendre conscience de ces failles et de mettre en branle les moyens d'améliorer ce processus.

Les retombées découlant des résultats de ces deux études sont nombreuses. En jumelant les paramètres biomécaniques aux paramètres cliniques de l'instabilité posturale, les cliniciens pourront avoir un portrait fidèle de la situation de l'enfant afin d'améliorer l'attribution des ATP pour celui-ci. Ils pourront en outre effectuer un suivi plus serré de la situation et intervenir de façon plus précoce afin de détecter les situations d'instabilité en posture assise. Éventuellement, on pourra même éduquer les enfants afin qu'ils deviennent par eux-mêmes autonomes en ce qui a trait au maintien de la stabilité posturale et ainsi favoriser le développement de leur plein potentiel moteur. Comme on peut le constater, les deux études présentées dans ce mémoire peuvent engendrer des retombées énormes. Plus important encore, nous ouvrons la voie à l'exploration de la posture assise afin de permettre des interventions plus appropriées et ce, peu importe la clientèle, le domaine en étant à ses

premiers balbutiements. Dans un contexte où la proportion de fonds disponibles en réadaptation tend à diminuer, une optimisation de l'intervention dans les cliniques de positionnement assis ne peut être que la bienvenue et ce, non seulement pour la société, mais aussi pour les utilisateurs de fauteuil roulant, notamment pour les enfants. C'est en effet en améliorant leur indépendance fonctionnelle et leur qualité de vie que l'on pourra faire de ceux-ci, des adultes actifs qui composeront la société de demain.

## Bibliographie

- Aissaoui, R., Lafrance, H., Trudeau, F., Lacoste, M., Ringuette, JP. (1997). Revue de la littérature sur les aides techniques à la posture : proposition d'une structure thématique. Chaire industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture, Montréal, QC.
- Aissaoui, R., Boucher, C., Bourbonnais, D., Lacoste, M., Dansereau, J. (2001). Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82, 274-281.
- Al-Turaiki, MHS. (1996). Seating orthotics for young cerebral palsy patients: a report on practice in Saudi Arabia. Disability and Rehabilitation, 18, 335-340.
- Axelson, PW., Chesney, DA. (1995). Potential hazards of wheelchair lap belts. In: Proceedings of the RESNA '95 Annual Conference.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. Developmental Medicine and Child Neurology, 47, 571-576.
- Bay, JL. (1991). Positioning for head control to access an augmentative communication machine. The American Journal of Occupational Therapy, 45, 544-549.
- Bennett, BC., Abel, MF., Granata, KP. (2004). Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. Spine, 29, E449-454.
- Benvenuti, F., Mecacci, R., Gineprari, I., Bandinelli, S., Benvenuti, E., Ferrucci, L., Baroni, A., Rabuffetti, M., Hallett, M., Dambrosia, JM., Stanhope, SJ. (1999). Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 80, 278-286.
- Berrigan, F., Simoneau, M., Martin, O., Teasdale, N. (2006). Coordination between posture and movement: interaction between postural and accuracy constraints. Experimental Brain Research, 170, 255-264

- Bertenthal, B., von Hofsten, C. (1998). Eye, head and trunk control: The foundation for manual development. Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 22, 515-520.
- Betker, AL., Szturm, T., Moussavi, ZK., Nett, C. (2006). Video game-based exercises for balance rehabilitation: A single-subject design. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 87, 1141-1149.
- Bottos, M., Feliciangeli, A., Sciuto, L., Gericke, C., Vianello, A. (2001). Functional status of adults with cerebral palsy and implications for treatment of children. Developmental Medicine and Child Neurology, 43, 516-528.
- Brienza, D. (1997). Seating and mobility research: What, why and how. In: Proceedings of the 13<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 22, 591-596.
- Brogren E., Forssberg, H., Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. Developmental Medicine and Child Neurology, 43, 534-546.
- Brown, D., Zeltwanger, A/P., Bertocci, G. (2001). Quantification of forces associated with full extensor thrust in children. In: Proceedings of the 17<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Burgman, I. (1994). The trunk/spine complex and wheelchair seating for children: a literature review. Australian Occupational Therapy Journal, 41, 123-132.
- Campbell, SK. (1996). Quantifying the effects of interventions for movement disorders resulting from cerebral palsy. Journal of Child Neurology, 11, S61-70.
- Cans, C., Guillem, P., Arnaud, C., Baille, F., Chalmers, J., McManus, V., Cussen, G., Parkes, J., Dolk, H., Hagberg, B., Hagberg, G., Jarvis, S., Colver, A., Johnson, A., Surman, G., Krageloh-Mann, I., Michaelis, R., Platt, MJ., Pharoah, P., Topp, M., Udall, P., Torrioli, MG., Miceli, M., Wichers, M. (2002). Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. Developmental Medicine and Child Neurology, 44, 633-640.

- Carlson, JM., Lonstein, J., Beck, KO., Wilkie, DC. (1986). Seating for children and young adults with cerebral palsy. Clinical Prosthetics and Orthotics, 10, 137-158.
- CCAT (Conseil Consultatif sur les Aides Techniques). (1994). Le positionnement et les aides techniques à la posture (Avis 19), MSSS, Québec, QC.
- Chang, FM., Seidl, AJ., Muthusamy, K., Meininger, AK., Carollo, JJ. (2006). Effectiveness of instrumented gait analysis in children with cerebral palsy- Comparison of outcomes. Journal of Pediatric Orthopaedics, 26, 612-616.
- Chen, C., Yeung, K., Bih, L., Wang, C., Chen, M., Chien, J. (2003). The relationship between sitting stability and functional performance in patients with paraplegia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 84, 1276-1281.
- Cholewicki, J., Polzhofer, GK., Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. Journal of Biomechanics, 33, 1733-1737.
- Clark, S., Riley, MA. (2007). Multisensory information for postural control : sway-referencing gain shapes center of pressure variability and temporal dynamics. Experimental Brain Research, 176, 299-310.
- Cook, MA., Hussey, MS. (1995). Assistive Technologies: Principles and Practice. Mosby-Year Book Inc., St-Louis, MI.
- Cooper, D. (1991). Biomechanics of selected posture control measures. In: Proceedings of the 7<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Corriveau, H., Prince, F., Hébert, R., Raïche, M., Tessier, D., Maheux, P., Ardilouze, JL. (2000). Evaluation of postural stability in the elderly with diabetic neuropathy. Diabetes Care, 23, 1187-1191.
- Corriveau, H., Hébert, R., Prince, F., Raïche, M. (2000). Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81, 45-48.
- Corriveau, H. Prince, F. Raïche, M., Hébert, R. (2001) Postural control in the elderly: an analysis of the test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82, 80-85.

- Crawford, SA., Strain, B., Gregg, B., Walsh, DM., Porter-Armstrong, A/P. (2005). An investigation of the impact of the Force Sensing Array pressure mapping system on the clinical judgement of occupational therapists. Clinical Rehabilitation, 19, 224-231.
- Datta, D., Ariyaratnam, R. (1996). Activities and users' views of a special seating clinic. Disability and Rehabilitation, 18, 365-368.
- Dean, C., Shepherd, R., Adams, R. (1999). Sitting balance I: Trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. Gait & Posture, 10, 135-146.
- Dempster, WT. (1955). The anthropometry of body action. Annals of the New-York Academy of Sciences, 63, 559-585.
- DeRuyter, F. (1997). The importance of outcome measures for assistive technology service delivery systems. Technology and Disability, 6, 89-104.
- Desloovere, K., Molenaers, G., Feys, H., Huenaerts, C., Callewaert, B., de Walle, PV. (2006). Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy ? Gait & Posture, 24, 302-313.
- Dobson, F., Morris, ME., Baker, R., Graham, HK. (2007). Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review. Gait & Posture, 25, 140-152.
- Donner, A., Eliasziw, M. (1987). Sample size requirements for reliability studies. Statistics in Medicine, 6, 441-448.
- Doyle, RJ., Hsia-Wecksler, ET., Ragan, BG., Rosengren, KS. (2007). Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. Gait & Posture, 25, 166-171..
- Doyle, TL., Newton, RU., Burnett, AF. (2005). Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86, 2034-2040.
- Duarte, M., Zatsiorsky, VM. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. Experimental Brain Research, 146, 60-69.

- Duivestijn, JA., Montgomery, IE. (1994). Oral motor control. In: Proceedings of the 10<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Ebe, K., Griffin, MJ. (2001). Factors affecting static seat cushion comfort. Ergonomics, 44, 901-921.
- Eng, JJ., Winter, DA. (1993). Estimations of the horizontal displacement of the total body centre of mass: considerations during standing activities. Gait & Posture, 1, 141-144.
- Essex, C. (2003). Hyperbaric oxygen and cerebral palsy: no proven benefit and potentially harmful. Developmental Medicine and Child Neurology, 43, 213-215.
- Fenety, PA., Putnam, C., Walker, JM. (2000). In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. Applied Ergonomics, 31, 383-393.
- Ferguson-Pell, M., Cardi, MD. (1993). Prototype development and comparative evaluation of wheelchair pressure mapping system. Assistive Technology, 5, 78-91.
- Ferguson-Pell, M., Nicholson, G., Bain, D., Call, E., Grady, J., deVries, J. (2005). The role of wheelchair seating standard in determining clinical practices and funding policy. Assistive Technology, 17, 1-6.
- Ferrarin, M., Andreoni, G., Pedotti, A. (2000). Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions. Journal of Rehabilitation Research and Development, 37, 315-324.
- Fife, SE., Roxborough, LA., Armstrong, RW., Harris, SR., Gregson, JL., Field, D. (1991). Development of a clinical measure of postural control for assessment of adaptive seating in children with neuromotor disabilities. Physical Therapy, 71, 981-993.
- Fortin, L., Raymond, D., Raynauld, JP., Leclaire, R. (1996). L'évaluation de la fidélité et de la validité d'un instrument de mesure. Journal de Réadaptation Médicale, 16, 112-118.
- Fuchs, RH., Gromak, TA. (2003). Wheelchair use by residents of nursing homes: Effectiveness in meeting positioning and mobility need. Assistive Technology, 15, 151-163.



- Gadotti, IC., Vieira, ER., Magee, DJ. (2006). Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. Revista Brasileira de Fisioterapia, 10, 137-146.
- Gagnon, B., Vincent, C., Noreau, L. (2005). Adaptation of a seated postural control measure for adult wheelchair users. Disability and Rehabilitation, 27, 951-959.
- Geurts, AC., Nienhuis, B., Mulder, TW. (1993). Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 74, 1144-1150.
- Geyer, MJ., Brienza, DM., Bertocci, GE., Crane, B., Hobson, D., Karg, P., Schmeler, M., Trefler, E. (2003). Wheelchair seating: a state of the science report. Assistive Technology, 15, 120-128.
- Goldie, PA., Bach, TM., Evans, OM. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 70, 510-517.
- Gordon, GS., Simkiss, DE. (2006). A systematic review of the evidence for hip surveillance in children with cerebral palsy. The Journal of Bone and Joint Surgery, 88B, 1492-1496.
- Graham, HK., Aoki, KR., Autti-Rämö, I., Boyd, RN., Delgado, MR., Gaebler-Spira, DJ., Gormley, ME., Guyer, BM., Heinen, F., Holton, AF., Matthews, D., Molenaers, G., Motta, F., Ruiz, PJG., Wissel, J. (2000). Recommendations for the use of botulinum toxin type A in the management of cerebral palsy. Gait & Posture, 11, 67-79.
- Green, EM., Nelham, RL. (1991). Development of sitting ability, assessment of children with a motor handicap and prescription of appropriate seating systems. Prosthetics and Orthotics International, 15, 203-216.
- Guerette, P., Tefft, D., Furumasu, J. (2005). Pediatric powered wheelchairs : results of a national survey of providers. Assistive Technology, 17, 144-158.
- Gyi, DE., Porter, JM., Robertson, NKB. (1998). Seat pressure measurement technologies : considerations for their evaluation. Applied Ergonomics, 29, 85-91.

- Habasevich, JR., Waldera, KE. (1997). A developmental approach to functional positioning for young children. In: Proceedings of the RESNA'97 Annual Conference.
- Hadders-Algra, M., van der Fits, IBM., Stremmelaar, EF., Touwen, BCL. (1999). Development of postural adjustments during reaching in infants with CP. Developmental Medicine and Child Neurology, 41, 766-776.
- Hagberg, B., Hagberg, G., Olow, I., von Wendt, I. (1996). The changing panorama of cerebral palsy in Sweden. VII. Prevalence and origin in the birth year period 1987-1990. Acta Paediatrica, 86, 954-960.
- Hamaoui, A., Le Bozec, S., Poupard, L., Bouisset, S. (2007). Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture ? Gait & Posture, 25, 199-204.
- Harley, C., Boyd, JE., Cockburn, J., Collin, C., Haggard, P., Wann, JP., Wade, DT. (2006). Disruption of sitting balance after stroke : influence of spoken output. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 77, 674-676.
- Harrington, ME., Zavatsky, AB., Lawson, SEM., Yuan, Z., Theologis, TN. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. Journal of Biomechanics, 40, 595-602.
- Hendriks, HM., Spoorx, CW., De Jong, AM., Goossens, RHM. (2006). Stability of sitting postures: the influence of degrees of freedom. Ergonomics, 49, 1611-1626.
- Herman, JH. (1999). Using seating and positioning to manage spasticity. Proceedings of the Canadian Seating and Mobility Conference.
- Herman, JH., Lange, M/L. (1999). Seating and positioning to manage spasticity after brain injury. Neurorehabilitation, 12, 105-117.
- Herndon, WA., Bolano, L., Sullivan, JA. (1992). Hip stabilization in severely involved cerebral palsy patients. Journal of Pediatric Orthopaedics, 12, 68-73.

- Hill, KD., Carroll, SC., Kalogeropoulos, A., Schwartz, JA. (1995). Retest reliability of centre of pressure measures of standing balance in healthy older women. Australian Journal of Ageing, 14, 76-80.
- Hirtz, D., Thurman, DJ., Gwinn-Hardy, K., Mohamed, M., Chaudhuri, AR., Zalutsky, R. (2007). How common are the "common" neurologic disorders? Neurology, 68, 326-337.
- Hobson, DA., Molenbroek, JFM. (1990). Anthropometry and design for the disabled : experiences with seating design for the cerebral palsy population. Applied Ergonomics, 21, 43-54.
- Hof, AL. (2007). The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. Journal of Biomechanics. 40, 451-457.
- Holmes, KJ., Michael, SM., Thorpe, SL., Solomonidis, SE. (2003). Management of scoliosis with special seating for the non-ambulant spastic cerebral palsy population-a biomechanical study. Clinical Biomechanics, 18, 480-487.
- Hong, SW., Patrangenaru, V., Singhose, W., Sprigle, S. (2006). Identification of human-generated forces on wheelchairs during total-body extensor thrusts. Clinical Biomechanics, 21, 790-798.
- Horak, FB. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age and Ageing, 35, S7-11.
- Huang, MJ., Lenke, LG. (2001). Scoliosis and severe pelvic obliquity in a patient with cerebral palsy. Spine, 26, 2168-2170.
- Hulme, JB., Shaver, J., Acher, S., Mullette, L., Eggert, C. (1987). Effects of adaptive seating devices on the eating and drinking of children with multiple handicaps. American Journal of Occupational Therapy, 41, 81-88.
- Indredavik, MS., Vik, T., Heyerdahl, S., Romundstad, P., Brubakk, A. (2005). Low-birthweight adolescents: quality of life and parent-child relations. Acta Paediatrica, 94, 1295-1302.

- Jan, MMS. (2006). Cerebral palsy: Comprehensive review and update. Annals of Saudi Medicine, 26, 123-132.
- Janssen-Potten, YJM., Seelen, HAM., Drukker, J., Reulen, JPH. (2000). Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81, 401-408.
- Janssen-Potten, YJ. (2001). Effects of chair configuration on sitting balance in spinal cord injured persons (doctoral thesis). Presses de l'Université de Maastricht, Danemark.
- Jansen-Potten, YJ., Seelen, HA., Drukker, J., Huson, T., Drost, MR. (2001). The effect of seat tilting on pelvic position, balance control and compensatory postural muscle use in paraplegic subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82, 1393-1402.
- Janssen-Potten, YJ., Seelen, HA., Drukker, J., Spaans, F., Drost, MR. (2002). The effect of footrest on sitting balance in paraplegic subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83, 642-648.
- Johnston, MV., Hoon, AH. (2006). Cerebral Palsy. Neuromolecular Medicine, 8, 435-450.
- Kamper, D., Barin, K., Parnianpour, M., Reger, S., Weed, H. (1999). Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord-injured individuals subjected to dynamic perturbations. Spinal Cord, 37, 40-46.
- Kamper, DG., Adams, TC., Reger, SI., Parnianpour, M., Barin, K., Linden, MA. (2000). A technique for quantifying the response of seated individuals to dynamic perturbations. Journal of Rehabilitation Research & Development, 37, 81-88.
- Kangas, K. (2001). Chest Supports: why they are not working. In: Proceedings of the 17<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Kangas, KM. (2002). Seating for task performance. In: Proceedings of the 18<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Kangas, KM. (2004). Why current pediatric seating systems configured to "support growth" are not working. In: Proceedings of the 20<sup>th</sup> International Seating Symposium.

- Kernozek, TW., Wilder, PA., Amundson, A., Hummer, J. (2002). The effects of body mass index on peak seat-interface pressure on institutionalized elderly. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83, 868-871.
- Kerr, HM., Eng, JJ. (2002). Multidirectional measures of seated postural stability. Clinical Biomechanics, 17, 555-557.
- Ketelaar, M., Vermeer, A., Helders, PJM. (1998). Functional motor abilities of children with cerebral palsy: a systematic literature review of assessment measures. Clinical Rehabilitation, 12, 369-380.
- Kohn, JG., LeBlanc, M., Mortola, P. (1994). Measuring quality and performance of assistive technology: results of a prospective monitoring program. Assistive Technology, 6, 120-125.
- Koman, LA., Smith, BP., Balkrishnan R. (2003). Spasticity associated with cerebral palsy in children: guidelines for the use of botulinum A toxin. Paediatric Drugs, 5, 11-23.
- Koman, LA., Paterson Smith, B., Shilt, JS. (2004). Cerebral Palsy. The Lancet, 363, 1619-1631.
- Krigger, KW. (2005). Cerebral Palsy: an overview. American Family Physician, 73, 91-100.
- Kuban, KC., Leviton, A. (1994). Cerebral palsy. The New England Journal of Medicine, 330, 188-195.
- Lacoste, M., Weiss-Lambrou, R., Allard, M., Dansereau, J. (2003). Powered tilt/recline systems : Why and how are they used? Assistive Technology, 15, 58-68.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85, 896-901.
- Lafond, D., Corriveau, H., Prince, F. (2004). Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. Diabetes Care, 27, 173-178.

- Lalonde, NM., Dansereau, J., Pauget, P., Cinquin, P., Aissaoui, R. (2006). Accessing the influence of repositioning on the pelvis 3-D orientation in wheelchair users. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 14, 76-82.
- Le Bozec, S., Goutal, L., Bouisset, S. (1997). Ajustements posturaux dynamiques associés au développement de forces isométriques chez des sujets assis. Neurosciences, 320, 715-720.
- LeClair, K., Riach, C. (1996). Postural stability measures: What to measure and for how long? Clinical Biomechanics, 11, 176-178.
- Letts, RM. (1995). Le positionnement: principes et pratique. Décarie Éditeur Inc., Ville-Marie, QC.
- Liao, S., Yang, T., Hsu, T., Chan, R., Wei, T. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 82, 622-626.
- Liptak, GS., O'Donnell, M., Conaway, M., Chumlea, WC., Worley, G., Henderson, RC., Fung, E., Stallings, VA., Samson-Fang, L., Calvert, R., Rosebaum, P., Stevenson, RD. (2001). Health status of children with moderate to severe cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 43, 364-370.
- Liptak, GS., Accardo, PJ. (2004). Health and social outcomes of children with cerebral palsy. The Journal of Pediatrics, 145, S36-41.
- Mac Neela, JC. (1987). An overview of therapeutic positioning for multiply-handicapped persons, including augmentative communication users. In: Augmentative Communication: Clinical Issues. The Haworth Press, Inc. Binghamton, NY.
- Maki, BE., Holliday, PJ., Fernie, GR. (1990). Aging and postural control: a comparison of spontaneous and induced-sway balance tests. Journal of the American Geriatrics Society, 38, 1-9.
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 22, 465-472.

- Mayall, KJ., Desharnais, G. (1995). Positioning in a wheelchair: A guide for professional caregivers of the disabled adult. SLACK Inc., Thorofare, NJ.
- McClenaghan, BA. (1989). Sitting stability of selected subjects with cerebral palsy. Clinical Biomechanics, 4, 213-216.
- McClenaghan, BA., Thombs, L., Milner, M. (1992). Effects of seat-surface inclination on postural stability and function of the upper extremities of children with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 34, 40-48.
- McDonald, R., Surtees, R., Wirz, S. (2003). A comparison between parents' and therapists' views of their child's individual seating systems. International Journal of Rehabilitation Research, 26, 235-243.
- Medhat, MA., Redford, JB. (1985). Experience of a seating clinic. International Orthopaedics, 9, 279-285.
- Minkel, JL. (2000). Seating and mobility considerations for people with spinal cord injury. Physical Therapy, 80, 701-709.
- Minkel, JL. (2002). Potential clinical applications for center of pressure measurement. In: Proceedings of the 18<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Miyazaki, Y., Iwai, K., Matumura, S., Miwa, T., Yanagisako, Y., Tanagi, H., Tomura, S. (2004). Serial changes in independent sitting in adults with severe cerebral palsy. International Journal of Rehabilitation Research, 27, 233-235.
- Morgan, DL. (1990). Focus groups as qualitative research. SAGE Publications Inc., Newbury Park, CA.
- Morton, RE., Scott, B., McClelland, V., Henry, A. (2006). Dislocation of the hips in children with bilateral spastic cerebral palsy, 1985-2000. Developmental Medicine and Child Neurology, 48, 555-558.
- Msall, ME. (2006). Complexity of the cerebral palsy syndromes: toward a developmental neuroscience approach. Journal of the American Medical Association, 296, 1650-1652.

- Murphy, NA., Christian, B., Caplin, DA., Young, PC. (2007). The health of caregivers for children with disabilities: caregiver perspectives. Child Care Health and Development, 33, 180-187.
- Murray, AW., Robb, JE. (2006). The hip in cerebral palsy. Current Orthopaedics, 20, 286-293.
- Murray, MP., Seireg, A., Scholz, RC. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. Journal of Applied Physiology, 23, 831-838.
- Murray, MP., Seirewg, AA., Sepic, SB. (1975). Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. The Journal of Bone and Joint Surgery, 57, 510-516.
- Myhr, U., von Wendt, L. (1991). Improvement of functional sitting position for children with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 35, 246-256.
- Narayanan, UG. (2007). The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy. Current Opinion in Pediatrics, 19, 38-43.
- Newell, KM., van Emmerik, RE., Lee, D., Sprague, RL. (1993). On postural stability and variability. Gait & Posture, 4, 225-230.
- Nieuwoer, A., Feys, H., De Weerd, W., Nuyens, G., De Corte, E. (1995). Developing a clinical tool to measure sitting balance after stroke: a reliability study. Physiotherapy, 81, 439-445.
- Nwaobi, OM. (1986). Effects of body orientation in space on tonic muscle activity of patients with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 28, 41-44.
- Nwaobi, OM., Smith, PD. (1986). Effect of adaptive-seating on pulmonary function in children with cerebral-palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 28, 351-354.
- Nwaobi, OM. (1987). Seating orientations and upper extremity function in children with cerebral palsy. Physical Therapy, 67, 1209-1212.



- Odding, E., Roebroek, ME., Stam, HJ. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. Disability and Rehabilitation, 28,183-191.
- Østenjøl, S., Carlberg, EB., Vøllestad, NK. (2005). The use and impact of assistive devices and other environmental modifications on everyday activities and care in young children with cerebral palsy. Disability and Rehabilitation, 27, 849-861.
- Parkinson, MB., Chaffin, DB., Reed, MP. (2006). Center of pressure excursion capability in performance of seated lateral-reaching tasks. Clinical Biomechanics, 21, 26-32.
- Patrick, JH., Roberts, A/P., Cole, GF. (2001). Therapeutic choices in the locomotor management of the child with cerebral palsy- more luck than judgement? Archives of Disease in Childhood, 85, 275-279.
- Pharoah, PO., Platt, MJ., Cooke, T. (1996). The changing epidemiology of cerebral palsy. Archives Diseases in Childhood. Fetal Neonatal, 75, F169-173.
- Pin Dot (1995). Biomechanics of seating. Invacare Canada Inc., Form No. 92-96.
- Pope, PM., Bowes, CE., Booth, E. (1994). Postural control in sitting the SAM system : evaluation of use over three years. Developmental Medicine and Child Neurology, 36, 241-252.
- Potten, YJM., Seelen, HAM., Drukker, J. (1997). Chair configurations and their influence on sitting balance. In: Proceedings of the 13<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Potten, YJM., Seelen, HAM., Drukker, J., Reulen, JPH., Drost, MR. (1999). Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. Ergonomics, 42, 1200-1215.
- Prince, F., Raïche, M., Corriveau, H., Hébert, R., Dumais, R. (1999). Control of posture in health elderly and patients. In : Biomechanics : biomechanics of musculoskeletal system medical robotics, 145-151. Polish Academy of Science, Warsaw, Pologne.
- Raymakers, JA., Samson, MM., Verhaar, HJJ. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). Gait & Posture, 21, 48-58.

- Raymond D., Bérubé, F., Lacoste, M. (1994). The use of an evaluation package in the conception and development of seating aids. In: Proceedings of the Canadian Seating & Mobility Conference.
- Reeves, NP., Everding, VQ., Cholewicki, J., Morrisette, DC. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. Experimental Brain Research, 174, 694-700.
- Reid, DT., Sochaniwskyj, A. (1991). Effects of anterior-tipped seating on respiratory function of normal children and children with cerebral palsy. International Journal of Rehabilitation Research, 14, 203-212.
- Reid, DT. Sochaniwskyj, A., Milner, M. (1991). An investigation of postural sway in sitting of normal children and children with neurological disorders. Physical & Occupational Therapy in Pediatrics, 11, 19-35.
- Reid, DT., Rigby, P., Lederer, D., From, W., Ryan, S. (1995). Pelvic stabilization for children with cerebral palsy: Why?, How?, For whom?, What next? In: Proceedings of the Canadian Seating & Mobility Conference.
- Reid, DT., (1996). The effects of the saddle seat on seated postural control and upper-extremity movement in children with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 38, 805-815.
- Reid, DT., Rigby, P. (1996). Towards improved anterior pelvic stabilization devices for paediatric wheelchair users with cerebral palsy. Canadian Journal of Rehabilitation, 9, 147-158.
- Reid, DT. (2002). Critical review of the research literature of seating interventions: a focus on adults with mobility impairments. Assistive Technology, 14, 118-129.
- Renshaw, TS., Green, NE., Griffin, PP., Root, L. (1995). Cerebral palsy: orthopaedic management. Journal of Bone and Joint Surgery, 77A, 1590-1606.
- Ringuette, JP., Dansereau, J., Trudeau, F. (1997). Adaptation of a clinical seating simulator into a research tool. In: Proceedings of the RESNA '97 Annual Conference.

- Rogind, H., Simonsen, H., Era, P., Bliddal, H. (2003). Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance System® for measurement of postural sway: correlation and test-retest reliability. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 13, 106-114.
- Rosner, B. (2000). Fundamentals of biostatistics. 5<sup>th</sup> edition. Duxbury Press, Florence KY.
- Roxborough, L. (1995). Review of the efficacy and effectiveness of adaptive seating for children with cerebral palsy. Assistive Technology, 7, 17-25.
- Ryan, S., Snider-Riczker, P., Rigby, P. (2005). Community-based performance of a pelvic stabilization device for children with spasticity. Assistive Technology, 17, 37-46.
- Saito, N., Ebara, S., Ohotsuka, K., Kumeta, H., Takaoka, K. (1998). Natural history of scoliosis in spastic cerebral palsy. The Lancet, 351, 1687-1692.
- Samson, M., Crowe, A. (1996). Intra-subject inconsistencies in quantitative assessments of body sway. Gait & Posture, 4, 252-257.
- Scherer, MJ. (1996). Outcomes of assistive technology use on quality of life. Disability and Rehabilitation, 18, 439-448.
- Scrutton, D. (1989). The early management of hips in cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology, 31, 108-116.
- Scrutton, D. (1991). The causes of developmental deformity and their implication for seating. Prosthetics and Orthotics International, 15, 199-202
- Seelen, HAM., Potten, YJM., Huson, A., Spaans, F., Reulen, JPH. (1997). Impaired balance control in paraplegic subjects. Journal of Electromyography and Kinesiology, 7, 149-160.
- Seelen, HA., Janssen-Potten, YJ., Adams, JJ. (2001). Motor preparation in postural control in seated spinal cord injured people. Ergonomics, 44, 457-472.
- Shevell, MI., Majnemer, A., Morin, I. (2003). Etiologic Yield of Cerebral Palsy: A Contemporary Case Series. Pediatric Neurology, 28, 352-359.

- Shields, RK., Cook, TM. (1988). Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure. Physical Therapy, 68, 1682-1686.
- Shoham, Y., Meyer, S., Katz-Leurer, M., Weiss, PL. (2004). The influence of seat adjustment and a thoraco-lumbar-sacral orthosis on the distribution of body-seat pressure in children with scoliosis and pelvic obliquity. Disability and Rehabilitation, 26, 21-26.
- Shrout, PE., Fleiss, JL. (1979). Intraclass correlation: uses in assessing rater reliability. Psychological Bulletin, 86, 420-428.
- Silfies, SP., Cholewicki, J., Radebold, A. (2003). The effects of visual input on postural control of the lumbar spine in unstable sitting. Human Movement Science, 22, 237-252.
- Sochaniwskyj, A., Koheil, R., Bablich, K., Milner, M., Lotto, W. (1991). Dynamic monitoring of sitting posture for children with spastic cerebral palsy. Clinical Biomechanics, 6, 161-167.
- Sprigle, S., Wootten, M., Sawacha, Z., Theilman, G. (2003). Relationships among cushion type, backrest height, seated posture, and reach of wheelchair users with spinal cord injury. The Journal of Spinal Cord Medicine, 26, 236-243.
- Stanley, FJ., Blair, E., Alberman, E. (2000). How common are the cerebral palsies? In: Cerebral palsies: Epidemiology and causal pathways. Hart, HM, Editor, MacKeith Press, Londres, Grande-Bretagne.
- Stanger, M., Oresic, S. (2003). Rehabilitation approaches for children with cerebral palsy: overview. Journal of Child Neurology, 18, S79-88.
- Stewart, CPU. (1991). Physiological considerations in seating. Prosthetics and Orthotics International, 15, 193-198.
- Stinson, MD., Porter-Armstrong, A/P., Eakin, EA. (2003). Pressure mapping systems: reliability of pressure map interpretation. Clinical Rehabilitation, 17, 504-511.

- Strauss, D., Shavelle, R., Reynolds, R., Rosenbloom, L., Day, S. (2007). Survival in cerebral palsy in the last 20 years: signs of improvement? Developmental Medicine and Child Neurology, 49, 86-92.
- Taylor, SJ., Kreutz, D. (1994). Considerations in seating spinal cord injured individuals through the rehabilitation continuum. In: Proceedings of the 10<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Thometz, JG., Simon, SR. (1988). Progression of scoliosis after skeletal maturity in institutionalized adults who have cerebral palsy. Journal of Bone and Joint Surgery, 70A, 1290-1296.
- Thomson, JD., Banta, JV. (2001). Scoliosis in cerebral palsy: an overview and recent results. Journal of Pediatric Orthopaedics Part B, 10, 6-9.
- Trefler, E. (1984). Seating for children with cerebral palsy : a resource manual. University of Tennessee Center for the Health Sciences, Memphis, TE.
- Trefler, E., Hobson, DA., Taylor, SJ., Monahan, LC., Shaw, CG. (1993). Seating and mobility for person with physical disabilities. Therapy Skill Builders, San Antonio, TX.
- Tsirikos, AT., Chang, WN., Dabney, KW., Miller, F. (2004). Comparison of parents' and caregivers' satisfaction after spinal fusion in children with cerebral palsy. Journal of Pediatric Orthopaedics, 24, 54-58.
- Tucker, LE. (2001). "Slip sliding away". Dealing with the client that slides. In: Proceedings of the 17<sup>th</sup> International Seating Symposium.
- Tyson, S. (2003). A systematic review of methods to measure posture. Physical Therapy Reviews, 8, 45-50.
- Valiquette, C. (2000). Notes des ateliers de formation en positionnement d'Orthofab. Anjou, QC.
- Van der Burg, JCE., van Wegen, EEH., Rietberg, MB., Kwakkel, G., van Dieën, JH. (2006). Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. Parkinsonism and Related Disorders, 12, 492-498.

- Ward, DE. (1994). Prescriptive seating for wheeled mobility vol.1 – Theory, application and terminology. Health Wealth International, Kansas City, KA.
- Warren, CG. (1993). Cost effectiveness and efficiency in assistive technology service delivery. Assistive Technology, 5, 61-65.
- Westcott, SL., Lowes, LP., Richardson, PK. (1997). Evaluation of postural stability in children: Current theories and assessment tools. Physical Therapy, 77, 629-645.
- Williamson, JB. (2003). Management of the spine in cerebral palsy. Current Orthopaedics, 17, 117-123.
- Winter, DA. (1995). A.B.C. of balance during standing and walking. Waterloo Biomechanics, Waterloo, ON.
- Winter, DA. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture, 3, 193-214.
- Winter, DA., Prince, F., Frank, JS., Powell, C., Zabjek, KF. (1996). A unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. Journal of Neurophysiology, 75, 2334-2343.
- Winter, DA., Patla, AE., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. Journal of Neurophysiology, 80, 1211-1221.
- Winter, DA., Patla, AE., Rietdyk, S., Ishac, MG. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. Journal of Neurophysiology, 85, 2630-2633.
- Woollacott, M., Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. Gait & Posture, 16, 1-14.
- Yang, TF., Chan, RC., Wong, TT., Bair, WN., Kao, CC., Chuang, TY., Hsu, TC. (1996). Quantitative measurement of improvement in sitting balance in children with spastic cerebral palsy after selective posterior rhizotomy. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 75, 348-352.
- Zollars, JA. (1993). Seating and moving through the decades: a literature review on seating and mobility through 1992. Pax Press, Santa Cruz, CA.

Zollars, JA. (1996). Special Seating. Pax Press, Santa Cruz, CA.

**Annexe 1 : Classification des ATP utilisées sur le marché  
(Valiquette, 1990)**

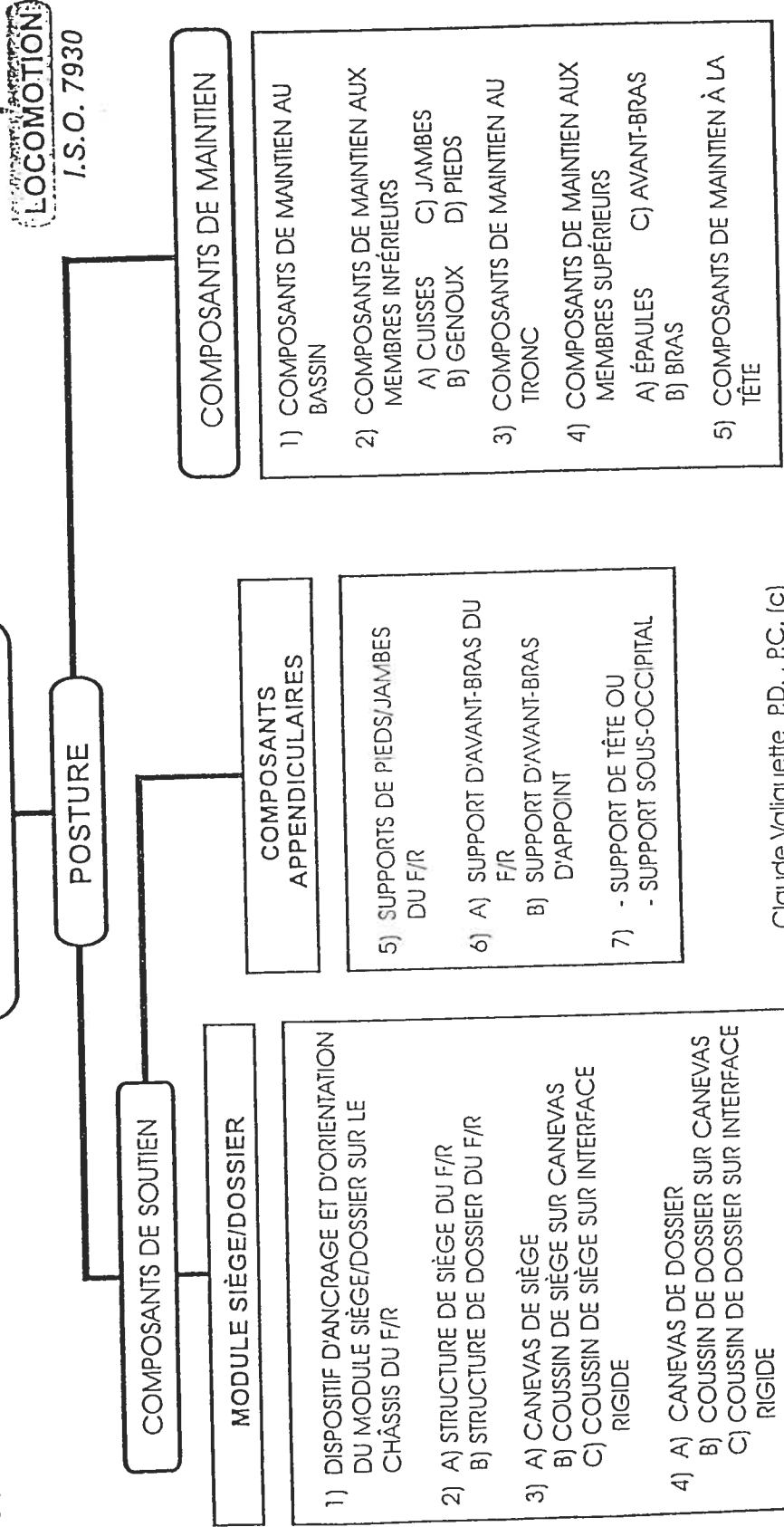


# CLASSIFICATION DES COMPOSANTS GÉNÉRIQUES DE LA POSTURE ASSISE

- CETTE CLASSIFICATION RECONNAÎT LA DUALITÉ FONCTIONNELLE DU FAUTEUIL ROULANT : POSTURE & LOCOMOTION
  - CETTE CLASSIFICATION REGROUPE LES COMPOSANTS DE POSTURE D'ORIGINE AU FAUTEUIL ROULANT DE MÊME QUE LES COMPOSANTS DE POSTURE SPÉCIALISÉS ET CONÇUS POUR RÉPONDRE À DES BESOINS SPÉCIFIQUES DE POSITIONNEMENT .
  - TOUT COMPOSANT DE POSTURE INTÈGRE UN ÉLÉMENT DE CONTACT CORPOREL AINSI QU'UNE INTERFACE DE MONTAGE .
  - LES COMPOSANTS SONT CLASSIFIÉS SELON LEUR FONCTION PRIMAIRE : LE SOUTIEN OU LE MAINTIEN
  - 1) LES FONCTIONS PRIMAIRES DES COMPOSANTS DE SOUTIEN SONT D'ORIENTER ET DE RÉPARTIR LA CHARGE CORPORELLE .
  - 2) LA FONCTION PRIMAIRE DES COMPOSANTS DE MAINTIEN EST DE STABILISER LES SEGMENTS CORPORELS, DE FAÇON À ENCOURAGER LES MOUVEMENTS SOUHAITABLES OU D'EMPÊCHER LES MOUVEMENTS CONTRE-INDIQUÉS .
- \* LES COMPOSANTS SONT AUSSI CLASSIFIÉS SELON LEUR SITE ANATOMIQUE D'APPLICATION.

## ORTHOFAB

### FAUTEUIL ROULANT



### 2. MEMBRES INFÉRIEURS

#### 2.1 CUISSES

- 2.1.1 Composant latéral de maintien
- 2.1.2 Composant supérieur de maintien

#### 2.2 GENOUX

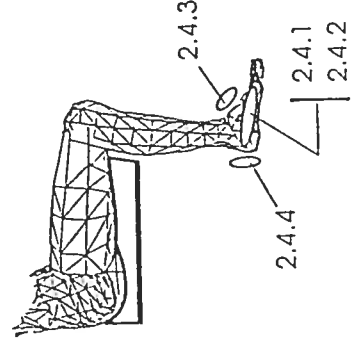
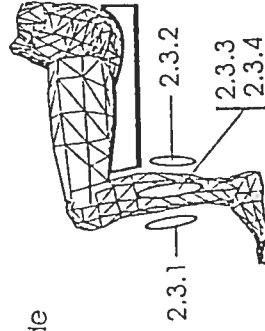
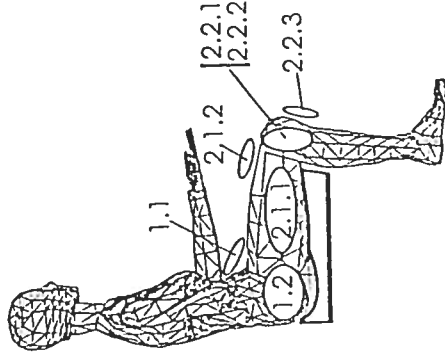
- 2.2.1 Composant latéral de maintien
- 2.2.2 Composant médial de maintien
- 2.2.3 Composant antérieur de maintien

#### 2.3 JAMBES

- 2.3.1 Composant antérieur de maintien
- 2.3.2 Composant postérieur de maintien
- 2.3.3 Composant médial de maintien
- 2.3.4 Composant latéral de maintien

#### 2.4 PIEDS

- 2.4.1 Composant latéral de maintien
- 2.4.2 Composant médial de maintien
- 2.4.3 Composant antérieur de maintien
- 2.4.4 Composant postérieur de maintien



### 1. BASSIN

- 1.1 Composant antérieur de maintien
- 1.2 Composant latéral de maintien

### 3. TRONC

- 3.1 Composant latéral de maintien
- 3.2 Composant antérieur de maintien
- 3.3 Composant abdominal de maintien

### 5 TÊTE

- 5.1 Composant latéral de maintien
- 5.2 Composant cervical latéral de maintien
- 5.3 Composant antérieur de maintien

### 4. MEMBRES SUPÉRIEURS

#### 4.1 ÉPAULES

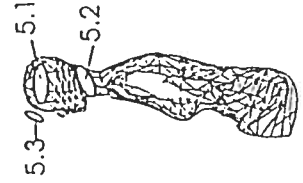
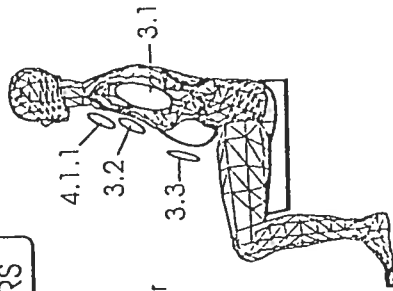
- 4.1.1 Composant antérieur de maintien

#### 4.2 BRAS

- 4.2.1 Composant latéral de maintien
- 4.2.2 Composant postérieur de maintien

#### 4.3 AVANT-BRAS

- 4.3.1 Composant latéral de maintien
- 4.3.2 Composant médial de maintien
- 4.3.3 Composant supérieur de maintien



## 4. MEMBRES SUPÉRIEURS

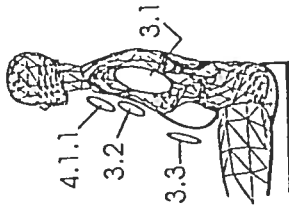
### 4.1 ÉPAULES

4.1.1 Composant antérieur de maintien

Contrôle de la rotation interne de l'épaule

Contrôle de la flexion antérieure du tronc ( bilatéral)

Contrôle de la rotation du tronc ( unilatéral )



### 4.2 BRAS

4.2.1 Composant latéral de maintien  
Contrôle de l'abduction de l'épaule

4.2.2 Composant postérieur de maintien

Contrôle de l'extension de l'épaule

### 4.3 AVANT-BRAS

4.3.1 Composant latéral de maintien  
Contrôle de la rotation externe de l'épaule

Contrôle de l'abduction de l'épaule

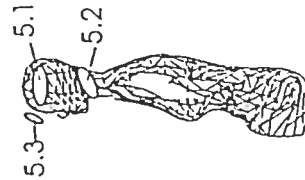
4.3.2 Composant médial de maintien

Contrôle de l'adduction de l'épaule  
Contrôle de la rotation interne de l'épaule

4.3.3 Composant supérieur de maintien

Contrôle de la flexion du coude

Contrôle de la rotation de l'épaule



## COMPOSANTS DE MAINTIEN

P 4 de 4

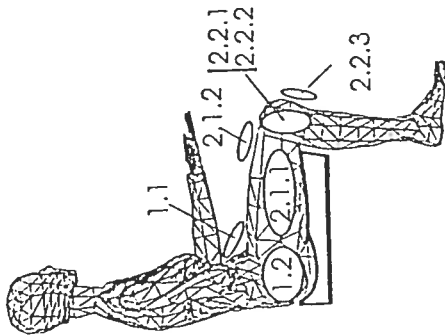
### 1. BASSIN

1.1 Composant antérieur de maintien

Contrôle de l'extension de la hanche & de l'extension du tronc

1.2 Composant latéral de maintien

Maintien latéral du bassin



### 3. TRONC

3.1 Composant latéral de maintien

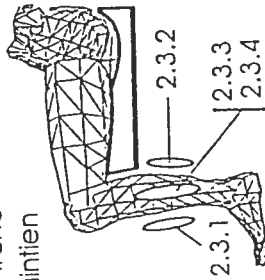
Contrôle de la flexion latérale du tronc

3.2 Composant antérieur de maintien

Contrôle de la flexion antérieure du tronc

3.3 Composant abdominal de maintien

Contrôle du support lombaire ( lordose & hypotonie )



### 5 TÊTE

5.1 Composant latéral de maintien

Contrôle de la flexion latérale de la tête

5.2 Composant cervical latéral de maintien

Contrôle de la flexion latérale de la tête

5.3 Composant antérieur de maintien

Contrôle de la flexion antérieure de la tête

## 2. MEMBRES INFÉRIEURS

### 2.1 CUISSES

2.1.1 Composant latéral de maintien  
Contrôle de l'abduction de la hanche

2.1.2 Composant supérieur de maintien  
Contrôle de la flexion de la hanche

### 2.2 GENOUX

2.2.1 Composant latéral de maintien  
Contrôle de l'abduction de la hanche

2.2.2 Composant médial de maintien  
Contrôle de l'adduction de la hanche

2.2.3 Composant antérieur de maintien  
Contrôle du glissement du bassin vers l'avant

### 2.3 JAMBES

2.3.1 Composant antérieur de maintien  
Contrôle de l'extension du genou

2.3.2 Composant postérieur de maintien  
Contrôle de la flexion du genou

2.3.3 Composant médial de maintien  
Contrôle de l'adduction de la hanche

Contrôle de la rotation externe de la hanche

2.3.4 Composant latéral de maintien

Contrôle de l'abduction de la hanche

Contrôle de la rotation interne de la hanche

### 2.4 PIEDS

2.4.1 Composant latéral de maintien

Contrôle de la rotation interne de la hanche

2.4.2 Composant médial de maintien

Contrôle de la rotation externe de la hanche

2.4.3 Composant antérieur de maintien

Contrôle de la dorsiflexion du pied

Contrôle de l'eversion / inversion du pied

Contrôle de l'extension du genou

Contrôle de la flexion de la hanche

2.4.4 Composant postérieur de maintien

Contrôle de la flexion du genou

Contrôle de l'extension de la hanche

