



HAL
open science

Spasticity and dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiplegic spastic children.

V Femery, P Moretto, H Renaut, A Thévenon

► To cite this version:

V Femery, P Moretto, H Renaut, A Thévenon. Spasticity and dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiplegic spastic children.. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2000, 14, pp.26-34. hal-04325473

HAL Id: hal-04325473

<https://hal.science/hal-04325473v1>

Submitted on 8 Dec 2023

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

Spasticité et distribution des pressions plantaires chez des enfants atteints d'hémiplégie cérébrale infantile

V. Femery^{1*}, P. Moretto¹, H. Renaut², A. Thévenon³

¹Laboratoire d'études de la motricité humaine, FSSEP, 9, rue de l'Université, 59790 Ronchin, France ; ²hôpital maritime Vancauwerberghe, 59123 Zuydcoote France ; ³service de médecine physique et réadaptation, CHRU, Lille, France

RÉSUMÉ

Objectif : Le but de cette étude était d'analyser la distribution des pressions plantaires chez neuf enfants atteints d'hémiplégie cérébrale infantile afin de mettre en évidence les perturbations dynamiques lors de la phase d'appui liées au degré de spasticité.

Matériel et méthode : L'évaluation de la spasticité de différents muscles des membres inférieurs d'après la méthode d'Aschworth a permis d'identifier deux groupes de sujets hémiplégiques. Les groupes Asch 1 et Asch 3 présentent respectivement une légère et une forte spasticité. Les pics de pression ont été enregistrés à l'aide d'un système de semelles embarquées intégrant 16 capteurs (Parotec by Paromed Medinzintechnik GMBH, Germany) chez 30 sujets valides et pour les deux groupes de sujets hémiplégiques spastiques au cours de cycles de marche consécutifs.

Résultats : L'étude statistique a montré une similitude entre les sujets hémiplégiques : les pics de pression sous le médio-pied sont jusqu'à cinq fois supérieurs à ceux du groupe contrôle. En revanche, le profil de distribution des pressions plantaires est très spécifique à chaque groupe sous les autres zones du pied. En présence d'une spasticité importante, les perturbations les plus significatives sont apparues, au niveau du membre atteint, sous la première tête métatarsienne et l'hallux.

Discussion – conclusion : La spasticité modifie l'appui du pied au sol et entraîne suivant son intensité des profils de distribution plantaire spécifiques. La position en équin du pied et la griffe des orteils induite par une spasticité importante semble être un facteur non négligeable des perturbations de la phase d'appui terminale. Toutefois le

patron de marche adopté par les sujets hémiplégiques semble répondre à certains critères d'optimisation telle que la stabilité. © 2001 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

hémiplégie / marche / pressions plantaires / spasticité

ABSTRACT

Spasticity and dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiplegic spastic children.

Objective: The aim of this study was to analyse the plantar pressure distribution in nine hemiplegic spastic children to illustrate the dynamic alteration during stance phase linked spasticity grade.

Material and methods: The graduation of the lower limbs muscle tone related to the Aschworth spasticity scale enabled us to identify two groups of hemiplegic subjects. The groups Asch 1 and Asch 3 have respectively presented a low and a strong spasticity. The peak pressures during consecutive gait cycles were determined under the feet of 30 healthy subjects and two cerebral palsy groups using a wearable footprint analysis system.

Results: A statistical study showed a similarity between the two disabled groups. Peak pressures under the mid-foot were significantly higher compared to the control group. While the plantar pressure distribution profile was specific for each group under all other anatomical structures. The significant alterations were observed under the forefoot and hallux.

Discussion – conclusion: Spasticity modifies the foot contact to ground and leads to a specific plantar pressure distribution profile linked to the spasticity grade. The equinovarus with clawed toes deformity due to higher spasticity seems to be an important factor in terminal stance phase perturbations. However spastic hemiplegic subjects seem to adopt a gait pattern in agreement with

gait / hemiplegia / plantar pressure / spasticity

L'hémiplégie cérébrale infantile est la perte plus ou moins complète de la motricité volontaire d'un hémicorps, suite à une lésion cérébrale non progressive et définitive survenue sur un cerveau en voie de développement. La lésion entraîne une spasticité, conséquence de l'atteinte du faisceau pyramidal [31]. La spasticité correspond à une hyperexcitabilité de l'arc réflexe myotatique entraînant une augmentation, vitesse-dépendante, du réflexe d'étirement avec exagération des réflexes ostéo-tendineux [14, 21]. L'état spastique se traduit par un tonus musculaire anormal et un déséquilibre entre muscle agoniste et antagoniste entraînant une perte de contrôle musculaire sélectif [31]. Le cumul du raccourcissement musculaire et de la croissance osseuse entraîne une limitation progressive de l'amplitude du jeu articulaire [1]. Ce phénomène, appelé rétraction, provoque des positions anormales et irréductibles à l'origine de déformations osseuses et de troubles orthopédiques [16, 22]. Ces déformations n'empêchent pas la marche mais en compromettent la qualité [12]. La spasticité ne se répartit pas uniformément d'un groupe musculaire à l'autre. Elle est souvent plus importante sur les extenseurs aux membres inférieurs. Les muscles les plus atteints sont donc le quadriceps, le triceps sural et le jambier postérieur ainsi que les fléchisseurs des orteils, considérés comme des extenseurs du pied [16, 31]. Une spasticité des ischio-jambiers peut également être observée.

L'estimation systématique des capacités locomotrices des enfants hémiplégiques est fondamentale pour établir un planning thérapeutique et optimiser la rééducation. Dans la pratique quotidienne, l'analyse de la marche repose souvent sur l'observation clinique et donc sur l'appréciation qualitative et subjective de l'examineur. Toutefois des méthodes d'analyses biomécaniques sont de plus en plus utilisées pour estimer les altérations de la marche. Les études électromyographiques [4, 33], cinématiques [7, 27, 35], cinétiques [9, 15] et dynamiques [13, 24] permettent de définir de façon objective, quantifiable et reproductible différents paramètres du cycle de marche normal et pathologique. La méthode

baropodométrie permet d'étudier la distribution des pressions plantaires sous les structures anatomiques du pied, de caractériser les stratégies de marche et les dysfonctionnements des extrémités inférieures. Notre étude se propose de mettre en évidence les effets de la spasticité sur la marche et la distribution des pressions plantaires chez les enfants atteints d'hémiplégie cérébrale infantile.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Protocole du test de marche

Le test de marche

L'étude de la distribution des pressions plantaires est réalisée grâce au système Parotec (by Kraemer, Paromed Medizintechnik GMBH, Germany). Le protocole d'enregistrement des pressions plantaires comprend trois étapes imposées par le fonctionnement de l'appareil. La première phase consiste en l'enregistrement des pressions dues au serrage du chausson alors que le sujet assis maintient les pieds décollés du sol. La deuxième phase correspond à l'enregistrement des pressions en position anatomique standard. Le sujet doit maintenir la position pendant cinq secondes en restant le plus stable possible. La troisième étape consiste en l'enregistrement des pressions lors de la marche. Le sujet se déplace en ligne droite à allure libre sur une distance de 12 mètres. Tous les sujets ont réalisé le test et disposaient d'une période d'adaptation pendant laquelle ils pouvaient se familiariser avec l'appareillage. Afin de standardiser le type de chaussure employée, tous les sujets étaient équipés de chaussons en néoprène. Ce choix est justifié par une semelle exempte de voûte plantaire qui coïncide parfaitement avec la forme des semelles du Parotec. Plusieurs études montrent que la validité des résultats nécessite d'augmenter le nombre de pas observés [11, 19, 29]. Nos sujets ont donc réalisé quatre tests de marche permettant d'enregistrer un total de 32 pas par sujet.

Le système Parotec

Le Parotec comprend deux semelles et un boîtier d'acquisition porté à la ceinture. Le boîtier comprend une interface de type RS 232, une batterie rechargeable et une carte mémoire interchangeable d'une capacité de 128 kO qui permet d'enregistrer jusqu'à huit pas consécutifs à une fréquence de 150 Hz. Ainsi le système n'impose aucune contrainte au

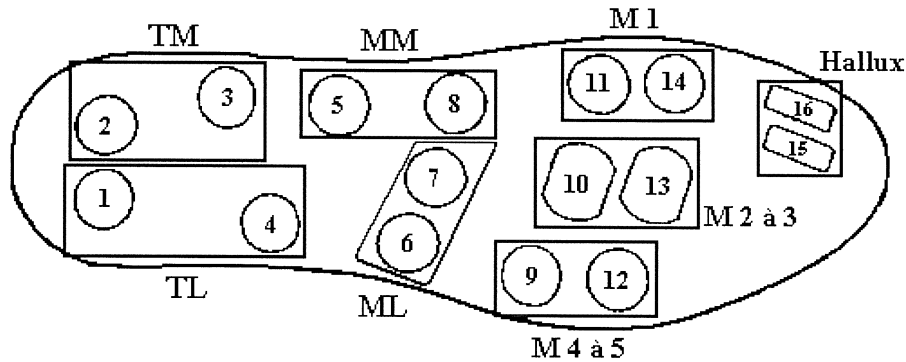


Figure 1. Répartition et regroupement des capteurs sur la semelle Parotec.
 TL : talon (côté latéral) ; TM : talon (côté médial) ; ML : médio-pied (côté latéral) ; MM : médio-pied (côté médial) ; M4 à 5 : 4^e et 5^e têtes métatarsiennes ; M2 à 3 : 2^e et 3^e têtes métatarsiennes ; M1 : 1^{er} tête métatarsienne ; Hallux : gros orteil.

sujet. Les données sont exploitées après transfert sur support informatique au format ASCII grâce à des routines d’exploitation programmées sous Excel. Les semelles comportent chacune 16 capteurs hydrocellulaires sensibles aux forces normales et de frictions. L’hydrocellule est composée d’un élément électronique (pont de Wheatstone) intégré à une capsule remplie d’un fluide incompressible. Ce type de capteur permet d’augmenter la surface en contact avec le pied, de sorte que la résolution n’est pas limitée à 16 points sous l’empreinte plantaire mais à 16 surfaces qui recouvrent 22 % de la totalité de l’empreinte. La répartition des capteurs sous l’empreinte plantaire a fait l’objet d’une étude menée par Schaff [32]. Pour notre étude, les capteurs de même surface sont regroupés pour décrire huit zones proposées par Milani et Hennig [25] (figure 1).

Paramètres retenus pour l’étude

Score de spasticité

La spasticité est évaluée par un même examinateur lors d’une mobilisation passive d’un segment de

membre. La contraction réflexe du muscle étiré est cotée selon la méthode d’Aschworth [2] (tableau I). Les scores de spasticité sont évalués au membre atteint au niveau du triceps sural, des ischio-jambiers et du droit antérieur. La moyenne de ces trois indices détermine un score global pour chaque sujet.

Cet examen a permis d’identifier deux groupes au sein de notre population hémiplegique. Le premier groupe, Asch 1, présente un score de spasticité moyen de 1. Le second groupe, Asch 3, présente un score moyen de spasticité de 3.

Paramètres spatio-temporels

Les repérages de l’attaque du talon et du décollage des orteils des deux pieds ont permis de calculer les paramètres spatio-temporels. Ces paramètres sont : le temps de contact du pied au sol (Tc) représentant le temps écoulé entre l’attaque du talon et le décollage des orteils du même pied, le temps de double appui (Tda) correspondant au temps durant lequel les deux pieds sont en contact au sol. La durée du pas (Tpas) est calculée entre deux attaques de talon consécutives et controlatérales.

Tableau I. Échelle de spasticité d’Aschworth.

Score 0	Pas d’augmentation du tonus musculaire
Score 1	Légère augmentation du tonus musculaire avec une minime résistance en fin de course quand le membre est mobilisé en flexion/extension
Score 2	Augmentation importante du tonus musculaire durant toute la course musculaire mais le segment reste facilement mobilisable
Score 3	Augmentation considérable du tonus musculaire. Le mouvement passif est difficile
Score 4	Rigidité segmentaire en flexion ou extension. Le mouvement passif est impossible

Tableau II. Caractéristiques anthropométriques de la population hémiparétique : Asch 1 ($n = 3$) et Asch 3 ($n = 6$).

Sujets	Âge (années)	Taille (m)	Masse (kg)	Sexe	Côté hémiparésie	Indice de spasticité	Hauteur trochanter-sol (cm)	
							Côté droit	Côté gauche
1	14	1,68	48	M	G	1	87	86
2	15,5	1,65	48,5	M	G	1	87,5	86,5
3	13	1,46	37	M	G	1	75	73,1
4	18	1,53	45	F	D	3	78,6	79,2
5	12	1,67	63	M	D	3	80	82,5
6	14	1,67	63	M	D	3	79,8	82,7
7	12	1,44	47	M	G	3	71,5	70
8	18	1,70	65	M	G	3	90,2	89,8
9	15	1,58	45	M	G	3	87,5	85,5

La vitesse (V) est mesurée entre deux repères espacés de 12 mètres. La fréquence (F) est calculée à partir de la durée du pas : ($F = 1/T_{pas}$). L'amplitude (A) correspond au rapport de la vitesse et de la fréquence ($A = V/F$). Ces paramètres ont permis de décrire globalement un cycle de marche.

Paramètres baropodométriques

Lors de la phase d'enregistrement en dynamique, le système Parotec enregistre l'évolution des pressions en fonction du temps pour chacun des 16 capteurs de la semelle. Pour cette étude, nous ne retiendrons que les pics de pression qui correspondent aux valeurs de pressions maximales atteintes pour chacun des regroupements de capteurs lors du contact du pied au sol.

Population

Trente sujets sains et neuf sujets atteints d'hémiparésie cérébrale infantile ont participé à l'étude. Notre population de référence était composée de 15 filles et 15 garçons d'âge moyen de $15,3 \pm 2,5$ ans, de taille moyenne de $1,60 \pm 0,1$ m et de masse moyenne de $51,2 \pm 10,6$ kg. Tous les sujets présentant une particularité (pied plat, pied creux, pied de Morton), blessés ou ayant subi une opération des membres inférieurs depuis moins de deux ans n'ont pas été retenus. Le groupe de sujets hémiparétiques était composé de une fille et de huit garçons. Un examen médical a permis de sélectionner les sujets ne présentant pas d'autres symptômes (athétose, retard intellectuel, troubles visuels sévères). De plus, ils devaient être capables de parcourir 30 mètres seuls et sans appareillage de marche. Les caractéristiques

anthropométriques de nos deux groupes de sujets hémiparétiques (Asch 1 et Asch 3) sont présentées dans le *tableau II*.

Analyse statistique

Les analyses statistiques, réalisées grâce au logiciel StatView 4.2™, ont été conduites sur l'ensemble des pas de chaque sujet ($n = 32$). Cette méthode proposée par Cavanagh et al. [10] permet d'améliorer la sensibilité des analyses statistiques en augmentant le degré de liberté. Une Anova factorielle a été appliquée afin de comparer les données du groupe témoin avec celles des groupes hémiparétiques (Asch 1 et Asch 3) en différenciant le côté sain et parétique. Le test post-hoc de Scheffé a permis de préciser les différences significatives.

Cette analyse a été menée sur les moyennes et les coefficients de variation intra-individuels ($CoVi = SD/m$; EC : écart-type des données des 32 pas de chaque sujet ; m : moyenne des 32 pas de chaque sujet) afin de constater l'influence de la spasticité sur les paramètres retenus. Le seuil de signification est fixé à ($p < 0,01$) pour toutes les analyses.

RÉSULTATS

Les paramètres spatio-temporels

Le *tableau III* présente les paramètres spatio-temporels du groupe contrôle (30 sujets, soit 960 pas pris en compte) et des sujets hémiparétiques : Asch 1 (trois sujets, soit 96 pas) et Asch 3 (six sujets, soit 192 pas).

Tableau III. Résultats des paramètres spatio-temporels issus des tests de marche réalisés à vitesse spontanée (V_{spon}) pour les valides, Asch 1 et Asch 3 (V_{spon} = 1,20 ; 0,98 ; 0,94 m·s⁻¹ respectivement)¹.

	Valides		Asch 1		Asch 3	
	Moyenne ± écart type [CoVi]		Moyenne ± écart type [CoVi]		Moyenne ± écart type [CoVi]	
	Membre sain	Membre atteint	Membre sain	Membre atteint	Membre sain	Membre atteint
A (m/pas)	0,66 ± 0,01 [3 %]	0,61 ± 0,01 ¹ [7 %]	0,56 ± 0,01 ¹ [6 %]	0,61 ± 0,01 [‡] [9 %]	0,50 ± 0,01 ^{‡*} [16 %]	
Tc (ms)	646 ± 2,80 [3 %]	737 ± 0,02 ¹ [11 %]	699 ± 0,02 ¹ [9 %]	745 ± 0,02 [‡] [6 %]	651 ± 0,02 [*] [14 %]	
Tda (ms)	92 ± 1,76 [10 %]	113 ± 4,43 ¹ [15 %]	117 ± 0,01 ¹ [12 %]	94 ± 3,55 [*] [18 %]	111 ± 2,80 [‡] [17 %]	
Tpas (ms)	554 ± 2,78 [4 %]	625 ± 0,02 ¹ [11 %]	581 ± 0,02 [10 %]	654 ± 0,02 [‡] [7 %]	554 ± 0,02 [15 %]	

¹ Moyennes (Moy) ± écart type et coefficients de variation intra-individuels [CoVi]. A : amplitude ; Tc : temps de contact ; Tda : temps de double appui ; Tpas : temps du pas ; ¹ : différences statistiquement significatives entre valides et Asch 1 ; [‡] : différences statistiquement significatives entre valides et Asch 3 ; * : différences statistiquement significatives entre Asch 1 et Asch 3. Le seuil de signification est fixé à $p < 0,01$.

Comparaison hémiplegiques versus groupe contrôle

Les sujets hémiplegiques se déplacent significativement moins vite que le groupe contrôle et avec une amplitude de marche significativement réduite. Les temps de contact (Tc), temps de double appui (Tda) et temps du pas (Tpas) sont plus longs pour la population hémiplegique et les différences sont plus marquées quand elles concernent le côté sain. Des différences intra-individuelles (CoVi) plus importantes apparaissent au sein de la population hémiplegique. Les CoVi les plus élevés intéressent le membre atteint de Asch 3.

Comparaison Asch 3 versus Asch 1

Les résultats mettent également en évidence des différences spatio-temporelles entre les deux groupes

de sujets hémiplegiques. La vitesse de marche est sensiblement inférieure pour Asch 3 et l'amplitude du pas côté atteint est significativement diminuée de 11 % par rapport à Asch 1. De plus, Asch 3 présente un Tc du côté atteint et un Tda du côté sain respectivement plus courts de 7 % et 18 % comparé à Asch 1.

Les paramètres baropodométriques

Les pics de pression de chacune des zones étudiées chez les deux groupes hémiplegiques (Asch 1 et Asch 3) et chez le groupe contrôle sont présentés dans la figure 2. Les moyennes (moy), écart type (EC) et coefficients de variation intra-individuels (CoVi) sont détaillés dans le tableau IV.

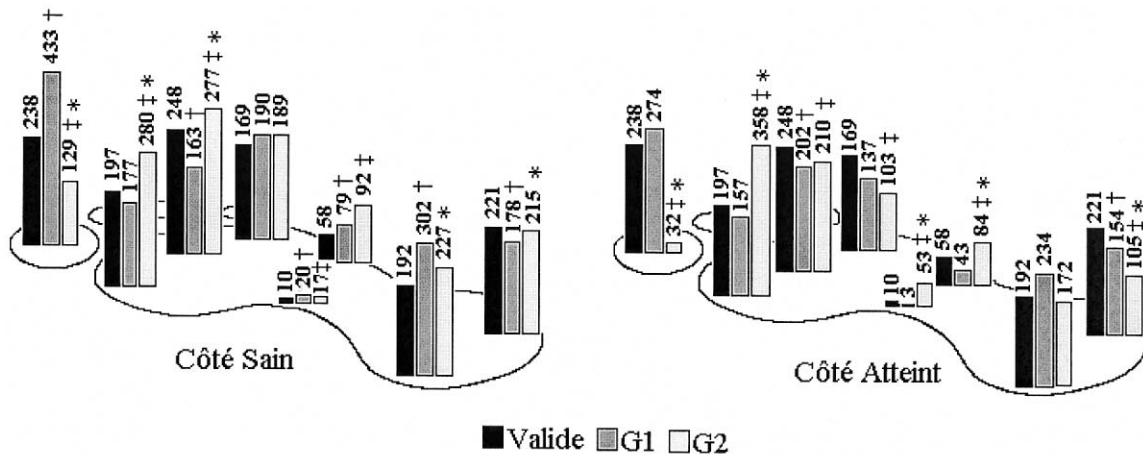


Figure 2. Pics de pression (en kPa) du groupe contrôle et des deux groupes de sujets hémiplegiques.

Tableau IV. Valeurs des pics de pression (kPa) du groupe contrôle ($n = 960$), Asch 1 ($n = 96$) et Asch 3 ($n = 192$)¹.

	Groupe contrôle	Côté sain		Côté atteint	
		Asch 1	Asch 3	Asch 1	Asch 3
TL	221 ± 2,73 [15 %]	178 ± 7,04 ¹ [17 %]	215 ± 8,78* [18 %]	154 ± 16,43 ¹ [25 %]	105 ± 10,57** [31 %]
TM	192 ± 5,21 [40 %]	302 ± 28,08 ¹ [16 %]	227 ± 5,90* [16 %]	234 ± 18,19 [15 %]	172 ± 11,68 [27 %]
ML	58 ± 1,38 [30 %]	79 ± 8,74 ¹ [23 %]	92 ± 4,69 [‡] [33 %]	43 ± 4,31 [42 %]	84 ± 6,00 [13 %]
MM	10 ± 0,29 [44 %]	20 ± 4,85 ¹ [66 %]	17 ± 2,20 [‡] [36 %]	3 ± 0,47 [68 %]	53 ± 6,08** [21 %]
M4 à 5	169 ± 3,43 [30 %]	190 ± 24,94 [31 %]	189 ± 12,97 [43 %]	137 ± 11,62 [36 %]	103 ± 7,36 [‡] [19 %]
M2 à 3	248 ± 3,75 [18 %]	163 ± 12,20 ¹ [18 %]	277 ± 11,71** [14 %]	202 ± 16,05 ¹ [19 %]	210 ± 4,53 [‡] [12 %]
M1	197 ± 4,32 [34 %]	177 ± 19,83 [45 %]	280 ± 14,95** [29 %]	157 ± 14,74 [41 %]	358 ± 18,15** [16 %]
Hallux	238 ± 5,62 [27 %]	433 ± 52,59 ¹ [36 %]	129 ± 14,62** [34 %]	274 ± 33,30 [68 %]	32 ± 3,52** [72 %]

¹ Moyennes (Moy) ± écart type (EC) et coefficients de variation intra-individuels [CoVi]. TL : talon latéral ; TM : talon médial ; ML : médio-pied latéral ; MM : médio-pied médial ; M4 à 5 : 4^e et 5^e têtes métatarsiennes ; M2 à 3 : 2^e et 3^e têtes métatarsiennes ; M1 : 1^{re} tête métatarsienne ; Hallux : gros orteil ; ¹ : différences statistiquement significatives entre valides et Asch 1 ; [‡] : différences statistiquement significatives entre valides et Asch 3 ; * : différences statistiquement significatives entre Asch 1 et Asch 3. Le seuil de signification est fixé à $p < 0,01$.

Comparaison hémiplégique (côté sain) vs groupe contrôle

En présence d'une légère spasticité, le profil de distribution des pressions plantaires de Asch 1 apparaît perturbé par rapport au groupe contrôle. En effet, Asch 1 présente des pics de pression sous le bord médial du talon, sous le médio-pied et l'hallux significativement plus élevés que ceux du groupe contrôle (TM : 57 %, ML : 36 %, MM : 100 %, Hallux : 82 %). À l'inverse, les pics de pression de Asch 1 sont respectivement inférieurs de 20 % et 34 % à ceux du groupe contrôle sous le bord latéral du talon et sous les 2^e et 3^e têtes métatarsiennes. Le profil de distribution des pressions plantaires de Asch 3 apparaît lui aussi perturbé par rapport au groupe contrôle. Ainsi, en présence d'une augmentation considérable de la spasticité, Asch 3 présente une mise en charge significativement plus marquée sous le médio-pied et la partie médiale de l'avant-pied (ML : 58 %, MM : 70 %, M2 à 3 : 12 %, M1 : 42 %). En revanche, sous l'hallux, le pic de pression est inférieur de 46 % par rapport au groupe contrôle.

Hormis des CoVi supérieurs au niveau de MM et M1 pour Asch 1 et de M4 à 5 pour Asch 3, les résultats ne mettent pas en évidence des différences intra-individuelles entre les trois groupes. Pour les sujets hémiplégiques, les CoVi sont les plus faibles sous le talon et M2 à 3.

Comparaison hémiplégiques (côté atteint) vs groupe contrôle

Excepté des pics de pression significativement inférieurs de 30 % et 19 % sous TL et M2 à 3, le profil de distribution des pressions plantaires de Asch 1

apparaît relativement semblable à celui du groupe contrôle. En revanche, les sujets hémiplégiques les plus spastiques (Asch 3) présentent un profil de distribution des pressions plantaires plus perturbé que le groupe contrôle. En effet, les résultats de Asch 3 montrent une réduction significative de la mise en charge sous la partie latérale du talon, de l'avant-pied et sous l'hallux par rapport aux sujets valides (TL : 53 %, M4 à 5 : 39 %, M2 à 3 : 15 %, Hallux : 87 %). Tandis que les pics de pression de Asch 3 sous MM et M1 sont significativement supérieurs de 43 % et 82 % par rapport à ceux du groupe contrôle. Les CoVi de Asch 1 et Asch 3 sont très différents du groupe contrôle. Les différences les plus marquées sont au niveau du médio-pied, de la partie latérale de l'avant-pied et de l'hallux.

Comparaison Asch 3 versus Asch 1

Les résultats mettent en évidence un profil de pressions plantaires significativement différent entre les deux groupes de sujets hémiplégiques. Comparé à Asch 1, les sujets hémiplégiques les plus spastiques (Asch 3) présentent des pics de pression du côté sain significativement supérieurs sous le bord latéral du talon et sous la partie médiale de l'avant-pied (TL : 21 %, M2 à 3 : 70 %, M1 : 58 %), alors qu'ils sont respectivement inférieurs de 25 % et 70 % sous TM et l'hallux. Du côté atteint, Asch 3 présente une mise en charge significativement plus marquée sous la partie médiale du pied (MM : 53 kPa et M1 : 358 kPa) par rapport à Asch 1 (MM : 3 kPa et M1 : 157 kPa). À l'inverse, sous TL et l'hallux, les pressions sont significativement inférieures de 32 % et 88 %. Les CoVi des deux populations hémiplégiques dif-

férent sous le médio-pied, M4 à 5 et M1. Sous ces zones, les différences intra-individuelles sont inférieures pour Asch 3 par rapport à Asch 1.

DISCUSSION

Les approches thérapeutiques anciennes réduisent les difficultés de contrôle du mouvement des enfants atteints d'infirmi té motrice cérébrale à la seule d ficiency neuromotrice. Des études plus récentes montrent que les problèmes de locomotion concernent aussi les perturbations biomécaniques, anatomiques et physiologiques secondaires à la lésion cérébrale [18]. En effet, la fonction motrice des IMC est limitée par une large variété de problèmes (spasticité, co-contractions, insuffisance musculaire, rétractions et anomalies rotationnelles) qui vont entraîner une dépense d'énergie élevée par rapport aux enfants valides [28]. L'ensemble de nos tests a été réalisé à vitesse spontanée.   cette vitesse, les sujets adoptent une stratégie motrice pour laquelle la dépense d'énergie par mètre parcourue est minimale [17, 37]. Le choix d'une vitesse spontanée permet aux sujets d'« auto-optimiser » les paramètres de la marche. Selon Jeng et Holt [18], l'enfant atteint d'hémiplégie adopte un patron de marche particulier répondant à une gestion optimale des troubles moteurs, de l'optimisation du coût énergétique et de l'équilibre.

L'émergence des comportements locomoteurs serait liée à l'optimisation des contraintes musculaires, articulaires et d'équilibrage. Nos résultats ont mis en évidence une réduction de la vitesse de marche des sujets hémiplégiques ($0,94 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et $0,98 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) par rapport aux valides ($1,20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Lance [21] a montré que l'augmentation du réflexe d'étirement était vitesse-dépendante. Ainsi la vitesse de marche inférieure de nos sujets hémiplégiques pourrait être un moyen d'optimiser l'apparition du réflexe myotatique afin de limiter les co-contractions. En effet, Plas et al. [30] ont montré que dans la phase de balancement terminal, la jambe oscillante des sujets valides se place dans une position d'allongement maximal. Chez les sujets hémiplégiques, cet allongement déclenche le réflexe d'étirement. Les co-contractions qui s'en suivent accroissent la raideur du membre inférieur atteint et contraignent sa mobilité articulaire.

Les données de l'analyse cinématique et électromyographique montrent le défaut d'accélération de la hanche et la faiblesse de contraction des exten-

seurs du genou lors de la phase d'oscillation [8, 31]). Rémy-Néris et al. [31] ont constaté que pour une même force développée et pour un même étirement, la quantité d'activité électrique produite par le muscle est inférieure chez le sujet spastique par rapport au sujet normal. Le sujet hémiplégique ne peut donc pas étendre sa jambe au maximum et se voit contraint de réduire la longueur de ses pas et par conséquent sa vitesse de marche. Les muscles spastiques tendent à se rétracter. Une discordance de croissance entre l'os et le muscle peut s'opérer et contribuer à une dysmorphog nese squelettique [20]. Ainsi, il n' st pas rare d'observer chez les sujets hémiplégiques les plus spastiques une inégalité de longueur des membres. Les membres atteints sont plus courts et plus fins que les membres sains. Ce phénomène explique aussi la réduction de la longueur des pas du côté atteint ($0,50 \text{ m}\cdot\text{pas}^{-1}$) par rapport au côté sain ($0,61 \text{ m}\cdot\text{pas}^{-1}$) et au groupe contrôle ($0,66 \text{ m}\cdot\text{pas}^{-1}$). La réduction de la vitesse de marche serait ainsi due à la limitation de l'amplitude des pas des sujets hémiplégiques par rapport aux valides.

Certains auteurs ont constaté que le manque d'accélération de la jambe hémiplégique retarde le déclenchement de la phase d'oscillation et implique par conséquent une phase d'appui plus longue du côté sain [12]. Nos résultats montrent que chez les sujets hémiplégiques les temps de contact, temps de double appui et temps du pas sont plus longs du côté présumé sain par rapport au côté atteint et au groupe contrôle. Les asymétries temporelles entre côté sain et atteint témoignent de stratégies de compensation. Les études de Bobath et Bobath [6] confirment cette tendance des sujets hémiplégiques à reporter leur poids de corps préférentiellement sur la jambe « saine ». Nos résultats illustrent cette observation. L'augmentation de la spasticité est accompagnée d'une augmentation significative du temps du pas côté sain. L'habilité à se maintenir sur la jambe atteinte est un important déterminant d'une marche stable [16]. Dans le souci d'optimiser leur stabilité, les sujets hémiplégiques augmentent la durée du double appui [26]. Nos résultats abondent en ce sens puisque la durée du double appui de nos sujets hémiplégiques est en moyenne supérieure de 22 % par rapport au groupe contrôle. Cette stratégie semble être un compromis adéquat vis-à-vis du handicap et satisfait au critère d'optimisation de la stabilité pro-

posé par Jeng et Holt [18]. Les CoVi illustrent les variations d'un pas à l'autre et témoignent de la stabilité du patron de marche et de l'efficacité des processus d'équilibration. Dans notre étude, ils permettent de constater une grande variabilité des paramètres spatio-temporels chez les sujets hémiplegiques. Les CoVi du temps du pas sont globalement supérieurs de 7 % par rapport aux sujets valides. Toutefois ces différences intra-individuelles témoigneraient de capacité d'adaptation des sujets hémiplegiques. En effet, les CoVi plus élevés de Asch 1, côté sain, laisse penser qu'en présence d'une spasticité moindre, les sujets réussissent à mettre en place des stratégies compensatoires pour pallier les déséquilibres engendrés par le côté atteint.

Milani et Hennig [25] mettent en relation les CoVi des pics de pression observés sous le talon et l'avant-pied avec la gestion des processus d'équilibration. Les CoVi des pics de pression des sujets hémiplegiques du côté sain sont comparables au groupe contrôle, excepté sous TM (CoVi inférieur de 24 %) et témoignent d'une reproductibilité de l'appui côté sain.

Du côté atteint, la spasticité influence les CoVi des pics de pression sous TL et l'hallux. En effet, les différences intra-individuelles sous ces structures s'accroissent avec le degré de spasticité et confirment les données de Milani et Hennig [25].

Le profil de distribution des pressions plantaires des sujets hémiplegiques apparaît très différent de celui des sujets valides. La spasticité influence l'appui du pied au sol, puisque nos résultats montrent deux profils de distribution des pressions plantaires particuliers liés au degré de spasticité.

Yelnik et al. [36] ont relevé une absence de flexion dorsale à la fin de la phase oscillante qui entraînait, lors de la phase d'appui suivante, un contact au sol pied à plat sollicitant davantage les structures anatomiques du médio-pied. Dans notre étude, les pics de pression des sujets hémiplegiques les plus spastiques sont effectivement plus élevés que ceux du groupe contrôle sous le bord latéral (92 kPa, côté sain et 84 kPa, côté atteint versus 58 kPa) et médial du médio-pied (17 et 53 kPa versus 10 kPa). Des études neurophysiologiques [5] montrent que l'hyperactivité de l'arc réflexe myotatique provoque lors du contact du pied au sol, une contraction immédiate des muscles extenseurs de la jambe. Ainsi le pied se fixe dans une position en varus équin lors de la phase d'appui [34].

Nos résultats permettent de quantifier ces observations. Les pressions plantaires de Asch 3 sous M1 sont significativement plus élevées de 82 % du côté atteint par rapport au groupe contrôle.

Les faibles pressions de Asch 3 relevées à l'hallux du côté atteint (32 kPa) par rapport au groupe contrôle (238 kPa) seraient dues aussi à la spasticité responsable de la position en griffe des orteils. Le varus équin s'accompagne d'une base de support inadéquate et provoque des instabilités du corps entier [23]. Les CoVi élevés sous M1 et l'hallux en témoignent. Toutefois, la marche sur pointe de pied évite un trop grand débattement du centre de gravité lors des transferts d'appuis controlatéraux [30]. Les sujets hémiplegiques semblent également avoir une stratégie d'auto-optimisation du comportement dynamique.

La spasticité modifie l'architecture fonctionnelle de la plante du pied. L'activité élevée des muscles intrinsèques du pied accentue l'arche antérieure de la voûte plantaire [3]. Cette modification structurale entraîne, chez notre population hémiplegique, des pics de pression, côté atteint, inférieurs de 17,5 % sous M2 à 3 par rapport au groupe contrôle. Meyring et al. [24] ont étudié le profil de distribution des pressions plantaires des sujets hémiplegiques lors de l'initiation à la marche. Leurs résultats sous M2 à 3 confirment nos données. Milani et Hennig [25] définissent les têtes des 2^e et 3^e métatarsiens du sujet valide comme des structures contrôlées lors du contact du pied au sol. Les valeurs faibles des CoVi sous cette zone abondent dans ce sens. Cette zone ne semble pas être le lieu de processus de rééquilibration. Ainsi la valeur du pic de pression sous M2 à 3 pourrait être un indicateur intéressant dans l'évaluation des effets d'une thérapie visant la réduction de la spasticité.

CONCLUSION

L'utilisation d'un système de semelles avec capteurs intégrés a permis d'analyser la marche pathologique d'enfants atteints d'hémiplegie cérébrale infantile et de repérer les paramètres du cycle de marche et de l'appui du pied au sol influencés par la spasticité. Le ralentissement de la vitesse de marche, le manque d'amplitude des pas et les durées d'appui monopodal et bipodal plus longues caractérisent les perturbations spatio-temporelles attribuées à la spasticité. L'étude des pressions plantaires a également mis en

évidence les dysfonctionnements des extrémités inférieures lors de la phase d'appui liés aux degrés de spasticité. Ainsi la spasticité perturbe le déroulement du pas et peut être, en partie, responsable des altérations de la performance de marche. Le patron de marche apparaît inadéquat comparé aux sujets valides mais semble être un compromis adéquat vis-à-vis des déficiences motrices. Les sujets hémiplegiques adopteraient librement un patron de marche qui optimise la stabilité et minimise le coût métabolique. La spasticité entraîne des rétractions musculaires qui fixent les membres dans des positions vicieuses. Ainsi, l'analyse du cycle de marche et de la distribution des pressions plantaires devra lors d'une étude ultérieure être complétée par la mesure des anomalies rotationnelles des membres inférieurs afin de préciser encore davantage l'examen clinique.

RÉFÉRENCES

- 1 Allezot C. Rétraction musculaire et spasticité. *Cah Kinesithér* 1988 ; 3 : 33-41.
- 2 Aschworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964 ; 192 : 540-2.
- 3 Basmajian JV. *Muscles Alive, their functions revealed by electromyography*. Baltimore : Williams & Wilkins ; 1979.
- 4 Berger W. Characteristics of locomotor control in children with cerebral palsy. *Neurosci Biobehav Rev* 1998 ; 4 : 579-82.
- 5 Berger W, Quintern J, Dietz V. Pathophysiology of gait in children with cerebral palsy. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982 ; 5 : 538-48.
- 6 Bobath B, Bobath K. Développement de la motricité des enfants IMC. *ABC de médecine*. Paris : Masson ; 1986. p. 99.
- 7 Brandstater ME, De Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait : analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil* 1983 ; 64 : 583-7.
- 8 Brown JK, Rodda J, Walsh EG, Wright GW. Neurophysiology of lower-limb function in hemiplegic children. *Dev Med Child Neurol* 1991 ; 33 : 1037-47.
- 9 Carlsöö S, Dahllöf AG, Holm J. Kinetic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication. *Scand J Rehabil Med* 1974 ; 6 : 166-79.
- 10 Cavanagh PR, Hewitt FG, Perry JE. Shoe plantar pressure measurement : a review. *The foot* 1992 ; 2 : 185-94.
- 11 De Vita P, Bates BT. Intraday reliability of ground reaction force data. *Hum Mov Sci* 1988 ; 7 : 73-85.
- 12 Filipetti P, Decq P, Fontaine D, Feve A, Pirote A, Barbedette B, et al. La spasticité des membres inférieurs chez l'adulte. *Neurochir* 1998 ; 3 : 167-74.
- 13 Gaviria M, D'Angeli-Chevassut M, Chavet P, Pelissier J. Plantar dynamics of hemiplegic gait : a methodological approach. *Gait Posture* 1996 ; 4 : 297-305.
- 14 Hughlings Jackson J. On the comparative study of diseases of the nervous system. *Br Med J* 1889 ; 2 : 355-62.
- 15 Hullin MG, Robb JE, Loudon IR. Gait patterns in children with hemiplegic spastic cerebral palsy. *J Pediatric Orthop B* 1996 ; 4 : 247-51.
- 16 Hyon-Jomier M, Lachenal B. Spasticité et infirmité motrice cérébrale. *Ann Kinésithér* 1990 ; 9 : 469-77.
- 17 Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking*. Baltimore : Williams and Wilkins ; 1981.
- 18 Jeng SF, Holt KG. A new approach to movement control in children with cerebral palsy. *Phys Ther Practice* 1993 ; 4 : 19-29.
- 19 Kaufman KR, Chambers HG, Sutherland DH. Variability of temporal distance measurements in pathological gait studies. *Gait Posture* 1996 ; 4 : 169.
- 20 Lacert P, Mauduyt de la Grève I. Approche thérapeutique de la spasticité chez l'enfant. *Ann Réadaptation Méd Phys* 1993 ; 5 : 387-90.
- 21 Lance JW. Spasticity : Disordered Motor Control. Symposium synopsis. In : Feldman RG, Young RR, Koella WP, Eds. *Chicago : Year Book Medical Publishers ; 1980*.
- 22 Leroy-Malherbe V, Thuilleux G, Truscelli D. Infirmité motrice cérébrale et déformation du membre inférieur dans le plan horizontal. *Motr Cérébr* 1993 ; 14 : 77-87.
- 23 Mayer NH. Clinicophysiological concepts of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. *Muscle Nerve* 1997 ; 20 Suppl 6 : S1-S13.
- 24 Meyring S, Diehl RR, Milani TL, Hennig EM, Berlit P. Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clin Biomech* 1997 ; 1 : 60-5.
- 25 Milani TL, Hennig EM. Day-to-day variability of pressure distribution measurements during walking and running. *Canadian Society for Biomechanics ; Proceedings, Sixth Biennial Conference ; 1990 August 16-19 ; Quebec*.
- 26 Norlin R, Odenrick P. Development of gait in spastic children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1986 ; 6 : 674-80.
- 27 O'Byrne JM, Jenkinson A, O'Brien TM. Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyser. *J Child Neurol* 1998 ; 3 : 101-8.
- 28 Olney SJ, Costigan PA, Hedden DM. Mechanical energy patterns in gait of cerebral palsied children with hemiplegia. *Phys Ther* 1987 ; 9 : 1348-54.
- 29 Pertunen J, Komi PV. Foot pressure distribution pattern during gait. *XVth ISB Congress ; 1995. Book of abstracts. p. 726-727*.
- 30 Plas F, Viel E, Blanc Y. *La marche humaine : kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique*. Paris : Masson ; 1989.
- 31 Rémy-Néris O, Denys P, Azouvi P, Jouffroy A, Faivre S, Laurans A, et al. Spasticité. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris). Kinésithérapie - Médecine Physique - Réadaptation, 26-011-A-10. 1997*.
- 32 Schaff PS. An overview of foot pressure measurement systems : treatment and biomechanical assessment using computer. *Clin Pod Med Surg* 1993 ; 3 : 403-15.
- 33 Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment, Part 2 : Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. *J Rehabil Res Dev* 1987 ; 2 : 24-30.
- 34 Waters PM, Van Heest A. Spastic hemiplegia of the upper extremity in children. *Hand Clin* 1998 ; 1 : 119-34.
- 35 Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am* 1987 ; 3 : 437-41.
- 36 Yelnik A, Albert T, Bonan I, Laffont I. A clinical guide to assess the role of lower limb extensor overactivity in hemiplegic gait disorders. *Stroke* 1999 ; 3 : 580-5.
- 37 Zarrugh MY, Todd FN, Ralston HJ. Optimisation of energy expenditure during walking. *European J Appl Phys Occup Phys* 1974 ; 33 : 293-306.