



HAL
open science

Asymmetries in dynamic plantar pressure distribution measurement in able-bodied gait: application to the study of the gait asymmetries in children with hemiplegic cerebral palsy.

V Femery, P Moretto, H Renaut, G Lensel, A Thevenon

► To cite this version:

V Femery, P Moretto, H Renaut, G Lensel, A Thevenon. Asymmetries in dynamic plantar pressure distribution measurement in able-bodied gait: application to the study of the gait asymmetries in children with hemiplegic cerebral palsy.. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2001, 45, pp.114-22. hal-04325477

HAL Id: hal-04325477

<https://hal.science/hal-04325477v1>

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

Analyse des asymétries baropodométriques lors de la marche chez le sujet valide : application à l'étude des asymétries chez l'enfant infirme moteur cérébral

V. Femery^{1*}, P. Moretto¹, H. Renaut², G. Lense¹, A. Thevenon³

¹Laboratoire d'études de la motricité humaine, FSSEP, 9, rue de l'Université, 59790 Ronchin, France ; ²service de réadaptation infantile, hôpital maritime Vancauwerberghe, 59123 Zuydcote, France ; ³service de médecine physique et réadaptation, hôpital Swynghedaw, CHRU, 59000 Lille, France

RÉSUMÉ

OBJECTIFS : Le but de cette étude est d'analyser, dans un premier temps, la distribution des pressions plantaires chez les sujets valides afin de confirmer ou infirmer les résultats de travaux précédents sur la nature asymétrique de la phase d'appui. L'étude des dissymétries est basée sur l'identification d'un pied amortisseur et d'un pied propulseur suivant un concept introduit par Viel. Dans un deuxième temps, l'approche a été appliquée à l'étude des asymétries de la marche chez deux enfants hémiplegiques atteints d'infirmité motrice cérébrale.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : Trente sujets valides et deux enfants atteints d'hémiplegie cérébrale infantile (H1 et H2) ont participé à un test de marche à allure libre. L'enregistrement des paramètres baropodométriques est réalisé grâce à un système de semelles embarquées (Parotec, by Paromed Medizintechnik, GmbH, Germany). Les pics de pression ont été étudiés à partir de l'enregistrement des pressions sous huit zones de l'empreinte plantaire. Un programme a calculé la somme des forces sous le talon et déterminé le pied amortisseur. Par défaut le pied controlatéral est dit propulseur.

RÉSULTATS : La nature asymétrique de la phase d'appui des sujets valides est confirmée. Au talon, des pics de pression inférieurs de 28 % sont notés sous le pied amortisseur comparé au pied propulseur. À l'inverse, sous les têtes métatarsiennes et l'hallux, les pics de pression sont supérieurs de 32 % en moyenne sous le pied propulseur. Pour les deux sujets hémiplegiques, le profil de distribution des pressions plantaires met également en évidence des

différences significatives entre pied non-atteint et atteint. Les pics de pression sous le talon du pied atteint sont respectivement inférieurs de 21 % et 97 % pour H1 et H2. La fonction d'amortissement est retrouvée et associée au membre atteint. La fonction de propulsion n'est pas systématiquement retrouvée sous le pied non-atteint.

DISCUSSION – CONCLUSION : L'analyse des mesures baropodométriques de la marche des sujets valides met en évidence des différences entre les deux membres inférieurs. Ces asymétries baropodométriques émergent d'une organisation fonctionnelle naturelle des appuis distinguant un pied amortisseur et un pied propulseur et corroborant le concept introduit par Viel. La marche hémiplegique présente également des asymétries baropodométriques en accord, en partie, avec une logique fonctionnelle personnalisée d'amorti et de propulsion. Toutefois, le profil asymétrique peut aussi résulter d'une stratégie d'auto-optimisation de la marche compensant les perturbations biomécaniques, anatomiques et physiologiques secondaires à la lésion cérébrale. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

hémiplegie / infirmité motrice cérébrale / marche normale / marche pathologique / pressions plantaires

ABSTRACT

Asymmetries in dynamic plantar pressure distribution measurement in able-bodied gait: application to the study of the gait asymmetries in children with hemiplegic cerebral palsy.

OBJECTIVES: The aim of this study was to analyse, firstly, the plantar pressure distribution in healthy subjects in order to validate or invalidate the previous studies results on the asymmetrical profile of the stance phase. The studies of

asymmetries was based on the identification of a propulsive foot and a loading foot from a concept introduced by Viel. Secondly, the approach was applied to the study of gait asymmetries in two children with hemiplegic cerebral palsy.

MATERIAL AND METHOD: Thirty healthy control subjects and two hemiplegic children (H1 and H2) performed a walking test at self selected speed. The recordings of dynamic parameters were realized thanks to an in-shoe plantar pressure analysis system (Parotec, by Paromed Medizintechnik, GMBH, Germany). The pressure peaks were determined from the recording of pressures under eight footprint locations. A program calculated the sum of forces under the heel and determined the loading foot. By defect, the second foot is the propulsive foot.

RESULTS: The asymmetrical profile of the human normal stance phase was validated. Under the heel, the pressure peaks lower by 28 % were noticed beneath the loading foot compared to the propulsive foot. Inversely, under the metatarsal heads and the hallux, the pressure peaks were greater by 32 % beneath the propulsive foot. For the two hemiplegic children, the plantar pressure profile equally highlighted significant differences between the unaffected and affected feet. The pressure peaks under the affected heel were respectively lower by 21 % and 97 % for H1 and H2. The loading function was found and associated to the affected limb. The propulsive function was not systematically found under the unaffected foot.

DISCUSSION: The analysis of plantar pressure measurements during able-bodied gait showed differences between the two lower limbs. These dynamic asymmetries are the results of a natural functional organization of the supports differentiating a loading foot and a propulsive foot and corroborating the concept proposed by Viel. The hemiplegic gait also presented dynamic asymmetries partially agreement with a personalized functional logic of loading and propulsion. However, the asymmetrical profile can also result a gait self-optimization strategy compensating biomechanical, anatomical and physiological disorders linked to the cerebral deficiency. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

hemiplegia / hemiplegic cerebral palsy / hemiplegic gait / plantar pressure

L'étude de la locomotion humaine a reçu une attention considérable de la part des cliniciens, physiiciens, orthopédistes ou biomécaniciens. Toutefois certains aspects de la marche restent encore obscurs notamment l'existence ou non d'un comportement asymétrique des membres inférieurs. Sadeghi et al. [21] ont recensé toutes les études en faveur d'une

marche « normale » asymétrique. Une majorité d'entre elles s'appuie sur l'analyse des paramètres spatio-temporels [9, 25] et cinématiques [20, 26]. Vanden-Abeelee [27] et Matsusaka et al. [17] associent les asymétries de marche aux tâches de support et de mobilité accomplies préférentiellement par l'un ou l'autre des membres inférieurs. Ainsi, la marche des sujets valides semble être naturellement asymétrique. La littérature offre peu de référence se basant sur l'étude des paramètres dynamographiques pour quantifier les asymétries de la marche [6, 12, 29]. La dynamographie utilise les plates-formes de force pour mesurer les forces de réaction du sol. Viel et al. [29] se proposent d'étudier l'asymétrie de marche des sujets valides et introduisent le concept d'une classification fonctionnelle en différenciant un pied « Amortisseur », défini par le pic de force le plus faible sous le talon. Par défaut, le second pied est dit « Propulseur ». À notre connaissance, aucune étude n'a utilisé les mesures baropodométriques pour étudier les asymétries et tenter d'interpréter les résultats selon des stratégies locomotrices fonctionnelles ou la mise en place d'adaptations naturelles.

Le comportement asymétrique de la marche est le plus souvent associé à la marche pathologique [5, 18, 23, 24]. Chez les enfants infirmes moteurs cérébraux, les observations cliniques suffisent à détecter des différences entre membre non-atteint et atteint. Toutefois, il semble intéressant, au regard des interprétations faites chez le valide, de savoir si les asymétries respectent une organisation fonctionnelle lors de la marche ou si elles sont la simple conséquence des troubles neuromusculaires et musculo-squelettiques dus à la déficience.

Notre étude se propose d'analyser la distribution des pressions plantaires chez le sujet valide afin de vérifier la nature asymétrique des appuis au sol. Nous tenterons d'interpréter les résultats selon le concept fonctionnel de pied « Amortisseur » vs « Propulseur » introduit par Viel et al. [29]. L'asymétrie des appuis au sol de deux enfants hémiplegiques atteints d'infirmité motrice cérébrale est discutée suivant la même approche.

MÉTHODES

Population

Trente sujets sains (15 filles et 15 garçons) ont participé à l'étude. Les sujets sont âgés de $23 \pm 3,6$ ans,

Tableau I. Caractéristiques anthropométriques des sujets hémiparétiques : H1 et H2.

	H1	H2
Âge (années)	14	20
Taille (m)	1,44	1,73
Masse (kg)	35	68
Sexe	Masculin	Masculin
Côté de l'hémiparésie	Gauche	Gauche
Angle d'AVF (14°±7°)	D : 20° G : 16°	D : 10° G : 26°
Angle de TTP (32°±8°)	D : 33° G : 27°	D : 41° G : 40°

Angle d'AVF : angle d'antéversion fémorale ; Angle de TTP : Angle de torsion tibio-péronière. ; (moyenne ± DS) : Fourchette de valeurs considérées normales pour les valides.

de taille moyenne $1,70 \pm 0,05$ m et de masse moyenne $68,2 \pm 8,37$ kg. Tous les sujets présentant une particularité (pied plat, pied creux), blessés ou ayant subi une opération des membres inférieurs depuis moins de deux ans n'ont pas été retenus.

Deux enfants atteints d'hémiparésie cérébrale infantile ont également participé à l'étude. Ces enfants ne présentent pas de troubles associés pouvant influencer les performances locomotrices (athétose, retard intellectuel, troubles visuels sévères). Leurs caractéristiques anthropométriques sont précisées dans le *tableau I*. Pour ces sujets, deux examens supplémentaires ont été réalisés. 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'Ashworth [1]. Les scores de spasticité sont évalués au membre atteint au niveau du triceps sural, de l'ischio-jambier et du droit antérieur. Un examen scanographique (App General Electric Hi Speed Adv Syst, matrice 512×985) a été réalisé afin de repérer d'éventuelles anomalies rotationnelles des membres inférieurs dans le plan horizontal [16]. Les angles d'antéversion fémorale (AVF : angle formé par l'axe du col fémoral et l'axe bicondylien) et de torsion tibio-péronière (TTP : angle formé par l'axe bicondylien et l'axe bimalléolaire) ont été calculés.

Le premier sujet (H1) présente une hémiparésie gauche suite à une anoxie. Une spasticité légère, cotée à 1, siège sur le triceps sural. Une diminution de l'amplitude de la dorsiflexion en mobilisation passive est notée. Le sujet se déplace sans aide extérieure mais le port d'une attelle suro-pédieuse est conseillé. Après examen scanographique, aucune

déformation rotationnelle des extrémités inférieures n'est observée. Les angles d'AVF et de TTP se situent dans les limites de la « normale » des deux côtés (*tableau I*).

Le second sujet (H2) est atteint d'une hémiparésie gauche spastique suite à une malformation congénitale. La spasticité est cotée à 3 sur le triceps sural et l'ischio-jambier et à 2 sur le droit antérieur. Le sujet présente un pied gauche creux varus équien. Une rectitude de la cheville gauche, en mobilisation passive, est sentie lors des mouvements de dorsiflexion et de flexion plantaire. La marche est obtenue avec le port d'une orthèse courte de Perlstein. Les mesures scanographiques indiquent un angle d'AVF dans les limites de la normale à droite et supérieur de 23 % aux valeurs normales à gauche. L'angle de TTP est dans les limites supérieures de la normale des deux côtés (*tableau I*).

Système de mesure

Le système de mesure des paramètres baropodométriques (Parotec, Paromed Medizintechnik GMBH, Germany) 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. Les semelles comportent chacune 16 capteurs hydrocellulaires.

Protocole

Le protocole d'enregistrement des pressions plantaires comprend trois étapes. La première phase consiste en l'enregistrement des pressions dues au serrage du chausson alors que le sujet est assis et 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 bénéficié d'une période d'adaptation pendant laquelle ils pouvaient se familiariser avec l'appareillage. Kirckpatrick et al. [15] et De Vita et Bates [8] ont établi qu'un minimum de trois enregistrements était néces

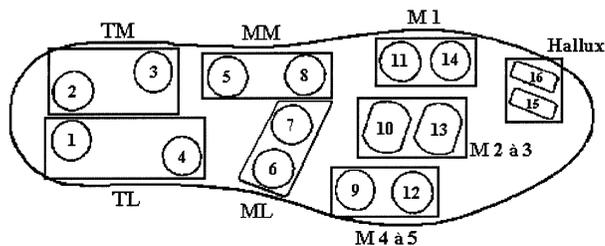


Figure 1. Répartition et regroupement des capteurs sur la semelle Parotec.

TL : talon (côté latéral) ; TM : talon (côté médial) ; ML : médio-pied (côté latéral) ; MM : médio-pied (côté médial) ; M 4 à 5 : 4^e et 5^e têtes métatarsiennes ; M2 à 3 : 2^e et 3^e têtes métatarsiennes ; M1 : 1^{ère} tête métatarsienne ; Hallux : gros orteil.

saire afin d'affiner la validité des résultats obtenus. Ainsi, nos sujets ont réalisés quatre tests de marche permettant d'observer 32 pas (4 tests \times 8 pas = 32 pas enregistrés par sujet). Afin de standardiser le type de chaussure employée, tous les sujets étaient équipés de chausson en néoprène. Les enfants hémiparétiques ont réalisé les tests sans leurs attelles.

Paramètres retenus pour l'étude

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 (T_c) représentant le temps écoulé entre l'attaque du talon et le décollé des orteils du même pied et le temps de double appui (T_{da}) correspondant au temps durant lequel les deux pieds sont en contact avec le sol. La durée du pas (T_{pas}) est calculée entre deux attaques de talon consécutives et controlatérales.

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. Les pressions dues au serrage du chausson sont déduites systématiquement des valeurs de pression enregistrées lors du contact au sol. Pour notre étude, les capteurs de même surface sont regroupés pour décrire huit zones proposées par Milani et Hennig [19] (figure 1).

L'étude de la somme des forces sous les deux regroupements de capteurs au talon (TL et TM) permet de déterminer un pied amortisseur et propulseur. Le pied amortisseur est défini par le pic de force le plus faible sous le talon. Par défaut, le second pied est dit propulseur. Nous ne retiendrons que les pics

de pression qui correspondent aux valeurs de pressions maximales atteintes sous chacune des huit zones de l'empreinte plantaire.

Analyse statistique

Le logiciel Statview 4.2TM a été utilisé pour l'analyse statistique. Un test « t » pour variables appariées permet de comparer les données des membres propulseur et amortisseur des sujets valides. Le test est répété pour chacune des huit zones de l'empreinte plantaire. Le « U » de Mann-Whitney permet de comparer les résultats du membre non-atteint et atteint chez les deux sujets hémiparétiques. Les analyses ont été conduites sur la totalité des pas enregistrés ($n = 32$) pour en améliorer la sensibilité selon une méthodologie proposée par Cavanagh et al. [4]. Le seuil de signification est fixé à $p < 0,01$.

RÉSULTATS

Population valide

Les résultats ne mettent pas en évidence d'asymétries temporelles (tableau II). L'analyse des temps de contact ($T_{c_{prop}}$: 640 ms ; $T_{c_{am}}$: 650 ms), temps de double appui ($T_{da_{prop}}$: 100 ms ; $T_{da_{am}}$: 90 ms) et temps du pas ($T_{pas_{prop}}$: 550 ms ; $T_{pas_{am}}$: 560 ms) indique des valeurs similaires d'un pied à l'autre.

La figure 2 présente le profil type de distribution des pressions plantaires d'une population de sujets valides. Les résultats révèlent un caractère asymétrique des appuis lors du contact des pieds au sol. Globalement, comparé au pied amortisseur, les pics de pression sous le pied propulseur sont plus élevés pour l'ensemble des regroupements de capteurs, à l'exception du bord médial du médio-pied (MM). Trois regroupements de capteurs sur les huit étudiés sont concernés par des différences statistiquement significatives. Ainsi, comparé au pied amortisseur, les pics de pression du pied propulseur sont respectivement supérieurs de 28 %, 32 % et 37 % sous le bord latéral du talon (TL), les deuxième et troisième têtes métatarsiennes (M2-3) et l'hallux. Les dissymétries entre les deux pieds sont plus marquées à l'avant-pied.

Tableau II. Moyennes des paramètres spatio-temporels issus des tests de marche réalisés à allure libre pour les sujets valides, H1 et H2 ($V_V = 1,20 \text{ m.s}^{-1}$; $V_{H1} = 1,06 \text{ m.s}^{-1}$; $V_{H2} = 0,86 \text{ m.s}^{-1}$).

	Valides		H1		H2	
	Pied amortisseur	Pied propulseur	Pied non-atteint	Pied atteint	Pied non-atteint	Pied atteint
Tc (ms)	650	640	640	670	950	710*
Tda (ms)	90	100	100	70	110	120
Tpas (ms)	560	550	530	600	840	590*

Tc : Temps de contact, Tda : Temps de double appui, Tpas : Durée du pas ; * : Différences statistiquement significatives entre pied non-atteint et atteint. Le seuil de signification est fixé à $p < 0,01$.

Étude du cas H1

Hormis un Tpas plus long du côté atteint (600 ms) par rapport au côté non-atteint (530 ms), la prise en compte des paramètres temporels (*tableau II*) n'apporte pas d'éléments intéressants dans la compréhension des asymétries de marche.

La distribution des pressions plantaires des membres non-atteint et atteint est présentée dans la *figure 3* pour le premier sujet hémiparétique (H1). La nature asymétrique de la marche hémiparétique est également mise en évidence, puisque quatre des huit regroupements de capteurs présentent des différences statistiquement significatives entre les deux membres inférieurs. La partie médiale du pied est plus particulièrement concernée. En effet, comparé au pied non-atteint, les pics de pression du pied atteint sont respectivement inférieurs de 21 %, 93 % et 47 % sous le bord médial du talon et du médiopied (TM et MM) et sous la première tête métatarsienne (M1). Sous M2-3, les pics de pression du pied atteint sont supérieurs de 40 % par rapport au pied non-atteint. Le profil des asymétries baropodométriques au talon reste donc relativement semblable à

celui des valides. Alors que, sous l'avant-pied, la répartition des asymétries baropodométriques est différente de celle des valides.

Étude du cas H2

Les mesures spatio-temporelles (*tableau II*) indiquent des temps de contact et temps du pas, du côté atteint (Tc : 0,71 ms ; Tpas : 0,59 ms) plus courts comparés à ceux du côté non-atteint (Tc : 0,95 ms ; Tpas : 0,84 ms).

La *figure 4* présente la distribution des pressions plantaires sous les membres non-atteint et atteint pour le second sujet hémiparétique (H2). Les résultats montrent une distribution asymétrique des contraintes verticales. Les pics de pression du côté atteint sont nettement diminués comparé au côté non-atteint pour l'ensemble des regroupements de capteurs, excepté sous M1. Bien que plus accentué, le profil des asymétries baropodométriques est similaire à celui des sujets valides. Des dissymétries significativement différentes entre les deux membres inférieurs sont notées sous le talon et l'avant-pied. Ainsi, comparé au pied non-atteint, les pics de pres

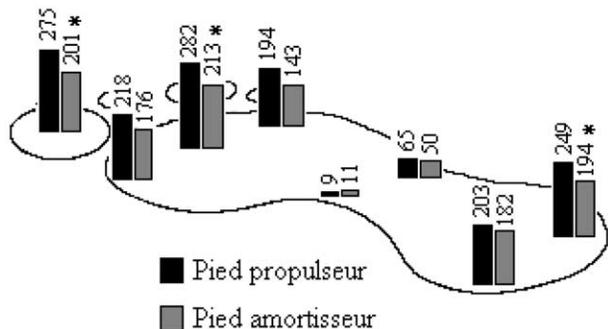


Figure 2. Pics de pression moyens (kPa) des sujets valides pour les deux membres inférieurs.

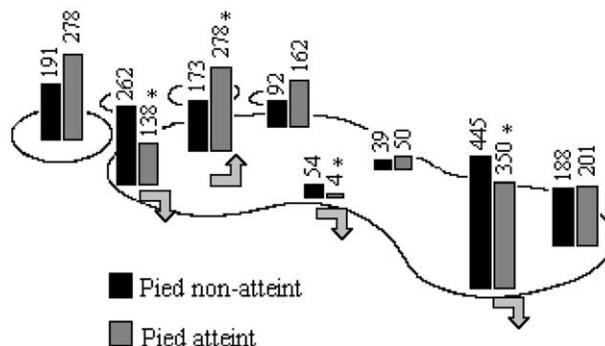


Figure 3. Pics de pression moyens (kPa) de H1 pour les deux membres inférieurs.

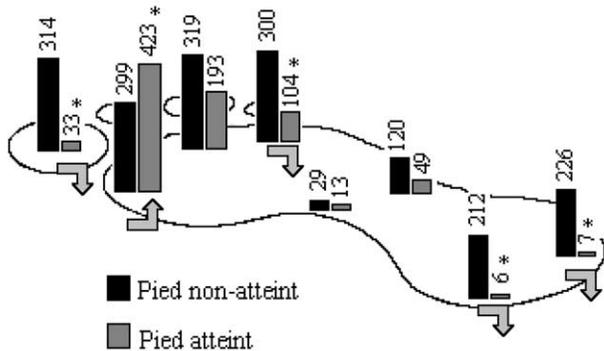


Figure 4. Pics de pression moyens (kPa) de H2 pour les deux membres inférieurs.

sion du pied atteint sont inférieurs de 97 %, 65 % et 89 % respectivement sous le talon (TL et TM), M4-5 et l'hallux. Sous M1, les pics de pression du côté atteint sont supérieurs de 41 % par rapport au côté non-atteint.

DISCUSSION

Dans l'étude de la marche humaine, des différences entre membre droit et gauche ont fréquemment été reportées [9, 21, 22, 25]. La dynamographie a été utilisée pour décrire les forces de réaction du sol et vérifier l'existence de dissymétries entre les deux pieds lors de la phase d'appui [12, 29]. Viel et al. [29] constatent que les contraintes verticales s'appliquant sur le pied ne sont pas identiques à droite et à gauche. Ils proposent une classification fonctionnelle en différenciant un pied « Amortisseur » et un pied « Propulseur ». Le système Parotec, utilisé dans notre étude, permet d'étudier les paramètres baropodométriques des deux membres inférieurs lors de plusieurs pas consécutifs, afin de répondre au plus près aux conditions réelles de la marche quotidienne. Les pressions plantaires témoignent des modifications d'appui à l'interface-pied-chaussure-sol. Elles permettent de repérer les événements critiques lors des différentes phases du pas pour caractériser les stratégies motrices de la marche.

Les paramètres spatio-temporels montrent des temps de contact (Tc), temps de double appui (Tda) et temps du pas (Tpas) identiques des deux côtés. À l'instar des travaux étudiant la symétrie de la marche basée sur les mesures cinématiques [7, 10, 11],

l'étude des Tc, Tda et Tpas ne nous permet pas de mettre en évidence une asymétrie entre les deux membres inférieurs. Toutefois, ces données restent trop globales et notre étude montre que l'analyse plus fine des paramètres baropodométriques permet d'autres conclusions. Nos résultats confirment les travaux antérieurs. En effet, en l'absence de troubles orthopédiques dans notre population valide, les différences significatives relevées au talon (TL) et à l'avant-pied (M2-3 et hallux) confirment l'existence d'asymétries entre les deux membres inférieurs. Les pics de pression significativement plus faibles sous l'un des deux talons confirment la fonction d'amortissement évoquée par Viel et al. [29]. Puisque les pics de pression sont significativement plus élevés sous l'avant-pied controlatéral, la fonction de propulsion peut être associée. Dès lors, le concept de Viel permet d'étudier les asymétries sur des critères fonctionnels plus précis qu'une classification droite/gauche faisant intervenir les notions plus aléatoires de latéralisation et de dominance des membres.

Les asymétries de la marche révèlent donc des différences fonctionnelles d'un pied à l'autre. En effet, chez les sujets valides, les asymétries locales ne sont pas la conséquence de troubles de la marche mais sont plutôt liées à la mise en place d'adaptations fonctionnelles naturelles. Matsusaka et al. [17] et Vanden-Abeelee [27] associent les comportements asymétriques des membres inférieurs à la contribution spécifique de chaque membre dans les tâches de support et de mobilité. À partir de données électrophysiologiques et neurophysiologiques, Vanden-Abeelee [28] postule en faveur d'une organisation motrice bilatérale, asymétrique et complémentaire des membres inférieurs lors de la marche. Cette dualité fonctionnelle s'exprime par la prévalence d'une jambe pour les activités opérantes, tâche de mobilité, et de la jambe controlatérale pour les activités de support et de contrôle. Sadeghi et al. [22] ont montré que la tâche de mobilité était assurée par le membre capable de créer un travail musculaire important et prédominant lié à la fonction de propulsion. Les tâches de contrôle et de support sont assurées par le membre capable de générer une contraction dynamique excentrique importante des muscles de la loge antérieure. Cette activité musculaire permet de freiner davantage l'abaissement de l'avant-pied au sol lors du 1^{er} temps de contact et peut être liée à la fonction d'amorti. Nos résultats confirment

l'existence d'asymétries fonctionnelles chez le sujet valide et nous permettent d'établir un parallèle entre les concepts biomécanique et physiologique respectivement proposés par Viel et al. [29] et Matsusaka et al. [17]. Selon nous, le pied amortisseur, remplirait les fonctions de contrôle et de support. Tandis que le pied propulseur, s'octroierait la tâche de mobilité.

Les études s'intéressant à l'asymétrie sont consacrées préférentiellement à la marche pathologique. L'étude préliminaire de la distribution des pressions plantaires de deux enfants hémiplégiques a pour objet d'appliquer l'approche précédente à l'étude des asymétries de la marche du sujet hémiplégique.

Pour l'étude du cas H1, des différences entre pied non-atteint et atteint ont clairement été identifiées. Les asymétries sont localisées sous le talon (TM), le médio-pied (MM) et l'avant-pied (M2-3 et M1). Pour reprendre le concept de Viel, la fonction d'amorti peut être associée au pied atteint, puisque les pics de pressions sont significativement inférieurs de 21 % comparés au pied non-atteint. Par contre, il apparaît plus difficile d'associer la fonction de propulsion à l'un ou l'autre des deux pieds. En effet, sous l'avant-pied, les pics de pression les plus élevés sont repérés tantôt sous le pied atteint tantôt sous le pied non-atteint. Chaque pied possède la capacité d'accomplir l'une ou l'autre des tâches naturellement afin d'assurer au sujet les adaptations nécessaires au bon déroulement des cycles de marche. Le concept de pied amortisseur vs propulseur est en partie retrouvé. La fonction d'amorti existe chez le sujet hémiplégique, tandis que la fonction de propulsion s'adapte d'un pas à l'autre. Cependant les asymétries peuvent également prendre place naturellement pour compenser les perturbations du membre atteint. Par exemple, la diminution des amplitudes de la cheville et la présence d'une légère spasticité, cotée à 1 sur le triceps sural, renforce ce profil de distribution des pressions plantaires sous le talon atteint. Cette étude de cas met en évidence la mise en place d'adaptations spontanées et fonctionnelles du membre non-atteint pour contrecarrer les perturbations du membre atteint.

L'étude de la distribution des pressions plantaires de H2 montre des différences nombreuses et marquées entre membre non-atteint et atteint. Les pics de pression sous le talon du pied atteint sont très inférieurs (TL : 7 kPa ; TM : 6 kPa) à ceux du talon

du pied non-atteint (TL : 226 kPa ; TM : 212 kPa). La fonction d'amortissement peut donc être associée au pied atteint. Les très faibles pressions sous le talon du pied atteint peuvent être expliquées par le manque d'amplitude de la cheville en dorsiflexion provoquant une attaque du sol « pied à plat » et non pas sur le talon. Dès lors, l'étirement des muscles de la loge postérieure de la jambe lors de l'attaque au sol peut provoquer une contraction importante des muscles extenseurs de la cheville [2] liée à une hyperactivité de l'arc réflexe myotatique.

Hormis un pic de pression sous la 1^e tête métatarsienne (M1), plus élevé du côté atteint, les pics de pression nettement supérieurs sous l'avant-pied non-atteint caractérise la fonction propulsive de ce pied. Le sujet H2 présente des désordres neuromusculaires et musculo-squelettiques importants. La spasticité, cotée à 3 sur l'échelle d'Ashworth au niveau du triceps sural, et un angle d'antéversion fémorale gauche supérieur aux valeurs normales (26° vs $14 \pm 7^\circ$) engendre une mise en charge importante sous M1, du côté atteint, liée à la position en varus équin du pied et à une rotation interne de la hanche. Cette asymétrie localisée suggère une stratégie de compensation. En effet, Inman et al. [13] ont montré que la marche sur demi-pointe évitait un trop grand débattement du centre de gravité lors des transferts d'appuis controlatéraux. Selon ces auteurs, les sujets mettent en place des mécanismes compensatoires qui leur permettent de conserver une énergie cinétique similaire d'un pas à l'autre et de réduire ainsi le coût énergétique de la marche. Les différences marquées entre membre non-atteint et atteint sont trop souvent interprétées comme la conséquence directe de la déficience neuromotrice. Or, le schéma de marche des enfants hémiplégiques peut répondre à une stratégie d'optimisation du comportement dynamique par l'auto-gestion des troubles moteurs, des contraintes articulaires et douloureuses, du coût énergétique et de l'équilibre [14].

Le profil de distribution des pressions plantaires, de H2, sous l'hallux, pied atteint (pics de pression inférieurs de 89 % comparé au pied non-atteint), peut s'expliquer par la rectitude de la cheville en flexion plantaire qui empêche le sujet de terminer le déroulement du pas.

L'étude générale de la distribution des pressions plantaires, chez H2, montre une diminution marquée des pics de pression sous le pied atteint comparé au

ped non-atteint et fait penser à un évitement de l'appui sur ce pied. La diminution des temps de contact (710 ms vs 950 ms) et temps du pas (590 ms vs 840 ms) confirme cette tendance et corrobore les propos de Bobath et Bobath [3]. Les sujets hémiparétiques reportent le poids de corps préférentiellement sur la jambe non-atteinte. Ainsi, le profil asymétrique semble correspondre à une stratégie d'auto-optimisation par défaut, visant à satisfaire la stabilité [14].

L'étude du cas H2, montre que les asymétries entre membre atteint et non-atteint ne caractérisent pas uniquement une marche pathologique. Elles sont liées, d'un côté, à une logique fonctionnelle personnalisée d'amorti/propulsion. D'un autre côté, les asymétries entre les deux membres inférieurs contribuent à la mise en place de compensations par le membre non-atteint des perturbations liées au membre atteint.

CONCLUSION

L'étude des paramètres baropodométriques met en évidence le caractère asymétrique de la marche des sujets valides. Les asymétries baropodométriques ne peuvent pas être associées à un profil de marche inadéquat. Ainsi, nous proposons l'hypothèse selon laquelle les différences entre les deux membres inférieurs, lors de la phase d'appui, répondent à une organisation fonctionnelle naturelle liée à la contribution de chaque membre dans les tâches d'amorti-contrôle et de propulsion-mobilité. La méthodologie appliquée à l'étude de deux enfants infirmes moteurs cérébraux a mis également en évidence le profil asymétrique de la marche hémiparétique. Le caractère fonctionnel des asymétries baropodométriques est retrouvé mais distribué de façon différente sous l'empreinte plantaire, selon le degré de déficience et les troubles neuromoteurs et musculosquelettiques qui lui sont associés. La fonction amorti est retrouvée sous le pied atteint et est associée à la tâche de contrôle. L'étude du comportement du pied, supposé sain, permet d'identifier les mécanismes mis en place par les sujets hémiparétiques pour contrecarrer la fonction déficiente du membre plégique et lui assurer la mobilité à défaut d'une réelle propulsion. Dès lors, ces informations pourraient compléter le diagnostic clinique et permettraient d'affiner un planning thérapeutique ou d'optimiser un programme de rééducation. Considérer les deux mem-

bres inférieurs et leur fonction pourrait permettre d'anticiper les conséquences fonctionnelles et orthopédiques de la reprise de la marche suite à une intervention chirurgicale sur le membre atteint.

RÉFÉRENCES

- 1 Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964 ; 192 : 540-2.
- 2 Berger W, Quintern J, Dietz V. Pathophysiology of gait in children with cerebral palsy. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982 ; 5 (5) : 538-48.
- 3 Bobath B, Bobath K. Développement de la motricité des enfants IMC. ABC de médecine. Paris : Masson ; 1986. p. 99.
- 4 Cavanagh PR, Hewitt FG, Perry JE. In Shoe plantar pressure measurement: a review. *The foot* 1992 ; 2 : 185-94.
- 5 Claeys R. The analysis of ground reaction forces in pathological gait secondary to disorders of the foot. *Int Orthop* 1983 ; 12 : 113-9.
- 6 Crowe A, Schiereck P, de Boer R, Keessen W. Characterization of gait of young adult females by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait Posture* 1993 ; 1 : 61-8.
- 7 Crowinshield RD, Brand RA, Johnston RC. The effects of walking velocity on hip kinematics and kinetics. *Clin. Orthop* 1978 ; 132 : 140-4.
- 8 De Vita P, Bates BT. Intraday reliability of ground reaction force data. *Hum Mov Sci* 1988 ; 7 : 73-85.
- 9 Du Châtinier K, Rozendal RH. Temporal symmetry gait of selected normal subjects. *Anatomy* 1970 ; 73 : 353-61.
- 10 Hannah RE, Morrison JB, Chapman AE. Kinematic symmetry of the lower limbs. *Arch Phys Med Rehabil* 1984 ; 6 (4) : 155-8.
- 11 Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot and Ankle* 1994 ; 1 (1) : 35-40.
- 12 Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sport Exerc* 1989 ; 2 (1) : 110-4.
- 13 Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore : Williams and Wilkins ; 1981.
- 14 Jeng SF, Holt KG. A new approach to movement control in children with cerebral palsy. *Phys Ther Practice* 1993 (4) : 19-29.
- 15 Kirkpatrick M, Wytch R, Cole G, Helms P. Is the objective assessment of cerebral palsy gait reproducible? *J Pediat Orthop* 1994 ; 14 : 705-8.
- 16 Leroy-Malherbe V, Thuilleux G, Trusculli D. IMC et déformation du membre inférieur dans le plan horizontal. *Mot cérébrale* 1993 ; 4 : 77-87.
- 17 Matsusaka N, Fujitta M, Hamamina A, Norimatsu T, Suzuki R. Relationship between right and left leg in human gait from a viewpoint of balance control. In : Winter DA, Norman R, Wells R, Hayes K, Patla A, Eds. *Biomechanics IX-A*. Champaign : Human Kinetics Publishers ; 1985. p. 427-30.
- 18 Meyring S, Diehl RR, Milani TL, Hennig EM, Berlit P. Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clin Biomech* 1997 ; 1 (1) : 60-5.
- 19 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.*
- 20 Rosenrot P, Wall JC, Charteris J. The relationship between velocity, stride time, support time and swing time during normal walking. *J Hum Mov Stud* 1980 ; 6 : 232-335.

-
- 21 Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture* 2000 ; 12 : 34-45.
 - 22 Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci* 1997 ; 16 : 243-58.
 - 23 Seeger BR, Caudrey DJ, Scoles JR. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children. *Arch Phys Med Rehabil* 1981 ; 6 (8) : 364-8.
 - 24 Seeger BR, Caudrey DJ. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in children with hemiplegic cerebral palsy: long term efficacy. *Arch Phys Med Rehabil* 1983 ; 6-4 : 160-2.
 - 25 Singh I. Functional asymmetry in the lower limbs. *Acta Anat* 1970 ; 77 : 131-8.
 - 26 Stefanyshyn DJ, Ensgberg JR. Right to left differences in the ankle joint complex range of motion. *Med Sci Sport Exerc* 1994 ; 2-5 : 551-5.
 - 27 Vanden-Abee J. Comments on the functional asymmetry of the lower extremities. *Cortex* 1980 ; 1-2 : 325-9.
 - 28 Vanden-Abee J. Y a-t-il un hémicorps droit et un hémicorps gauche ? 1. Les asymétries motrices des membres. *Union Med Canada* 1980 ; 10-12 : 1689-93.
 - 29 Viel E, Perelle A, Peyranne J, Esnault M. Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui du pied au sol. *Méd Chir Pied* 1985 ; 2 : 151-60.