



HAL
open science

Step-to-step reproducibility and asymmetry to study gait auto-optimization in healthy and cerebral palsied subjects

A. Descatoire, Virginie Femery, Francois J Potdevin, Pierre Moretto

► To cite this version:

A. Descatoire, Virginie Femery, Francois J Potdevin, Pierre Moretto. Step-to-step reproducibility and asymmetry to study gait auto-optimization in healthy and cerebral palsied subjects. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2009, 52 (4), pp.319 - 329. 10.1016/j.rehab.2009.02.004 . hal-04396526

HAL Id: hal-04396526

<https://hal.science/hal-04396526v1>

Submitted on 16 Jan 2024

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

Step-to-step reproducibility and asymmetry to study gait auto-optimization in healthy and cerebral palsied subjects

Intérêt de la reproductibilité du pas et de l'asymétrie pour étudier l'auto-optimisation de la marche chez des sujets sains et atteints de paralysie cérébrale

A. Descatoire^a, V. Femery^a, F. Potdevin^{a,c}, P. Moretto^{a,*,b}

^a *Laboratoire d'études de la motricité humaine, faculté des sciences du sport et de l'éducation physique, université de Lille-2, 9, rue de l'Université, 59790 Ronchin, France*

^b *UMR CNRS 8530, laboratoire d'automatique, de mécanique, et d'informatique industrielles et humaines, université le Mont-Houy, 59313 Valenciennes, France*

^c *EA 1059, unité de recherche sur l'évolution des comportements et des apprentissages, université Charles-de-Gaulle, BP 149, 59653 Villeneuve-d'Ascq cedex, France*

Abstract

Objective. – The purpose of our study was to compare plantar pressure asymmetry and step-to-step reproducibility in both able-bodied persons and two groups of hemiplegics. The relevance of the research was to determine the efficiency of asymmetry and reproducibility as indexes for diagnosis and rehabilitation processes.

Material and method. – This study comprised 31 healthy young subjects and 20 young subjects suffering from cerebral palsy hemiplegia assigned to two groups of 10 subjects according to the severity of their musculoskeletal disorders. The peaks of plantar pressure and the time to peak pressure were recorded with an in-shoe measurement system. The intra-individual coefficient of variability was calculated to indicate the consistency of plantar pressure during walking and to define gait stability. The effect size was computed to quantify the asymmetry and measurements were conducted at eight footprint locations.

Results. – Results indicated few differences in step-to-step reproducibility between the healthy group and the less spastic group while the most affected group showed a more asymmetrical and unstable gait.

Conclusion. – From the concept of self-optimisation and depending on the neuromotor disorders the organism could make priorities based on pain, mobility, stability or energy expenditure to develop the best gait auto-optimisation.

© 2009 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Gait asymmetry; Plantar pressure distribution; Hemiplegia; Musculoskeletal disorders; Auto-optimisation

Résumé

Objectif. – Le but de notre étude était de comparer l'asymétrie des pressions plantaires et la reproductibilité pas-à-pas chez des personnes valides et dans deux groupes de sujets hémiplégiques en vue de déterminer la pertinence des indices d'asymétrie ou de reproductibilité dans les processus de diagnostic et de rééducation.

Matériel et méthode. – Cette étude comprend 31 jeunes sujets sains et 20 jeunes sujets hémiplégiques divisés en deux groupes de dix sujets selon la sévérité de leurs troubles musculosquelettiques. Les pics de pression plantaire et le temps de survenue de ce pic étaient enregistrés avec un système de semelles embarquées. Le coefficient de variabilité intra-individuelle était calculé pour apprécier la stabilité du patron de marche. Un *effect size* était calculé pour quantifier l'asymétrie et les mesures étaient réalisées à huit endroits différents de l'empreinte plantaire.

Résultats. – Les résultats montrent peu de différence de reproductibilité pas à pas entre les sujets sains et le groupe le moins spastique alors que le groupe le plus atteint montrait une marche asymétrique et instable.

* Corresponding author.

E-mail address: pierre.moretto@univ-lille2.fr (P. Moretto).

Conclusion. – En ce qui concerne le concept d’auto-optimisation et en fonction des dysfonctionnements neuromoteurs, l’organisme pourrait choisir des priorités selon la douleur, la mobilité, la stabilité ou la dépense énergétique pour optimiser au mieux la marche.

© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Asymétrie de la marche ; Distribution des pressions plantaires ; Hémiplegie ; Dysfonctionnement musculosquelettique ; Auto-optimisation

1. English version

1.1. Introduction

Numerous and varied gait parameters, from a large sample of non-disabled subjects, are often used as databases and reference values in order to define a “normal” walking pattern. In gait rehabilitation, therapeutic interventions or surgical treatment aim to bring the subject’s gait as close as possible to this reference described by mean and standard deviation, which do not take the asymmetry into account. Nevertheless, in this context, the quantification of the asymmetry may be considered as an important issue for rehabilitation. Gait symmetry has been defined as a perfect agreement between the actions of the lower limbs or when no statistical differences are noted in parameters measured bilaterally [10,11,13]. Some studies have measured kinetic parameters, especially ground reaction forces, to characterize an asymmetrical contribution of lower limbs during the stance phase in able-bodied gait [24]. As an example, the study by Potdevin et al. [21] used effect size (ES) to quantify plantar pressure asymmetry. The author showed small to moderate asymmetry under specific foot areas. These findings appeared as being decisive in order to differentiate between a normal and a pathological gait or to discuss the different functions performed by the lower limbs during walking [12,23]. Many authors have explained these asymmetries, notably in healthy subject, by a possible limb function such as a propulsive limb versus a braking limb or a propulsive limb versus a support limb [21–23]. Considering this point of view, asymmetry in cerebral palsied adolescents might not reveal the pathological character of the gait but would appear to stem from a functional and complementary walking organization of the lower limbs allowing the subject to optimize his/her gait pattern in order to guarantee stability, mobility and even a decrease in the energy expended in walking [15]. According to the dynamical systems approach stability is a variable critically constraining the emergence of the preferred movement pattern. The principle of self-optimization emphasized that the realization of a movement pattern may be a result of many constraints that minimize the cost to the system [15]. Biswas et al. explained that stability evaluation in clinical environments can be affected by several parameters such as the assessor’s reaction time or the subjective scoring by an evaluator using observational scales [1]. The intra-individual coefficient of variability (CoVi) computed over consecutive steps, is described as a useful tool for the evaluation of walking [20]. In the study by Milani et Henning, the CoVi was based on plantar pressures [17]. The authors explained that this step-to-step reproducibility could define stability and characterized the efficiency of the balance process. In this way, asymmetry and stability parameters might

reveal the walking strategy and thus could be considered useful in diagnosis of pathological gait or to guide the rehabilitation process.

In the present study, we aimed to compare gait asymmetry and steps-to-step reproducibility between a control group and hemiplegic adolescents with different levels of disability.

1.2. Methods

1.2.1. Subjects

Thirty-one healthy young subjects (14 males and 17 females) took part in the study after providing their informed written consent in accordance with a protocol approved by the *centre hospitalier régional universitaire* review board. The mean age of the control group (CG) was 17.2 years (S.D., 2.3), height was 171.9 cm (S.D., 8.0) and body mass was 65.2 kg (S.D., 10.9).

Healthy subjects with physical abnormalities (extreme foot flexibility or joint laxity, pes planus, pes cavus, Morton’s feet), who were injured, or who had undergone surgery on a leg or foot during the past two years, which could imply abnormal gait and disturbed plantar pressure distribution, were not enrolled.

Twenty subjects suffering from cerebral palsy hemiplegia, from two rehabilitation centres, were assigned to two groups of 10 subjects (H1 and H2) according to the severity of their musculoskeletal disorders. The mean age of H1 and H2 was 12.1 years (S.D., 3.2) or 12.9 years (S.D., 2.8), height was 145 cm (S.D., 1.6) or 151 cm (S.D., 0.14) and body mass was 43.7 kg (S.D., 8.4) or 48.7 kg (S.D., 9.7), respectively.

A clinical examination allowed us to select the patients without any associated problems that could influence their gait (athetosis, mental deficiency, severe visual problems). Severe sensory deficits were absent in all patients. Subjects were assigned to one of two groups according to the severity of their spasticity. The spasticity of all subjects was assessed by the same examiner using passive mobilization of the leg. The reflex contraction of the stretched muscle was assessed by the method of Ashworth. The spasticity scores were evaluated for the quadriceps and the triceps surae. The Hemi 1 subjects all had minor spasticity. The spasticity scores were measured between 0 and 2 according to the Ashworth methodology. The Hemi 2 subjects suffered from major spasticity. The spasticity score were measured between 2 and 4. A muscular function testing of the ankle was performed. The muscular function testing scale is presented in the Table 1. The detailed clinical assessment data are presented in Table 2. All the subjects had to be able to walk 30 m independently and without walking devices. Moreover, the walking speed was an interesting way to determine the two groups. All subjects in Hemi 1 (0.97 m/s) walked faster than 0.92 m/s while subjects in Hemi 2 walked more slowly than 0.92 m/s.

Table 1
Muscular function testing scale.

5	Movement carried out against a strong resistance
4	Movement carried out against an average resistance
3	Movement carried out against gravity
2	Movement carried out against gravity but without full amplitude
1	Muscular contraction without movement
0	No contraction, no movement

The tests were carried out on a subject seated on the edge of a table. The resistance was exerted by the examiner on the back of the foot for dorsiflexion, under the sole of the foot for plantar flexion.

1.2.2. Measuring system

The plantar pressures were recorded with an in-shoe pressure measurement system (Parotec, Paromed GmbH, D-8201, Markt Neubeuern, Germany) over eight consecutive steps, in order to not disturb the natural walking pattern. The system consisted of two insoles and a data acquisition box carried on the belt with the sampling rate set at 150 Hz. Each insole contains 16 microensors mounted within a constrained hydrocell. In the study of gait asymmetry, an important advantage of this system over platform devices is that many consecutive ground contacts can be recorded, as suggested by Sadeghi et al. [22]. Thus, we can study lower extremity disorders and step-to-step compensation strategies. The literature concerning plantar pressure commonly reports the measurement of eight footprint locations described by Milani and Hennig [17]. For this study, the 16 hydrocell sensors included in each insole were grouped by size and shape to describe eight footprint locations: lateral (LH) and medial heel (MH), lateral (LM) and medial midfoot (MM), 4th–5th (M4–5),

Table 2
Clinical assessment of functional status of the hemiplegic children.

Patient	Spasticity score		Muscular testing		Foot disorder
	Quadriceps	Triceps surae	Dorsiflexion	Plantar flexion	
<i>Hemi 1</i>					
1	1	1	4	4	No
2	No	1	4	5	No
3	1	1	3	4	Equinus
4	1	2	4	4	Equinus
5	No	1	4	5	No
6	1	1	3	4	Equinus
7	No	1	4	4	No
8	1	1	3	4	No
9	No	1	4	4	No
10	No	1	4	4	No
11	1	2	3	4	Equinus
12	1	1	4	4	No
<i>Hemi 2</i>					
13	2	3	3	2	Equinovarus
14	3	4	3	2	Equinovarus
15	2	3	3	2	Equinovarus
16	3	4	2	2	Equinovarus
17	3	4	2	2	Equinovarus
18	3	4	3	2	Equinovarus
19	3	4	2	2	Equinovarus
20	3	4	3	2	Equinovarus

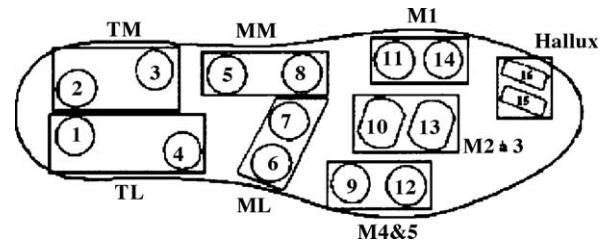


Fig. 1. Distribution of Parotec sole insoles. LH: lateral heel; MH: medial heel; LM: lateral midfoot; MM: medial midfoot; M4–5: fourth and fifth metatarsal heads; M2–3: second and third metatarsals heads; M1: first metatarsal head; hallux.

2nd–3rd (M2–3) and 1st metatarsal heads (M1), and the Hallux (Fig. 1). The specificities of the sensors were:

- diameter 22 mm;
- active sensing diameter 18 mm;
- thickness 3 mm;
- measurement range 0 to 625 kPa;
- uncertainty $\pm 1\%$;
- stability $\pm 2\%$ (at 400 kPa; deviation ± 2.5 kPa);
- hysteresis 0.1 kPa;
- the sampling frequency for each channel 150 Hz [23].

1.2.3. The walking test

All subjects were tested during overground locomotion at their preferred speed over a distance of 20 meters. Spontaneous velocity was preferred to impose velocity since asymmetry increases when horizontal velocity was 10% lower than spontaneous velocity [9]. The test was explained to all subjects, who underwent a period of familiarization with the system. All subjects wore the same type of neoprene shoe. This choice was dictated by the need for an insole without a plantar arch, in order to match the form of the Parotec insoles. Walking tests were performed after the children’s braces (specific to each individual) were removed, in order not to bias the results and to allow a comparison between both limbs.

Several studies have already shown that at least three recordings are necessary to obtain valid results [4,16]. Chesnin et al. recommended carrying out multiple trials to assure reliability of the data being interpreted [2]. Hence, our control group and both the hemiplegic groups underwent four consecutive walking tests, providing a total of 32 steps per subject.

1.2.4. Experimental parameters

To investigate the intrasubject step-to-step variation during the walking test, the CoVi ($CoVi = mean/S.D.$) from time to peak pressure (TPP) and the peak plantar pressure (PPP) were calculated over 32 steps for each subject and averaged for each group. The CoVi indicates the consistency of plantar pressure during walking [17].

The ES analysis was applied to quantify the magnitude of the bilateral difference in PPP and TPP values at each of the eight footprint locations. The ES formula on peak plantar

pressure is given below:

$$ES = \frac{(\overline{PPP}_1 - \overline{PPP}_2)}{\sqrt{((n-1)(\sigma_{PPP_1}^2 + \sigma_{PPP_2}^2)) / (2n-2)}}$$

Where PPP = peak plantar pressure mean values for one side; σ = standard deviation; n = group subject size.

The ES is a method of comparing treatment effects independent of sample size. Potdevin et al. indicated that ES absolute values of < 0.2 represent small differences, approximately 0.5 values represent moderate differences, and 0.8 and above represent large treatment differences [3,21].

1.2.5. Statistical analysis

Standard statistical methods were used in the calculation of means and standard deviation of the parameters studied for each group (CG, H1 and H2) and each footprint location (LH, MH, LM, MM, M 4–5, M2–3, M1). Normal Gaussian distribution of the data was verified by the Shapiro-Wilks test. Homogeneity of variance was verified by the Levene test. When normality and homogeneity were confirmed, a two-way ANOVA was used to compare the control group and hemiplegic groups by differentiating non-affected and affected sides. A Schéffe post hoc test was used to identify significant differences and thus to observe the influence of spasticity on the parameters. Otherwise, a Kruskal and Wallis test was used. All analyses were made using Statistica 6.0, and significance was set at $P < 0.05$.

1.3. Results

1.3.1. Intra-individual coefficient of variability from Time to peak pressure

The results of the CoVi from TPP for both sides are presented in Table 3.

Table 3

Intra-individual coefficient of variation (CoVi) and effect size (ES) values from time to peak pressure (TPP) of the control able-bodied group (CG), hemiplegic group 1 (H1) and group 2 (H2).

	TPP (CoVi)								
	CG			H1			H2		
	Average	L/R	ES	N-A	A	ES	N-A	A	ES
LH	15.4		-2.6	78.6 ^a	62.6 ^a	2.1	57.1 ^a	62.3 ^a	5.1
MH	24.1		1.8	88.5 ^a	60.8 ^a	2	54.2 ^a	75.3 ^a	3.8
LM	20.5		1.7	62 ^a	45.3 ^a	2.2	33.1 ^a	49.5 ^a	6.3
MM	63.3		-1.9	96.5	58.6	2.3	58.6 ^b	89.9 ^b	3.9
M4-5	12.7		1.4	47.9 ^a	37.9	2.3	33	39	3.9
M2-3	5.9		0.8	41.9 ^a	15.4 ^a	2.3	25 ^a	25.3 ^a	5.1
M1	6.7		-0.7	43.8 ^a	13.1 ^a	2.3	21.4 ^a	28.3 ^{a,b}	4.2
Hallux	3.9		0.2	55.8 ^a	64.3 ^a	2.5	55 ^a	101.4 ^a	3.3

N-A: non-affected-side; A: affected side; LH: lateral heel; MH: medial heel; MM: medial midfoot; LM: lateral midfoot; M4-5: 4th-5th metatarsal head; M2-3: 2nd-3rd metatarsal head; M1: 1st metatarsal head; the hallux.

^a Significant CoVi differences ($P < 0.05$) between CG versus H1 and H2.

^b Significant CoVi differences ($P < 0.05$) between H1 versus H2 (non-affected side) or H1 versus H2 (affected side). The effect size absolute values of < 0.2 represent small differences, approximately 0.5 values represent moderate differences, and 0.8 and above represent large treatment differences.

1.3.1.1. Non-affected side. Compared to the control group, H1 showed non-significant differences ($P < 0.05$) under all the foot locations except under the MM. The H2 group also revealed many significant CoVi increases ($P < 0.05$) compared to CG under LH (57.1 vs 15.4), MH (54.2 vs 24.1), LM (33.1 vs 20.5), M2-3 (25 vs 5.9), M1 (21.4 vs 6.7) and the Hallux (55 vs 3.9). The H1 group revealed significant higher CoVi ($P < 0.05$) than H2 group under MM (96.5 vs 58.6, respectively).

1.3.1.2. Affected side. H1 and H2 revealed significantly higher CoVi ($P < 0.05$) compared to CG under the lateral and the medial heel, the LM, 2nd-3th and 5th metatarsal heads and the Hallux. Significant differences ($P < 0.05$) between H1 and H2 were identified under MM (58.6 vs 89.9%, respectively) and M1 (13.1 vs 28.3, respectively).

1.3.2. Intra-individual coefficient of variability from Peak plantar pressure

The results of the CoVi from PPP for both sides are presented in Table 4.

1.3.2.1. Non-affected side. Compared to the control group the non-affected side of H1 and H2 showed significantly higher CoVi ($P < 0.05$) under LH, LM, MM and the Hallux.

Group H2 revealed significant CoVi increases ($P < 0.05$) compared to H1 under M4-5; M2-3 and the Hallux.

1.3.2.2. Affected side. The two hemiplegic groups revealed significantly higher CoVi ($P < 0.05$) compared to CG under the rear foot (LH, MH) the mid foot: LM and the Hallux.

Significant CoVi increases ($P < 0.05$) between H1 and H2 were identified under LH, MH and LM.

Table 4

Intra-individual coefficient of variation (CoVi) and effect size (ES) values from peak plantar pressure (PPP) of the control able-bodied group (CG), hemiplegic group 1 (H1) and group 2 (H2).

	PPP (CoVi)								
	CG			H1			H2		
	Average	L/R	ES	N-A	A	ES	N-A	A	ES
LH	13.1		-0.26	33.2 ^a	25 ^a	1.4	38.1 ^a	44.6 ^{a,b}	5.3
MH	26.5		-0.36	21.1	26	1.4	32.6	58.7 ^{a,b}	2.3
LM	28.2		0.01	52.7 ^a	35	0.4	43.1	45.8 ^{a,b}	-0.1
MM	44.8		0.4	76 ^a	45.2	-5.3	67 ^a	45.7	-4.9
M4-5	29.1		0.04	41.6	43.6	4	53.4 ^b	36.9	4.8
M2-3	15.5		0.13	21.4	31.8	1.2	33.8 ^b	30.1	4.2
M1	34		0.17	33.6	33.2	0.9	46.9	46	-1.6
Hallux	24.3		-0.24	46.3	76.8 ^a	0.8	80.1 ^{a,b}	82.5 ^a	2.6

N-A: non-affected side; A: affected side; LH: lateral heel; MH: medial heel; MM: medial midfoot; LM: lateral midfoot; M4-5: 4th-5th metatarsal head; M2-3: 2nd-3rd metatarsal head; M1: 1st metatarsal head; the hallux.

^a Significant CoVi differences between ($P < 0.05$) CG versus H1 and H2.

^b Significant CoVi differences ($P < 0.05$) H1 (N-A side) versus H2 (N-A side) or H1 (A side) versus H2 (A side). The effect size absolute values of < 0.2 represent small differences, approximately 0.5 values represent moderate differences, and 0.8 and above represent large treatment differences.

1.3.3. Effect size to quantify plantar pressure asymmetry

1.3.3.1. *Effect size from the TPP.* The two hemiplegic groups showed large ES under all the areas: H1 (2 to 2.3) and H2 (3.3 to 6.3) (Table 1). The control group also revealed great differences under LH (2.6), MH (1.8), LM (1.7), MM (1.9) and M4–5 (1.4). Moderate differences were found under M2–3 (0.8) and M1 (0.7), and the Hallux showed a small difference (0.2).

1.3.3.2. *Effect size from the PPP.* Using ES, we identified great differences for H1 and H2 under all the areas except under the LM (small difference for H1 and H2) (Table 2). The control group revealed small differences for all the areas (0.01 to 0.4).

1.4. Discussion

We designed our study to compare asymmetry and step-to-step reproducibility between a healthy group and cerebral palsied adolescents with different levels of spasticity. Few differences in step-to-step reproducibility between the healthy group and the less spastic group were observed while the most affected group showed a more asymmetrical and unstable gait. Movement control difficulties in cerebral palsied hemiplegic populations have already been widely discussed in the literature [19,20]. We can distinguish two ways of thinking about the gait pattern in cerebral palsied population. On the one hand, the more traditional one explains that hemiplegic subjects directly undergo the consequences of the pathology and adopt a gait pattern imposed by the neuromuscular and musculoskeletal disorders. Morag and Cavanagh explained that the structure of the foot is a main predictor of the peak pressure [18]. Spasticity can directly involve anatomical deformity such as equinovarus or valgus foot inducing kinematic (lower velocity, shorter length stride on the affected side, longer time of contact or time of double support) or kinetic (plantar pressure) differences between the unaffected and affected side [6]. Musculoskeletal disorder severity seems to influence the control of the balance process and the differences between both legs in comparison with the CoVi and ES values.

On the other hand, this study could corroborate the postulate of auto-optimization developed by Jeng et al. [15]. The authors explained that a gait problem is characterised by a complex system in which biomechanical, anatomical and physiological disturbances are linked. Children with cerebral palsy are limited by a variety of problems (spasticity, co-contraction. . .), which entail much higher energy expenditure than that of healthy children [19]. Some authors propound the idea that emergent patterns of movement depend on the interplay of three types of constraints:

- those due to the nature of the task;
- the action capabilities of the individual (bodily constraints);
- the environment in which the task is performed [14].

They have suggested that hemiplegic children unconsciously and naturally develop a strategy optimising dynamic behaviour.

The TPP study revealed that H1 and H2 had large temporal step-to-step variability and asymmetry compared to CG. These results raised two questions: did extreme temporal CoVi and ES suppose that subjects optimized their strategies? Or did extreme CoVi and ES signify the walking pattern was only imposed by the pathology? Both H1 and H2 revealed considerable asymmetry and confirmed a recent study [21]. The study of the CoVi confirmed another previous study, notably in which, (except for H1) the lowest intra-individual coefficient of variation occurred under M2–3, apparently the best controlled anatomical structure [6]. Depending on neuromuscular and osteoarticular disorders, a cerebral palsied subject was able to make the necessary adjustments to obtain optimal dynamic balance from one step to another. Therefore, asymmetries do not reveal the pathological character of the gait but would appear to stem from a functional and complementary walking organization. Support for his theory could be provided by the asymmetrical pattern in the healthy population. The small to moderate ES could indicate functional activities of the lower limbs [21,23]. The CoVi analyses also showed different walking strategies between H1 and H2. On the one hand, the less affected group revealed few significant differences on the non-affected side and affected side compared to CG. These results could be explained from the work by Jeng et al., whose authors indicated that cerebral palsied subjects auto-optimize their gait to limit constraints such as:

- articular constraints;
- pain;
- mobility;
- symmetry;
- stability;
- energy expended on walking [15].

Moreover, the sound limb of hemiplegic subjects showed some differences with the healthy subject in terms of value from PPP end TPP. The support of the affected side may result in imbalance of the whole body. The differences between the healthy subjects and the sound limb of hemiplegic subject may reflect the compensation to counteract the imbalance.

In this way, the subjects in H1 made bodily priorities such as stability in order to develop the best auto-optimisation depending on the neuromotor disorder. In the case of H2, the more critical spasticity may result in other priorities, such as pain or articular constraints instead of step-to-step reproducibility. In other words, it seemed that management of the constraint would organise priorities in the auto-optimisation. Moreover, the high CoVi and asymmetry provided by the TPP analyse allow us to suppose that constraint and load would be managed using temporal parameters.

1.5. Limitation

The first limitation arose from the TPP asymmetry evaluation. The extreme asymmetry in the three groups could show that the scale defined by Cohen might be not adapted for temporal parameters [3].

Another limitation emerges from the non-use of braces during gait. Indeed, remove the orthotics can induced a bias and create an asymmetry. Another limitation of the study was the impossibility of classifying and chronologically determining these priorities in the auto-optimisation. Future investigation working on the disturbance of the cerebral palsied gait could enable us to determine the involvement of these priorities in walking gait strategies.

1.6. Clinical relevance

The study of the able-bodied gait has shown an asymmetrical walking pattern. Moreover the step-to-step reproducibility is not as high as we can expect. The asymmetrical profile and step-to-step reproducibility of the able bodied subjects should reflect a possible functional specificity of the lower limbs during walking.

In the context of pathological gait, the locomotor strategies adopted could refer to the process of self-optimization. This process aims to compensate biomechanical, anatomical and physiological disorders linked to the cerebral deficiency [7,8].

The two parameters, ES and the CoVi, could be useful as an indicator of the deterioration of a walking pattern, especially in stable areas such as M2–3. The threshold values determined by the able-bodied population would have benchmarks as a way of comparison. The monitoring of these parameters in the clinical setting could be a way to assess the quality of gait.

1.7. Conflicts of interests

I certify that no party having a direct interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit on me or on any organization with which I am associated and, if applicable, I certify that all financial and material support for this research (e.g., NIH or NHS grants) and work are clearly identified in the title page of the manuscript.

Acknowledgements

This investigation was supported by funds from the Conseil régional Nord-Pas-de-Calais, the Délégation régionale à la recherche et à la technologie du CHRU of Lille and the Institut régional de recherche sur le handicap.

2. Version française

2.1. Introduction

De nombreux paramètres de marche portant sur de grands échantillons de sujets valides sont souvent utilisés comme base de données et valeurs de référence pour définir un schéma de marche « normale ». En rééducation ou en chirurgie fonctionnelle de l'appareil locomoteur, le but est d'amener la marche aussi proche de ces valeurs de référence qui sont données en termes de moyenne et de déviation standard, sans prendre en compte une éventuelle asymétrie. Pourtant dans ce contexte, la quantification de l'asymétrie est une donnée

importante pour le rééducateur. La symétrie de la marche a été définie comme une parfaite similitude entre les actions des membres inférieurs où lorsqu'aucune différence statistique n'est notée sur les paramètres mesurés de chaque côté [10,11,13]. Certaines études ont mesuré des paramètres cinétiques, notamment les forces de réaction au sol, pour caractériser une contribution asymétrique des membres inférieurs durant la phase d'appui chez le sujet valide [24]. Par exemple, l'étude de Potdevin et al. [21] a utilisé l'*effect size* (ES) pour quantifier l'asymétrie entre les membres inférieurs en utilisant des paramètres relatifs aux pressions plantaires. L'auteur montrait une asymétrie petite à modérée sous certaines zones de la plante du pied. Ces constatations sont décisives pour différencier une marche normale et une marche pathologique et pour discuter des différentes fonctions du membre inférieur pendant la marche [12,23]. De nombreux auteurs ont expliqué ces asymétries, notamment chez le sujet sain, par la possibilité d'un rôle spécifique de chaque membre, comme par exemple, un membre propulsif et un membre freinateur, ou un membre propulsif et un membre de support [21–23]. Si l'on considère ce point de vue, l'asymétrie chez l'individu atteint de paralysie cérébrale pourrait ne pas révéler le caractère pathologique de la marche mais témoigner d'une organisation fonctionnelle et complémentaire des membres inférieurs permettant au sujet d'optimiser son schéma locomoteur pour obtenir une meilleure stabilité, une meilleure mobilité et même une diminution de la dépense énergétique pendant la marche [15]. Selon le concept des systèmes dynamiques, la stabilité est une variable essentielle dans l'organisation du schéma moteur. Le principe de l'auto-optimisation souligne que la réalisation d'un schéma moteur peut être le résultat de beaucoup de contraintes qui minimisent le coût du système [15]. Biswas et al. ont expliqué que l'évaluation de la stabilité dans un environnement clinique peut être influencée par plusieurs paramètres tels que le temps de réaction de l'examineur ou la cotation subjective du thérapeute utilisant une échelle observationnelle [1]. Le coefficient de variabilité intra-individuelle (CoVi) calculé sur plusieurs pas consécutif a été décrit comme un outil utile pour l'évaluation de la marche [22]. Dans l'étude de Milani et Henning, le CoVi était appliqué aux pressions plantaires [17]. Les auteurs expliquaient que la reproductibilité pas à pas pouvait définir la stabilité et caractérisaient l'efficacité des mécanismes de l'équilibre. De cette manière, les paramètres d'asymétrie et de stabilité pourraient révéler les stratégies locomotrices et donc pourraient être considérer comme utiles dans le diagnostic d'une marche pathologique ou dans l'établissement d'un programme de rééducation.

Dans la présente étude, nous avons voulu comparer l'asymétrie des membres inférieurs et la reproductibilité pas à pas entre un groupe témoin et un groupe d'adolescents hémiplegiques avec différents niveaux d'incapacité.

2.2. Méthode

2.2.1. Sujets

Trente et un jeunes sujets valides (14 garçons et 17 filles) ont participé à l'étude après avoir signé un consentement éclairé

selon le protocole approuvé par le comité d'éthique du centre hospitalier régional universitaire. L'âge moyen du groupe témoin (GT) était de 17,2 ans (S.D. : 2,3), leur taille était de 171,9 cm (S.D. : 8,0) et leur masse corporelle était de 65,2 kg (S.D. : 10,9). Les sujets valides avec des anomalies physiques (extrême souplesse du pied, laxité articulaire, pieds plats, pieds creux, pieds de Morton) qui étaient blessés ou qui avaient subi une intervention chirurgicale sur une jambe ou sur un pied dans les deux années précédant l'étude et qui pouvaient entraîner une anomalie de la marche ou une anomalie des distributions des pressions plantaires, n'étaient pas retenus.

Vingt sujets hémiparétiques venant de deux centres de rééducation, étaient répartis en deux groupes de dix sujets (H1 et H2), selon la sévérité de leur atteinte. L'âge moyen de H1 et H2 était de 12,1 ans (S.D. : 3,2) et 12,9 ans (S.D. : 2,8), respectivement. La taille était de 145 cm (S.D. : 1,6) et 151 cm (S.D. : 0,14) et la masse corporelle était de 43,7 kg (S.D. : 8,4) et 48,7 kg (S.D. : 9,7), respectivement.

L'examen clinique permettait de retenir les patients qui n'avaient pas de problème associé susceptible d'altérer la marche (athétose, retard mental, problème de vision sévère). Aucun patient ne présentait un déficit sensitif important. Les sujets étaient assignés à un des deux groupes selon la sévérité de leur spasticité. La spasticité était évaluée par le même examinateur utilisant une mobilisation passive de la jambe. La contraction réflexe du muscle étiré était évaluée selon la méthode d'Ashworth. Les muscles faisant l'objet d'une cotation étaient le quadriceps et le triceps sural. Les sujets H1 avaient tous une spasticité légère entre 0 et 2 sur l'échelle d'Ashworth. Les sujets H2 avaient une spasticité sévère avec des scores de 2 à 4 sur l'échelle d'Ashworth. Le testing des muscles de la cheville intervenait également dans la sélection des groupes H1 et H2. L'échelle d'évaluation de la fonction musculaire est présentée dans le **Tableau 1**. Les données de l'évaluation clinique sont détaillées dans le **Tableau 2**. Tous les sujets devaient être capables de marcher 30 m sans aide technique ou humaine. La vitesse de marche est également un moyen intéressant de séparer les deux groupes. Les sujets du groupe H1 (0,97 m/s) marchaient plus vite que 0,92 m/s alors que les sujets H2 moins vite.

2.2.2. Système de mesure

Les pressions plantaires étaient enregistrées avec un système de semelles embarquées (Parotec, Baromed GMB H, D-8201, Markt Neubeuern Allermagne) sur huit pas consécutifs de façon à ne pas modifier le pattern de marche naturel. Le système

Tableau 1
Testing musculaire.

5	Mouvement réalisé contre forte résistance
4	Mouvement réalisé contre une résistance moyenne
3	Mouvement réalisé contre pesanteur
2	Mouvement réalisé contre la pesanteur mais pas dans toute son amplitude
1	Contraction musculaire sans mouvement
0	Pas de contraction, pas de mouvement

L'évaluation était réalisée sur un sujet assis au bord d'une table. La résistance était exercée par l'examinateur sur le dos du pied pour la flexion dorsale, sous la plante du pied pour la flexion plantaire.

Tableau 2
Évaluation clinique du statut fonctionnel de l'enfant hémiparétique.

Patient	Score de spasticité		Testing musculaire		Déformation du pied
	Quadriceps	Triceps sural	Flexion dorsale	Plantar flexion	
<i>Hémi 1</i>					
1	1	1	4	4	No
2	No	1	4	5	No
3	1	1	3	4	Équin
4	1	2	4	4	Équin
5	No	1	4	5	No
6	1	1	3	4	Équin
7	No	1	4	4	No
8	1	1	3	4	No
9	No	1	4	4	No
10	No	1	4	4	No
11	1	2	3	4	Équin
12	1	1	4	4	No
<i>Hémi 2</i>					
13	2	3	3	2	Varus équin
14	3	4	3	2	Varus équin
15	2	3	3	2	Varus équin
16	3	4	2	2	Varus équin
17	3	4	2	2	Varus équin
18	3	4	3	2	Varus équin
19	3	4	2	2	Varus équin
20	3	4	3	2	Varus équin

consistait en deux semelles baropodométriques et une boîte d'acquisition portée à la ceinture avec une fréquence d'échantillonnage réglée à 150 Hz. Chaque semelle contenait 16 microcapteurs montés dans des capsules remplies de fluide incompressible. Selon Sadeghi et al, les semelles embarquées comparées aux plateformes de force ont l'avantage dans l'étude de l'asymétrie d'enregistrer un grand nombre d'appui au sol [22]. De cette manière, nous pouvons étudier les dysfonctionnements du membre inférieur et les stratégies de compensation d'un pas par rapport à l'autre. La littérature concernant l'évaluation des pressions plantaires utilise généralement des mesures sur huit emplacements de l'empreinte plantaire qui ont été décrits par Milani et Henning [17]. Dans cette étude, les capteurs hydrocellulaires inclus dans chaque semelle étaient groupés par taille et forme pour reproduire huit localisations sur l'empreinte plantaire (**Fig. 1**) :

- le talon latéral (LH) ;
- le talon médial (MH) ;

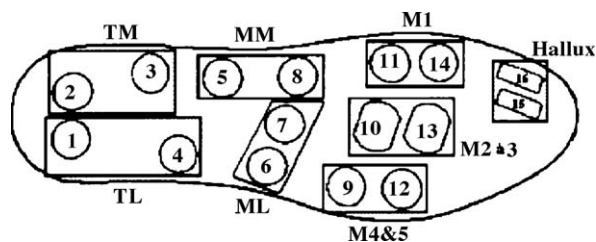


Fig. 1. Configuration de la semelle Parotec. LH : talon latéral ; MH : talon médial ; LM : médio-pied latéral ; MM : médio-pied médial ; M4-5 : quatrième et cinquième têtes métatarsiennes ; M2-3 : deuxième et troisième têtes métatarsiennes ; M1 : première tête métatarsienne ; hallux.

- le médiopied latéral (LM) ;
- le médiopied médial (MM) ;
- les quatrième et cinquième têtes métatarsiennes (M4–5) ;
- deuxième et troisième têtes métatarsiennes (M2–3) ;
- la première tête métatarsienne (M1) ;
- l'hallux.

Les spécificités des capteurs étaient :

- un diamètre de 22 mm ;
- un diamètre utile aux mesures de 18 mm ;
- une épaisseur de 3 mm ;
- une amplitude de mesures de 0 à 625 kPa ;
- une précision de plus ou moins 1 % ;
- une stabilité de plus ou moins 2 % (à 400 kPa la déviation était de plus ou moins 2,5 kPa) ;
- l'hystérésis de 0,1 kPa ;
- la fréquence d'échantillonnage sur chaque canal de 150 Hz [5].

2.2.3. Le test de marche

Tous les sujets étaient évalués durant leur déplacement au sol à leur vitesse préférée sur une distance de 20 m. Le choix de la vitesse spontanée par rapport à une vitesse imposée était lié au fait que l'asymétrie croissait quand la vitesse horizontale était abaissée de 10 % par rapport à la vitesse spontanée [9]. Le test était expliqué au sujet qui passait ensuite par une période de familiarisation avec le dispositif. Tous les sujets portaient le même type de chaussures néoprènes. Le choix était dicté par la nécessité que la semelle de la chaussure n'est pas d'arche plantaire pour bien s'adapter à la forme des semelles Parotec. Les tests de marche étaient réalisés après que les orthèses, variable d'un sujet à l'autre, aient été enlevés de façon à ne pas modifier les résultats et à permettre une comparaison entre les deux membres. Plusieurs études ont déjà montré qu'au moins trois enregistrements étaient nécessaires pour obtenir des résultats valides [4,16]. Chesnin et al. ont recommandé de réaliser plusieurs essais pour assurer une bonne reproductibilité des données à interpréter [2]. De ce fait, les sujets de nos groupes témoin hémiplégiques ont passé quatre tests de marche consécutifs ce qui donnent un total de 32 pas par sujet.

2.2.4. Paramètres expérimentaux

Pour apprécier la variation entre les pas d'un même sujet pendant le test de marche, le CoVi (CoVi = moyenne/S.D.) du temps d'apparition du pic de pression (TPP) et le pic de pression plantaire (PPP) était calculé sur les 32 pas pour chaque sujet et moyenné pour chaque groupe.

L'ES était appliqué pour quantifier l'importance de la différence bilatérale de PPP et TPP sur chaque des huit localisations plantaires. La formule de l'effet de taille sur le PPP est donnée ci-dessous :

$$ES = \frac{(\overline{PPP_1} - \overline{PPP_2})}{\sqrt{((n-1)(\sigma_{PPP_1}^2 + \sigma_{PPP_2}^2)) / (2n-2)}}$$

σ : déviation standard ; n : effectif de l'échantillon.

L'ES est une méthode pour comparer les effets thérapeutiques indépendamment de la taille de l'échantillon. Potdevin et al. ont indiqué que des valeurs absolues d'ES inférieures à 0,2 représentaient des petites différences, qu' autour de 0,5 des différences modérées et qu'à partir de 0,8, il existait de grandes différences [3,21].

2.2.5. Analyses statistique

Les méthodes statistiques conventionnelles étaient utilisées pour calculer les moyennes et la déviation standard des paramètres étudiés pour chaque groupe et pour chaque localisation plantaire. La distribution normale des données est vérifiée par le test de Shapiro-Wilks. L'homogénéité des variances était vérifiée par le test de Levene. Quand la normalité et l'homogénéité étaient confirmées, une Anova à deux facteurs a été utilisée pour comparer le groupe témoin et les groupes hémiplégiques en différenciant le côté atteint et le côté sain. Un test *post hoc* de Schéffe a été utilisé pour identifier des différences significatives et de ce fait observer l'influence de la spasticité sur ces paramètres. De plus, un test de Kruskal et Wallis était utilisé. Toutes ces analyses ont été faites grâce au logiciel Statistica 6.0, le seuil de significativité a été défini $p < 0,05$.

2.3. Résultats

2.3.1. Le coefficient intra-individuelle de variation du TPP

Les résultats du CoVi du TPP pour les deux côtés sont présentés dans le Tableau 3.

Du côté sain : comparé au groupe témoin, H1, montrait des différences significatives ($p < 0,05$) sur toutes les localisations plantaires sauf sur le MM. Le groupe H2 montrait aussi une augmentation des CoVi ($p < 0,05$) comparé au groupe témoin

Tableau 3

Valeurs du coefficient de variation intra-individuel (CoVi) et effet de taille (ES) pour les temps d'apparition du pic de pression (TPP) du groupe témoin (GT), du groupe hémiplégique 1 (H1) et du groupe hémiplégique 2 (H2).

	TPP (CoVi)								
	GT		H1			H2			
	Average	L/R	ES	N-A	A	ES	N-A	A	ES
LH	15,4		-2,6	78,6 ^a	62,6 ^a	2,1	57,1 ^a	62,3 ^a	5,1
MH	24,1		1,8	88,5 ^a	60,8 ^a	2	54,2 ^a	75,3 ^a	3,8
LM	20,5		1,7	62 ^a	45,3 ^a	2,2	33,1 ^a	49,5 ^a	6,3
MM	63,3		-1,9	96,5	58,6	2,3	58,6 ^b	89,9 ^b	3,9
M4-5	12,7		1,4	47,9 ^a	37,9	2,3	33	39	3,9
M2-3	5,9		0,8	41,9 ^a	15,4 ^a	2,3	25 ^a	25,3 ^a	5,1
M1	6,7		-0,7	43,8 ^a	13,1 ^a	2,3	21,4 ^a	28,3 ^{a,b}	4,2
Hallux	3,9		0,2	55,8 ^a	64,3 ^a	2,5	55 ^a	101,4 ^a	3,3

N-A : côté non atteint ; A : côté atteint ; LH : talon latéral ; MH : talon médial ; MM : médiopied médial ; LM : médiopied latéral ; M4–5 : 4^e et 5^e têtes métatarsiennes ; M2–3 : 2^e et 3^e têtes métatarsiennes ; M1 : 1^{re} tête métatarsienne ; hallux.

^a Différences significative de CoVi ($p < 0,05$) entre GT et H1 et H2.

^b Différences significative de CoVi ($p < 0,05$) entre H1 et H2 (côté non atteint) ou H1 et H2 (côté atteint). Les valeurs absolues d'effet de taille $< 0,2$ représentent de petites différences, des valeurs autour de 0,5 représentent des différences modérées et au-dessus de 0,8, des différences importantes entre les traitements.

Tableau 4

Valeurs du coefficient de variation intra-individuel (CoVi) et effet de taille (ES) pour les pic de pression plantaire (PPP) du groupe témoin (GT), du groupe hémiplégique 1 (H1) et du groupe 2 (H2).

	PPP (CoVi)								
	GT			H1			H2		
	Average	L/R	ES	N-A	A	ES	N-A	A	ES
LH	13,1		-0,26	33,2 ^a	25 ^a	1,4	38,1 ^a	44,6 ^{a,b}	5,3
MH	26,5		-0,36	21,1	26	1,4	32,6	58,7 ^{a,b}	2,3
LM	28,2		0,01	52,7 ^a	35	0,4	43,1	45,8 ^{a,b}	-0,1
MM	44,8		0,4	76 ^a	45,2	-5,3	67 ^a	45,7	-4,9
M4-5	29,1		0,04	41,6	43,6	4	53,4 ^b	36,9	4,8
M2-3	15,5		0,13	21,4	31,8	1,2	33,8 ^b	30,1	4,2
M1	34		0,17	33,6	33,2	0,9	46,9	46	-1,6
Hallux	24,3		-0,24	46,3	76,8 ^a	0,8	80,1 ^{a,b}	82,5 ^a	2,6

N-A : côté non atteint ; A : côté atteint ; LH : talon latéral ; MH : talon médial ; MM : médiopied médial ; LM : médiopied latéral ; M4-5 : 4^e et 5^e têtes métatarsiennes ; M2-3 : 2^e et 3^e têtes métatarsiennes ; M1 : 1^{re} tête métatarsienne ; hallux.

^a Différences significative de CoVi ($p < 0,05$) entre GT et H1 et H2.

^b Différences significative de CoVi ($p < 0,05$) entre H1 et H2 (côté non atteint) ou H1 et H2 (côté atteint). Les valeurs absolues d'effet de taille $< 0,2$ représentent de petites différences, des valeurs autour de 0,5 représentent des différences modérées et au-dessus de 0,8, des différences importantes entre les traitements.

sous LH (57,1 contre 15,4), MH (54,2 contre 24,1), LM (33,1 contre 20,5), M2-3 (25 contre 5,1), M1 (21,4 contre 6,7) et l'hallux (55 contre 3,9).

Le groupe H1 avec un CoVi significativement plus grand ($p < 0,05$) que le groupe H2 sous MM (80,5 contre 58).

Du côté atteint : H1 et H2 ont montré un CoVi significativement plus haut ($p < 0,05$) comparé à GT sous le MH, le LH, le LM, les deuxième et troisième têtes métatarsiennes, la cinquième tête métatarsienne et l'hallux. Les différences significatives ($p < 0,05$) entre H1 et H2 étaient identifiées sous MM (58,6 contre 89,9) et M1 (13,1 contre 28,3).

2.3.2. Le coefficient de variabilité intra-individuelle des pics de pression plantaire

Les résultats du CoVi des PPP des deux côtés sont présentés dans le Tableau 4.

Du côté sain : les CoVi étaient significativement plus hauts dans H1 et H2 que dans GT sous LH, LM et MM et l'hallux. Le CoVi était augmenté significativement dans H2 par rapport à H1 sous M4-5, M2-3 et l'hallux.

Du côté atteint : les deux groupes hémiplégiques avaient des CoVi significativement plus haut comparés à GT sous le LH et médial, le LM et l'hallux. Le CoVi augmentait significativement entre H1 et H2 sous LH et LM.

2.3.3. Effect size pour quantifier l'asymétrie des pressions plantaires

L'effet de taille à partir de TPP (Tableau 1), les deux groupes hémiplégiques présentaient un grand ES sous toutes les localisations, H1 (2 à 2,3) et H2 (3,3 à 6,3). GT montrait aussi de grandes différences sous LH (2,6), MH (1,8), LM (1,7), MM (1,9) et M4-5 (1,4). Des différences modérées étaient

trouvées sous M2-3 (0,8) et M1 (0,7), l'hallux montrait une petite différence (0,2).

L'effet de taille sur le PPP (Tableau 2) : nous avons identifié de grandes différences pour H1 et H2 sous toutes les zones à l'exception du LM (petite différence pour H1 et H2), le groupe témoin montrait de petites différences sous toutes les zones (0,01 à 0,4).

2.4. Discussion

Nous avons conçu notre étude pour comparer l'asymétrie et la reproductibilité entre les pas d'un groupe de sujets sains et d'adolescents présentant une paralysie cérébrale avec différents niveaux de spasticité. Il n'existait que peu de différence dans la reproductibilité pas-à-pas du groupe de sujets sains et du groupe de patients les moins spastiques, alors que le groupe H2 montrait une marche plus asymétrique et plus instable. Les difficultés du contrôle locomoteur de la population hémiplégiques ont déjà été largement commentées dans la littérature [19,20]. Nous pouvons distinguer deux manières de concevoir les caractéristiques locomotrices de la population atteinte de paralysie cérébrale. Dans la plus traditionnelle, on admet que les sujets hémiplégiques subissent directement les conséquences de la pathologie et adoptent un schéma de marche imposé par les perturbations d'ordre neuromusculaire et musculosquelettique. Morag et Cavanagh soulignent que la structure du pied est le principal paramètre de prédiction des PPP. [18]. La spasticité peut directement entraîner des déformations anatomiques comme le varus équin ou le valgus induisant des modifications d'ordre cinématique (vitesse plus basse, pas plus courts du côté atteint, temps de contact ou de double contact allongé), ou des modifications d'ordre cinétique (pression plantaire) entre côté sain et côté lésé [6]. La sévérité des désordres musculosquelettiques semble influencer le contrôle de l'équilibre et l'asymétrie entre les deux membres inférieurs en comparaison du CoVi et des valeurs de l'ES. D'un autre côté, cette étude pourrait corroborer la théorie de l'auto-optimisation développée par Jeng et al. [15]. Les auteurs expliquent qu'une marche pathologique se caractérise par un système complexe dans lequel les perturbations biomécaniques, anatomiques et physiologiques sont liées. Les sujets avec une paralysie cérébrale sont perturbés par des problèmes variés (spasticité, co-contraction. . .) qui requièrent une dépense énergétique plus importante que celle des sujets sains [19]. Certains auteurs émettent l'hypothèse que les schémas moteurs s'organisent selon l'interrelation entre trois types de contrainte, celles dues à la nature de la tâche, celles dues aux capacités gestuelles de l'individu (contraintes corporelles) et également à l'environnement où la tâche est accomplie [14]. Ils ont suggéré que l'enfant hémiplegique développait inconsciemment et naturellement une stratégie optimisant le comportement dynamique.

L'étude des TPP a montré que H1 et H2 ont une variabilité temporelle et une asymétrie d'un pas à l'autre plus importante comparée à GT. Ces résultats soulèvent deux questions : est-ce que le CoVi sur des paramètres temporels et l'ES importants signifient que les sujets optimisent leurs stratégies ? Ou est-ce que ces CoVi et ES importants sont le reflet d'un schéma de

marche seulement imposé par la pathologie ? H1 et H2 montrent tout deux une asymétrie considérable et confirment une étude récente [21]. L'étude des CoVi confirme une autre étude qui montre notamment (excepté pour H1) que le coefficient intra-individuel le plus bas survient sous M2-3 qui est serait considéré comme la structure anatomique la mieux contrôlée [6]. En fonction de ces troubles neuromusculaires et ostéo-articulaires, un patient atteint de paralysie cérébrale serait capable de faire les ajustements nécessaires pour obtenir un équilibre dynamique optimal d'un pas à l'autre. De ce fait les asymétries ne reflèteraient pas le caractère pathologie de la marche mais découleraient d'une organisation fonctionnelle et complémentaire. Un argument en faveur de cette théorie serait le schéma asymétrique de marche de la population valide. L'ES faible à modéré pourrait être un indicateur des activités fonctionnelles des membres inférieurs [21,23]. L'analyse des CoVi a également montré des différences de stratégie de marche entre H1 et H2. D'un côté le groupe le moins atteint ne montrait que peu de différence du côté sain et du côté atteint comparé au groupe témoin. Ces résultats pourraient être expliqués par les travaux de Jeng et al., qui ont montré que les patients atteints de paralysie cérébrale auto-optimisaient leur marche pour limiter :

- des contraintes articulaire ;
- de la douleur ;
- de la mobilité ;
- de la symétrie ;
- de la stabilité ;
- de la dépense énergétique lors de la marche [15].

De plus, le membre sain des patients hémiplegiques montrait quelques différences avec ceux des sujets sains en ce qui concerne les valeurs de la PPP et la TPP. L'appui du côté atteint pourrait être le résultat d'un déséquilibre de l'ensemble du corps. La différence entre les sujets sains et le membre sain des patients hémiplegiques pourrait refléter des stratégies de compensation d'un déséquilibre.

De cette façon les sujets dans H1 auraient des priorités somatiques, comme la stabilité, pour optimiser leur marche en fonction de leur trouble neuromoteur. Alors que pour les sujets du groupe H2, la spasticité plus sévère entraînerait d'autres priorités comme limiter les contraintes articulaires ou diminuer la douleur au lieu de rechercher une bonne reproductibilité entre les pas. En d'autres mots, il semblerait que la prise en compte des contraintes déterminerait les priorités dans le processus d'auto-optimisation. De plus, le haut CoVi et l'asymétrie montrée à l'analyse du TPP nous permettent de supposer que les contraintes et la charge seraient ajustées en utilisant les paramètres temporels.

2.5. Limites de l'étude

La première limite provient de l'évaluation de l'asymétrie des TPP. L'extrême asymétrie dans les trois groupes indiquerait que l'échelle définie par Cohen est inadaptée aux paramètres temporels [3].

Une autre limite provient de la non-utilisation des orthèses pendant l'étude de la marche. Enlever l'appareillage pourrait en

effet induire un biais et créer une asymétrie. Une autre limite de l'étude était l'impossibilité de classer et de donner un ordre chronologique à ces priorités dans le processus d'auto-optimisation.

De futures études sont nécessaires pour déterminer le rôle de ces priorités dans les stratégies de marche des enfants présentant une paralysie cérébrale.

2.6. Intérêt clinique

L'étude des sujets sains a montré un schéma de marche asymétrique. La reproductibilité entre les pas n'est pas aussi élevée qu'on aurait pu s'y attendre. Les deux phénomènes de profil asymétrique et la reproductibilité entre les pas des sujets sains soulèvent une possible spécificité fonctionnelle des membres inférieurs lors de la marche.

Dans le contexte d'une marche pathologique, les stratégies locomotrices adoptées pourraient faire référence aux processus d'auto-optimisation de la marche qui ont comme objectif de compenser les désordres biomécaniques, anatomiques et physiologiques liés aux anomalies du système nerveux central [7,8].

Les deux paramètres ES et CoVi pourraient être des indicateurs utiles de détérioration du schéma de marche, notamment, dans les régions naturellement stables comme sous les deuxième et troisième têtes métatarsiennes. Les valeurs seuil déterminées dans la population saine pourraient servir de référence pour ces comparaisons. L'enregistrement de ces paramètres pourrait pour le clinicien être un outil d'évaluation de la qualité de la marche.

Remerciements

Cette recherche a reçu des fonds du Conseil régional du Nord-Pas-de-Calais, de la Délégation régionale à la recherche et technologie du CHRU de Lille et de l'Institut de recherche sur le handicap.

References

- [1] Biswas A, Lemaire ED, Kofman J. Dynamic gait stability index based on plantar pressures and fuzzy logic. *J Biomech* 2008;41:1574-81.
- [2] Chesnin KJ, Selby-Silverstein L, Besser MP. Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait Posture* 2000;12:128-33.
- [3] Cohen J, editor. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale: Erlbaum L; 1988.
- [4] De Vita P, Bates BT. Intraday reliability of ground reaction force data. *Hum Mov Sci* 1988;7:73-85.
- [5] Femery V, Potdevin F, Thevenon A, Moretto P. Development and test of a new plantar pressure control device for foot unloading. *Ann Readapt Med Phys* 2008;51:231-7.
- [6] Femery V, Moretto P, Renault H, Thévenon A, Lensel G. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: changes to adaptive gait pattern in accordance with deficiency. *Clin Biomech* 2002;17:406-13.
- [7] Femery V, Moretto P, Renault H, Lensel G, Thevenon A. 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. *Ann Readapt Med Phys* 2002;45:114-22.

- [8] Femery V, Moretto P, Renaut H, Thevenon A. Spasticity and dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiplegic spastic children. *Ann Readapt Med Phys* 2001;44:26–34.
- [9] Goble DJ, Marino GW, Potvin JR. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. *Hum Mov Sci* 2003;22:271–93.
- [10] Griffin MP, Olney SJ, McBride ID. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait Posture* 1995;3:132–42.
- [11] Gundersen LA, Valle DR, Barr AE, Danoff JV, Stanhope SJ, Snyder-Mackler L. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Phys Ther* 1989;69:640–50.
- [12] Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force pattern in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 1989;21:110–4.
- [13] Hesse S, Reiter F, Jahnke M, Dawson M, Sarkodie-Gyan T, Mauritz KH. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:719–24.
- [14] Holt KG. Toward general principles for research and rehabilitation of disabled population. *Phys Ther* 1993;2:1–18.
- [15] Jeng S, Holt K, Fetters L, Certo C. Self-Optimization of walking in nondisabled children and children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *J Mot Behav* 1996;28:15–27.
- [16] Kirckpatrick M, Wytch R, Cole G, Helms P. Is the objective assessment of cerebral palsy gait reproducible? *J Pediatr Orthop* 1994;14:705–8.
- [17] Milani TL, Henning EM. Proceedings of the sixth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics 1990; Quebec, Canada: p. 16–9.
- [18] Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech* 1999;32:359–70.
- [19] Onley SJ, Costigan PA, Hedden DM. Mechanical energy patterns in gait of cerebral palsied children with hemiplegia. *Phys Ther* 1987;67:1348–54.
- [20] Onley SJ, Richards CL. Hemiplegic gait following stroke. Part I. Characteristics. *Gait Posture* 1996;4:136–48.
- [21] Potdevin F, Femery V, Descatoire A, Bosquet L, Moretto P. Using effect size to quantify plantar pressure asymmetry of gait of nondisabled adults and patients with hemiparesis. *J Rehabil Res Dev* 2007;44:347–54.
- [22] Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000;12:34–45.
- [23] Sekiya N, Nagasaki H, Ita H, Furuna T. Optimal walking in terms of variability in step length. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;26:266–72.
- [24] Viel E, Perelle A, Peyranne J, Esnault M. Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui au sol. Mesure des mouvements du bassin et des segments squelettiques du membre inférieur ; importance des contraintes supportées par le pied au sol. *Med Chir Pied* 1985;2:151–60.