

**Comportamento dos parâmetros espaço-temporais de acordo com  
classificação de Ben Lomonding na marcha de crianças e adolescentes com  
paralisia cerebral**

**Behavior of spatiotemporal parameters according to Ben Lomonding  
classification in the march of children and adolescents with cerebral palsy**

DOI:10.34117/bjdv6n8-650

Recebimento dos originais: 25/07/2020

Aceitação para publicação: 28/08/2020

**Cibelle Kayenne Martins Roberto Formiga**

PhD

Doutora em Ciências Médicas pela USP

Universidade Estadual de Goiás

Unidade ESEFFEGO, Goiânia (GO)

Endereço: Centro de Excelência do Esporte

Av. Oeste, 56-250 - Setor Aeroporto

Goiânia – GO, CEP: 74075-110

E-mail: cibellekayenne@gmail.com

**Flávia Martins Gervásio**

Doutora em Ciências e Tecnologias em Saúde pela UnB

Universidade Estadual de Goiás

Endereço: Centro de Excelência do Esporte

Av. Oeste, 56-250 - Setor Aeroporto

Goiânia – GO, CEP: 74075-110

E-mail: flavia.gervasio@hotmail.com

**Guilherme Augusto Santos Bueno**

Mestre em Ciências e Tecnologias em Saúde pela UnB

Instituto Euro-Americano de Educação, Ciência e Tecnologia

Endereço: St. de Clubes Esportivos Sul Trecho 1 - Asa Sul

Brasília, DF, CEP: 70200-00

E-mail: fisio.guilhermeaugusto@gmail.com

**Darlan Martins Ribeiro**

Mestre em Ciências e Tecnologias em Saúde pela UnB

Universidade Estadual de Goiás

Endereço: Centro de Excelência do Esporte

Av. Oeste, 56-250 - Setor Aeroporto

Goiânia – GO, CEP: 74075-110

E-mail: darlan.ribeiro@hotmail.com

**Annick Ledebt**

Doutora em Ciências Médicas  
Vrije University Amsterdam, Netherlands  
Amsterdam, Netherlands  
E-mail: a.ledebt@vu.nl

**Geert J Savelsbergh**

Doutor em Ciências Médicas pela Universidade de Ghent, Bélgica  
Vrije University Amsterdam, Netherlands  
Amsterdam, Netherlands  
E-mail: g.jpsavelsbergh@vu.nl

**RESUMO**

O estudo comparou as variáveis espaço-temporais da marcha de crianças e adolescentes com os níveis da classificação de Ben Lomonding (BL). Estudo transversal, realizado com 37 crianças e adolescentes com diagnóstico de Paralisia Cerebral, idades entre 5 e 16 anos e classificadas no nível I e II do GMFCS. A análise tridimensional de marcha seguiu protocolo do software Vicon Motus® 9.2. A comparação das médias dos subgrupos a partir da classificação BL foi realizada por Anova One way e Kruskal-Wallis. A estratificação da amostra ocorreu apenas do nível 0 ao 3 da BL, com o nível 2 apresentando maior representação 35,1% (n=13). Os parâmetros espaço-temporais diferiram em entre as subcategorias da BL para período do passo e pré balanço no membro inferior parético (MIP) e além destas variáveis houve no tempo de simples e duplo suporte no não parético (MINP). Sobre o padrão de assimetria de marcha observou-se significância na progressão de tronco durante o contato inicial, sendo maior no MINP seguindo os níveis da BL. A significativa relação espaço-temporais com os dados cinéticos seguindo a BL, propicia bases mais consolidadas das adaptações necessárias que o PC gera afim de manter a estabilidade e reorientar o corpo em cada fase de marcha.

**Palavras-chave:** Lesão cerebral, funcionalidade, saúde da criança

**ABSTRACT**

The study compared the spatiotemporal variables of the gait of children and adolescents with the levels of the Ben Lomonding classification (BL). Cross-sectional study performed with 37 children and adolescents diagnosed with Cerebral Palsy, ages between 5 and 16 years and classified in levels I and II of GMFCS. The three-dimensional gait analysis followed Vicon Motus® 9.2 software protocol. Comparison of the means of the subgroups from the BL classification was performed by Anova One way and Kruskal-Wallis. The stratification of the sample occurred only from level 0 to level 3 of BL, with level 2 showing a greater representation 35.1% (n = 13). The spatiotemporal parameters differed between the subcategories of BL for the period of the step and pre-balance in the lower limb paretic (LLP) and besides these variables there was in the time of simple and double support in the non-paretic (LLNP). Regarding the gait asymmetry pattern, it was observed a significant increase in the trunk progression during the initial contact, being higher in the LLNP following BL levels. The significant spatiotemporal relation with the kinetic data following BL, provides a more consolidated basis for the necessary adaptations that the CP generates in order to maintain stability and reorient the body in each gait phase.

**Keywords:** Brain injury, functionality, child health

**1 INTRODUÇÃO**

Alterações na biomecânica da marcha em pessoas com Paralisia Cerebral (PC) é foco de muitos estudos em laboratórios de movimento (McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009). No entanto, ainda existe a dificuldade de acesso e interpretação dos dados obtidos por esta avaliação instrumental pelos profissionais na prática clínica. Neste sentido, existe a preocupação dos pesquisadores em transformar os resultados encontrados nos laboratórios em índices clínicos que demonstrem o padrão de marcha em níveis funcionais, como o Gait Deviation Index (GDI) (Schwartz & Rozumalski, 2008) e Gait Profile Score (GPS) (Baker et al., 2009).

Para que estes índices como o GDI e o GPS sejam aderidos e compreendidos na rotina clínica, estuda-se a associação destes com escalas de avaliação observacional ou dados espaço-temporais. Foram encontrados estudos de relação entre o GPS, a escala visual de Edinburgh e a Gross Motor Function Classification System (GMFCS) (Robinson, Clement, Herman, & Gaston, 2017; Farias et al., 2020), a relação do GDI com a GMFCS (Fevang & Malt, 2016), teste de caminhada de 6 minutos (TC6), velocidade de marcha (Wilson et al., 2015).

No entanto, os índices funcionais da marcha quantificados pelo GDI e pelo GPS são calculados apenas pelas variáveis cinemáticas, não considerando as forças que atuam diretamente no movimento. Já o GDI-Kinetic (Rozumalski & Schwartz, 2011), é o único índice até agora que estuda e quantifica de forma geral o padrão cinético da marcha, no entanto ele leva em consideração apenas o momento e a força articular. Assim, pensando nas forças de reação ao solo durante a marcha de crianças com PC hemiplégica e diparéticas, Williams, et al. (Williams, Gibbs, Meadows, & Abboud, 2011) propuseram uma classificação da redução da componente vertical (FZ) das forças de reação ao solo (FRS) do membro inferior parético no final do período de suporte simples. A classificação foi nomeada como “Ben Lomonding”, um termo que é usado para descrever o fenômeno de redução do segundo pico FZ, devido à forma do gráfico se assemelhar à forma da montanha “Ben Lomond” na Escócia, possuindo dois picos, sendo o segundo pico menor que o primeiro.

O comportamento das variáveis espaço-temporais de marcha para cada nível da classificação de Ben Lomonding ainda não foi relatado até o momento. O objetivo do estudo foi comparar as médias das variáveis espaço-temporais da marcha de crianças e adolescentes com os níveis da classificação de Ben Lomonding (Williams et al., 2011).

## 2 MÉTODO

Estudo observacional transversal, realizado no Laboratório do Movimento Dr. Cláudio de Almeida Borges da Universidade Estadual de Goiás (LAMOVI-UEG), na cidade de Goiânia-GO, Brasil.

## 3 AMOSTRA

O estudo foi composto por 37 crianças e adolescentes com diagnóstico de Paralisia Cerebral, brasileiros, ambos os sexos, idades entre 5 e 16 anos e classificadas no nível I e II do GMFCS. Foram excluídos pacientes que apresentaram ataxia, atetose, retardo mental, aplicação de toxina botulínica (< seis meses) e cirurgia osteomioarticular em período menor que um ano.

Os pais ou responsáveis assinaram um termo de autorização e consentimento livre e esclarecido, em que os pesquisadores descreveram os objetivos e rotina de avaliação além de garantir o anonimato do participante e seus dados guardados pelo laboratório. Estudo realizado sob aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília, Brasil (CEP-FM 041/2006).

## 4 PROCEDIMENTOS

A avaliação da marcha no LAMOVI-UEG seguiu o seguinte padrão de sincronização das câmeras e calibração do sistema. Inicialmente, foram mensurados peso e altura e em seguida todos os pacientes passam por uma avaliação antropométrica da pelve e membros inferiores de acordo com o protocolo de exigência do software Vicon Motus® 9.2 (Viconpeak, Oxford Métricas Inc. EUA).

Em ortostatismo os indivíduos receberam marcadores reflexivos em pontos anatômicos específicos segundo o protocolo de Helen Hayes (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990). Os pacientes foram instruídos a fazer o percurso do exame três vezes para que entendessem como era o procedimento e se acostumassem com o ambiente e com os marcadores.

Foram usadas seis câmeras infravermelhas Pulnix® (modelo TM 6701AN), e os resultados da cinemática foram obtidos através de uma taxa de captura de 120 Hz. A identificação dos marcadores e o cálculo das variáveis espaço-temporais (períodos de apoio, balanço, passo, resposta à carga, pré-balanço, suporte simples, duplo suporte, distância da progressão do tronco, cadência e velocidade) foram realizados pelo sistema Vicon Motus® 9.2 (Viconpeak, Oxford Métricas Inc. EUA).

Durante a captura da locomoção, o paciente passou por duas plataformas de força AMTI OR6-7, localizadas dentro do volume de captura, sendo considerada a coleta válida quando o

paciente realizou o contato correto, com todo o contato do pé sobre a plataforma e não tendo o contato do pé contralateral na mesma plataforma (Kirtley, 2012). Gerando dados válidos das forças de reação ao solo.

Os dados colhidos foram processados e exportados para o software Excel Microsoft Office 2013 e os valores da componente vertical da força de reação ao solo foram plotados graficamente e analisados os picos da FZ para a classificação.

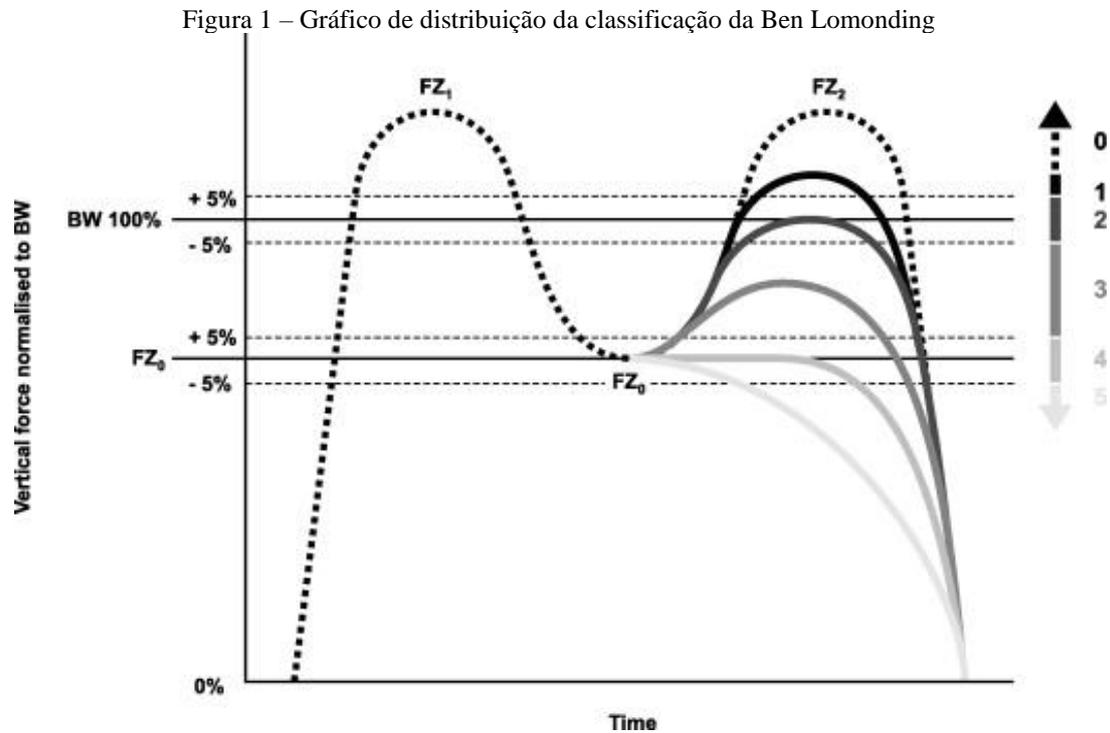
Na classificação de Ben Lomoding (Figura 1), analisa-se a relação entre os três picos da FZ ( $Fz_1$ ,  $Fz_0$  e  $Fz_2$ ) com o peso corporal. O primeiro pico  $Fz_1$  ocorre normalmente no momento da resposta à carga, o segundo pico ou vale  $Fz_0$  ocorre no apoio médio e o  $Fz_2$  no apoio terminal. A classificação corresponde a seis tipos numéricos de 0 a 5, sendo que a progressão mostra que a  $Fz_2$  da componente se apresenta inferior a  $Fz_1$  se aproximando do valor do vale ( $Fz_0$ ) e do valor da massa corporal (MC). Quando os dados não entram nos níveis de 0 a 5 então se classifica no tipo A e B. Sendo que a na classificação A, o pico  $Fz_2$  é superior ao  $Fz_1$  e 5% do mesmo. Enquanto na classificação B, quanto maior o tipo de classificação Ben Lomoding do membro comprometido, mais susceptível esse membro estará de entrar em colapso e mais sobrecarregado será o membro contralateral a fim de evitar a queda do indivíduo (Williams et al., 2011).

Afim de analisar o padrão de assimetria das variáveis espaço-temporais adotou-se o Índice de Simetria (IS) proposto por Robinson et al. (Robinson, Herzog, & Nigg, 1987). O IS foi calculado da seguinte forma  $100\% \times (V \text{ parético} - V \text{ não-parético}) / (V + V \text{ parético não-parético})$ , com V representando períodos de apoio, balanço, passo, resposta à carga, pré-balanço, suporte simples, duplo suporte. Onde o valor 0 representa a simetria perfeita entre os membros inferiores, valores positivos representam maior magnitude dos dados sobre o membro não parético e valores negativos sobre o membro inferior parético. A assimetria da progressão do tronco foi analisada pela mesma fórmula, considerando o deslocamento do marcador do sacro durante cada passada do membro inferior parético e a passada do membro inferior não parético (Roerdink & Beek, 2011).

## 5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística verificou a normalidade de distribuição dos dados pelo teste Shapiro-Wilk. Realizou-se análise inferencial com média, desvio padrão, mínimo, máximo, intervalo de confiança, frequência e porcentagem. Comparação das médias dos subgrupos a partir da classificação de Ben Lomoding (BL) com o teste de Anova One way para análise das medidas paramétricas e o teste de Kruskal-Wallis para as não paramétricas. O nível de confiança estatística

adotado de 95%, utilizando para análise o programa Statistical Package for Social Sciences versão 23.0.



Autor: (Williams et al., 2011)

## 6 RESULTADOS

A maior parte da amostra concentrou-se no gênero masculino com 62.2% (n=23), nível 2 do GMFCS 73.0% (n=27). A estratificação da amostra ocorreu apenas do nível 0 ao nível 3 da Ben Lomonding e o nível 2 da Ben Lomonding 35.1% (n=13) apresentou maior representação (Tabela 1).

Tabela 1 - Descrição da amostra, distribuição dos níveis da GMFCS e da classificação de Ben Lomonding

		Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Frequência	Porcentagem
Idade (anos)		10.51	2.90	5	16		
Peso (quilogramas)		36.84	14.10	17.40	69,60		
Altura (metros)		1.44	0.18	1.12	1.79		
Índice de Massa Corporal (Kg/m <sup>2</sup> )		17.06	3.10	11.68	24.35		
Gênero	Feminino					14	37.8%
	Masculino					23	62.2%
Níveis no GMFCS	Nível 1					10	27.0%
	Nível 2					27	73.0%
	0					7	18.9%
	1					9	24.3%
	2					13	35.1%
	3					8	21.6%
Ben Lomonding	4					0	0.0%
	5					0	0.0%
	A					0	0.0%
	B					0	0.0%

Nota: Kg – quilogramas; m – metros; GMFCS - Gross Motor Function Classification System

Os parâmetros espaço-temporais médios dos pacientes com PC diferiram em comparação com as subcategorias da BL em poucas variáveis. Sobre o membro inferior parético (MIP) observou-se significativa necessidade de maior período do passo ( $p = 0.035$ ) e no pré balanço ( $p = 0.007$ ), acompanhando os maiores níveis da BL (Tabela 2). O membro inferior não parético (MINP) também apresentou a mesma relação temporal no pré balanço ( $p = 0.049$ ), e no tempo de simples suporte ( $p = 0.049$ ) (Tabela 3). Houve maior dispêndio tempo no duplo suporte nas categorias maiores da BL (Tabelas 2 e 3).

Tabela 2 - Comparação das variáveis espaço-temporais de marcha do membro inferior parético dos indivíduos classificados pela Ben Lomonding nos níveis 0 (n = 7 membros), 1 (n = 9 membros), 2 (n = 13 membros) e 3 (n = 8 membros).

	Classificação de Ben Lomonding	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		ANOVA (valor de $p$ )
				Limite inferior	Limite superior	
P Comprimento da passada (metros)	0	1.07	0.19	0.89	1.25	0.844*
	1	1.15	0.09	1.08	1.22	
	2	1.13	0.26	0.97	1.29	
	3	1,09	0,20	0,92	1,26	
P Período da passada (metros)	0	1,07	0,09	0,99	1,16	0,143*
	1	1,09	0,09	1,01	1,16	

	2	1,20	0,20	1,08	1,31	
	3	1,24	0,23	1,05	1,43	
P Comprimento do passo (metros)	0	0.57	0.08	0.49	0.64	0.996
	1	0.56	0.06	0.52	0.61	
	2	0.57	0.10	0.51	0.63	
	3	0.56	0.08	0.49	0.63	
P Período do passo (metros)	0	0.54	0.06	0.49	0.59	0.035
	1	0.55	0.06	0.50	0.69	
	2	0.63	0.13	0.55	0.70	
	3	0.68	0.14	0.57	0.80	
P Duplo Suporte (segundos)	0	0.25	0.04	0.22	0.28	0.044*
	1	0.27	0.04	0.23	0.31	
	2	0.30	0.06	0.26	0.34	
	3	0.34	0.10	0.25	0.42	
P Suporte Simples (segundos)	0	0.40	0.04	0.37	0.44	0.931
	1	0.41	0.05	0.37	0.45	
	2	0.42	0.07	0.38	0.47	
	3	0.41	0.09	0.34	0.48	
P Resposta à carga (segundos)	0	0.13	0.03	0.10	0.16	0.588
	1	0.13	0.04	0.10	0.16	
	2	0.15	0.04	0.13	0.17	
	3	0.14	0.05	0.10	0.18	
P Pré-balanço (segundos)	0	0.14	0.03	0.11	0.17	0.007
	1	0.12	0.03	0.10	0.14	
	2	0.15	0.04	0.13	0.18	
	3	0.20	0.06	0.15	0.25	
P Proporção de apoio (porcentagem)	0	62.59	1.73	60.99	64.18	0.576
	1	60.87	2.57	58.90	62.85	
	2	60.74	3.92	58.38	63.11	
	3	60.46	3.51	57.53	63.39	
	0	37.41	1.73	35.82	39.01	0.576

P Proporção de balanço (porcentagem)	1	39.13	2.57	37.15	41.10
	2	39.26	3.92	36.89	41.62
	3	39.54	3.51	36.61	42.47

Nota: Análise comparativa entre os níveis 0, 1, 2 e 3 da Classificação Ben Lomonding realizado pelo teste de Anova One-way para as variáveis paramétricas. Nas variáveis não paramétricas (\*) utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis. Adotado valor de significância de  $p \leq 0,05$ .

Tabela 3 - Comparação das variáveis espaço-temporais de marcha do membro inferior não-parético dos indivíduos classificados pela Ben Lomonding nos níveis 0 (n = 7 membros), 1 (n = 9 membros), 2 (n = 13 membros) e 3 (n = 8 membros)

	Classificação de Ben Lomonding	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		ANOVA (valor de p)
				Limite inferior	Limite superior	
NP Comprimento da passada (metros)	0	1.15	0.08	1.08	1.23	0,540*
	1	1.11	0.12	1.02	1.20	
	2	1.13	0.14	1.04	1.21	
	3	1.05	0.19	0.89	1.21	
NP Período da passada (metros)	0	1.08	0.12	0.97	1.19	0,412
	1	1.08	0.14	0.97	1.18	
	2	1.16	0.15	1.07	1.25	
	3	1,19	0,23	1,00	1,38	
NP Comprimento do passo (metros)	0	0,56	0,08	0,49	0,63	0,565*
	1	0,54	0,09	0,47	0,60	
	2	0,57	0,11	0,50	0,63	
	3	0,50	0,15	0,37	0,63	
NP Período do passo (metros)	0	0,51	0,06	0,45	0,57	0,974
	1	0,51	0,10	0,43	0,58	
	2	0,52	0,10	0,46	0,58	
	3	0,53	0,08	0,46	0,59	
NP Duplo Suporte (segundos)	0	0.23	0.03	0.21	0.26	0.045*
	1	0.27	0.04	0.24	0.31	
	2	0.28	0.05	0.25	0.30	
	3	0.31	0.10	0.23	0.40	
NP Suporte Simples (segundos)	0	0.43	0.05	0.38	0.48	0.049

	1	0.46	0.08	0.39	0.52	
	2	0.49	0.11	0.43	0.56	
	3	0.54	0.10	0.47	0.57	
	0	0.14	0.08	0.07	0.22	
NP Resposta à carga (segundos)	1	0.12	0.04	0.08	0.15	0.595
	2	0.14	0.06	0.11	0.18	
	3	0.16	0.10	0.08	0.24	
	0	0.11	0.04	0.09	0.14	
NP Pré-balanço (segundos)	1	0.14	0.03	0.11	0.17	0.049
	2	0.14	0.04	0.12	0.17	
	3	0.17	0.07	0.12	0.23	
	0	0.14	0.03	0.11	0.16	
NP Proporção de apoio (porcentagem)	1	0.12	0.04	0.08	0.15	0.629
	2	0.14	0.03	0.12	0.15	
	3	0.14	0.05	0.09	0.19	
	0	65.21	0.81	64.47	65.96	
NP Proporção de balanço (porcentagem)	1	63.90	2.84	61.72	66.09	0.235
	2	65.91	3.68	63.68	68.13	
	3	67.15	4.11	63.72	70.59	
	0	34.79	0.81	34.04	35.53	
NP Comprimento da passada (metros)	1	36.10	2.84	33.91	38.28	0.235
	2	34.09	3.68	31.87	36.32	
	3	32.85	4.11	29.41	36.28	

Nota: Análise comparativa entre os níveis 0, 1, 2 e 3 da Classificação Ben Lomonding realizado pelo teste de Anova One-way para as variáveis paramétricas. Nas variáveis não paramétricas (\*) utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis. Adotado valor de significância de  $p \leq 0,05$ .

O padrão de assimetria média sobre as variáveis espaço-temporais mostra valores irrelevantes diante a estratificação pelo sistema de classificação BL. Exceto sobre a assimetria de progressão do tronco ( $p = 0.021$ ), no qual as categorias mais altas da BL apresentam maior progressão anterior de tronco durante o contato inicial do MINP (Tabela 4).

Tabela 4 - Tabela de comparação do Índice de Simetria das variáveis espaço-temporais e velocidade média de marcha dos indivíduos classificados pela Ben Lomonding nos níveis 0 (n = 7 membros), 1 (n = 9 membros), 2 (n = 13 membros) e 3 (n = 8 membros)

	Classificação de Ben Lomonding	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		ANOVA (valor de p)
				Limite inferior	Limite superior	
IS – Comprimento do Passada (%)	0	-3,15	2,78	-5,72	-0,58	0,243
	1	1,35	10,44	-6,67	9,37	
	2	3,10	5,32	-0,11	6,32	
	3	3,46	7,24	-2,60	9,51	
IS – Comprimento do Passo (%)	0	-12,29	19,92	-30,71	6,13	0,255
	1	-6,91	22,86	-24,48	10,66	
	2	4,22	16,65	-5,84	14,28	
	3	-6,27	14,92	-18,75	6,20	
IS - Proporção Apoio (%)	0	-7,37	14,70	-20,96	6,22	0,729
	1	-4,32	5,03	-8,19	-0,45	
	2	-6,80	6,69	-10,84	-2,75	
	3	-3,56	5,41	-8,08	0,96	
IS - Proporção Balanço (%)	0	12,07	10,01	2,81	21,32	0,650
	1	11,71	12,98	1,73	21,69	
	2	18,08	18,85	6,69	29,47	
	3	11,38	9,65	3,32	19,45	
IS - Duplo Suporte (%)	0	-1,91	21,96	-22,22	18,40	0,581
	1	7,95	11,07	-0,55	16,46	
	2	4,42	14,98	-4,64	13,47	
	3	-0,18	15,48	-13,12	12,76	
IS - Simples Suporte (%)	0	-15,81	19,02	-33,39	1,78	0,494
	1	-12,04	11,72	-21,05	-3,03	
	2	-15,78	12,82	-23,53	-8,03	
	3	-7,17	9,57	-15,16	0,83	
IS – Progressão do tronco (%)	0	-0,11	10,34	-8,06	7,83	0,021
	1	3,17	5,09	-1,53	7,88	
	2	5,12	8,88	-0,25	10,48	
	3	13,18	7,45	6,95	19,40	
Velocidade média (metros/segundo) (%)	0	1,04	0,11	0,93	1,14	0,390
	1	1,07	0,14	0,96	1,17	
	2	0,99	0,17	0,88	1,09	
	3	0,93	0,24	0,73	1,13	

Nota: Análise comparativa entre os níveis 0, 1, 2 e 3 da Classificação Ben Lomonding realizado pelo teste de Anova One-way, adotado valor de significância de  $p \leq 0,05$ .

**7 DISCUSSÃO**

Os resultados confirmam que alguns dos parâmetros espaço-temporais médios de crianças e adolescentes com PC, GMFCS níveis I e II, diferem entre os níveis 0 a 3 da Ben Lomonding com progressão da diferença de acordo com o nível da BL.

Os dados do estudo são consistentes para a comparação realizada, uma vez que, a inclusão unicamente de sujeitos PC com níveis I e II da GMFCS. Não apresentam diferenças significativas das variáveis cinemáticas e espaço-temporais de marcha (Õunpuu et al., 2015). Já os níveis III e IV apresentam as deformidades musculoesqueléticas que interferem na descarga de peso durante a marcha em ambos os membros inferiores (Blumstein, Kay, Dorey, & Wren, 2016).

O aumento progressivo do tempo gasto na fase de pré-balanço, o momento mais crítico no ciclo de marcha (Perry & Burnfield, 2010), era esperado de acordo com aumento progressivo dos níveis da BL (Williams et al., 2011). O comprometimento e o sugestiva tendência a colapso do membro parético associado ao aumento dos níveis da BL (Williams et al., 2011), faz com que esses sujeitos aumentem o período do ciclo de marcha, adotando em compensação à subcarga no MIP e sobrecarga sobre o MINP (Böhm & Döderlein, 2012; Domagalska-Szopa, Szopa, & Czamara, 2016).

A assimetria na marcha hemiparética é fator funcional importante (Patterson, Gage, Brooks, Black, & McIlroy, 2010), em resposta ao desequilíbrios que possuem crianças com PC (Domagalska-Szopa et al., 2016). A utilização da estratégia de tronco busca amenizar o desequilíbrio, relacionado a rigidez postural (Summa, Vannozzi, Bergamini, Iosa, & Morelli, 2016). A adoção de uma aceleração assimétrica nas direções antero-posterior e médio lateral (Saether et al., 2014), faz com que a força de reação ao solo se comporte de forma também assimétrica entre os membros inferiores (Williams et al., 2011).

Os parâmetros espaço-temporais de marcha na PC estão interligados à cinética da marcha, isso devido à condição de assimetria compensatória (Kurz, Stuberger, & DeJong, 2010), adaptações necessárias para manter a estabilidade e reorientar o corpo para a nova fase na marcha (Dixon, Stebbins, Theologis, & Zavatsky, 2014). A desordem cinética do movimento gera um distúrbio cíclico e contínuo, o membro inferior parético é ineficiente para absorver a energia da transferência de peso (Feng, Pierce, Do, & Aiona, 2014), em resposta os sujeitos reduzem a velocidade para melhor coordenação (Hoogkamer, Bruijn, & Duysens, 2014; Saether et al., 2014), a sinergia angular de joelho e tornozelo evitando o arrastar do pé e auxiliando na absorção de carga é comprometida (Maas et al., 2015).

A contribuição da BL e sua associação com variáveis clinicamente mais acessíveis abre a possibilidade de maior compreensão e associação com mais fatores de alteração na biomecânica da marcha na PC. A dificuldade metodológica de coleta das variáveis de força de reação ao solo em crianças dificulta em parte a análise, pois há a necessidade de contato exato nas plataformas de força durante a análise tridimensional da marcha. Este fato não permitiu que a totalidade da amostra contemplasse todos os níveis da BL, abrindo assim a necessidade de pesquisas futuras com amostra maior para maiores relações.

## 8 CONCLUSÕES

O comprometimento das variáveis espaço-temporais acompanhou o aumento do nível na classificação de BL, demonstrando que parâmetros específicos de análise instrumental da marcha podem ser relacionados com parâmetros clínicos na avaliação de crianças e adolescentes com paralisia cerebral. Parâmetros específicos da marcha, como maior tempo na recepção de carga e maior suporte de peso sobre o membro não parético, acompanham a piora de descarga de peso nos níveis da classificação.

## REFERÊNCIAS

- Baker, R., Mcginley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H. K., & Tirosh, O. (2009). The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait & Posture*, 30, 265–269. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.020>
- Blumstein, G., Kay, R. M., Dorey, F., & Wren, T. A. L. (2016). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited : influence of age , prior surgery , and Gross Motor Function Classification System level. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 1–10. <http://doi.org/10.1111/dmcn.13205>
- Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: Do they deteriorate with running? *Gait and Posture*, 35(2), 322–327. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.003>
- Dixon, P. C., Stebbins, J., Theologis, T., & Zavatsky, A. B. (2014). Ground reaction forces and lower-limb joint kinetics of turning gait in typically developing children. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3726–3733. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.09.011>
- Domagalska-Szopa, M., Szopa, A., & Czamara, A. (2016). Dependence of Gait Deviation on Weight-Bearing Asymmetry and Postural Instability in Children with Unilateral Cerebral Palsy. *PLoS ONE*, 1–7. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0165583>
- Farias, B. H. L., Penha, C. S., Marques, P. C., Sobreira, F. A. et al. (2020). Classificação da função motora grossa em crianças com paralisia cerebral assistidas por um centro especializado de

reabilitação. *Brazilian Journal of Development*, 6 (4), 18385-18392. <http://10.34117/bjdv6n4-128>

Feng, J., Pierce, R., Do, K. P., & Aiona, M. (2014). Motion of the center of mass in children with spastic hemiplegia: Balance, energy transfer, and work performed by the affected leg vs. the unaffected leg. *Gait and Posture*, 39(1), 570–576. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.009>

Fevang, J. M., & Malt, M. A. (2016). Correlation between the Gait Deviation Index and gross motor function ( GMFCS level ) in children with cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 10(3), 5–10. <http://doi.org/10.1007/s11832-016-0738-4>

Hoogkamer, W., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2014). Stride length asymmetry in split-belt locomotion. *Gait and Posture*, 39(1), 652–654. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.030>

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 383–392.

Kirtley, C. (2012). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier.

Kurz, M. J., Stuber, W. a., & DeJong, S. L. (2010). Mechanical work performed by the legs of children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 31(3), 347–350. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.12.004>

Maas, J. C., Huijing, P. A., Dallmeijer, A. J., Harlaar, J., Jaspers, R. T., & Becher, J. G. (2015). Decrease in ankle-foot dorsiflexion range of motion is related to increased knee flexion during gait in children with spastic cerebral palsy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 339–346. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.015>

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait and Posture*, 29(3), 360–369. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>

Õunpuu, S., Gorton, G., Bagley, A., Sison-Williamson, M., Hassani, S., Johson, B., & Oeffinger, D. (2015). Variation in kinematic and spatiotemporal gait parameters by Gross Motor Function Classification System level in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, (10), 955–962. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12766>

Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010). Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait and Posture*, 31(2), 241–246. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.014>

Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (Second Edi). Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated.

Robinson, L. W., Clement, N. D., Herman, J., & Gaston, M. S. (2017). The Edinburgh visual gait score – The minimal clinically important difference. *Gait & Posture*, 53, 25–28. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.030>

Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the

effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.

Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). Understanding inconsistent step-length asymmetries across hemiplegic stroke patients: impairments and compensatory gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(3), 253–258. <http://doi.org/10.1177/1545968310380687>

Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2011). The GDI-Kinetic: A new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait and Posture*, 33(4), 730–732. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.014>

Saether, R., Helbostad, J. L., Adde, L., Brændvik, S., Lydersen, S., & Vik, T. (2014). Gait characteristics in children and adolescents with cerebral palsy assessed with a trunk-worn accelerometer. *Research in Developmental Disabilities*, 35(7), 1773–81. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.02.011>

Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2008). The gait deviation index : A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*, 28, 351–357. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.001>

Summa, A., Vannozzi, G., Bergamini, E., Iosa, M., & Morelli, D. (2016). Multilevel Upper Body Movement Control during Gait in Children with Cerebral Palsy. *PLoS ONE*, 21, 1–13. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0151792>

Williams, S. E., Gibbs, S., Meadows, C. B., & Abboud, R. J. (2011). Classification of the reduced vertical component of the ground reaction force in late stance in cerebral palsy gait. *Gait & Posture*, 34(3), 370–3. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.003>

Wilson, N. C., Fracs, M., Signal, N., Rehab, M., Physio, B., Naude, Y., ... Fracs, M. (2015). Gait Deviation Index Correlates with Daily Step Activity in Children with Cerebral Palsy. *ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION*, 96(10), 1924–1927. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.05.024>