

**EMMANUELLE BOZZI RODRIGUEZ**

**OS EFEITOS DO EXOESQUELETO FLEXÍVEL BASEADO NO CONCEITO  
DE TENSEGRIDADE NA ESTABILIDADE POSTURAL DE CRIANÇAS COM  
PARALISIA CEREBRAL**

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG**

**2015**

**EMMANUELLE BOZZI RODRIGUEZ**

**OS EFEITOS DO EXOESQUELETO FLEXÍVEL BASEADO NO CONCEITO DE TENSEGRIDADE NA ESTABILIDADE POSTURAL DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

**Área de Concentração:** Desempenho Funcional Humano

**Linha de Pesquisa:** Avaliação do Desenvolvimento e Desempenho Infantil

**Orientadora:** Prof.<sup>a</sup> Dra. Marisa Cotta Mancini

**Co-orientador:** Prof.<sup>o</sup> Dr. Thales Rezende de Souza

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UFMG**

**2015**

R696e Rodriguez, Emmanuelle Bozzi  
2015 Os efeitos do exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade na estabilidade postural de crianças com paralisia cerebral. [manuscrito] / Emmanuelle Bozzi Rodriguez – 2015.  
88 f., enc.: il.  
Orientadora: Marisa Cotta Mancini  
Co-orientador: Thales Rezende de Souza

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Bibliografia: f. 77-81

1. Hemiplegia – crianças - Teses. 2. Postura humana - Teses. 3. Distúrbio da postura - Teses. I. Mancini, Marisa Cotta. II. Souza, Thales Rezende de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.851.3

ATA DE NÚMERO 232 (DUZENTOS E TRINTA E DOIS) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **EMMANUELLE BOZZI RODRIGUEZ** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.....

Aos 31 (trinta e um) dias do mês de agosto do ano de dois mil e quinze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação "**Os efeitos do exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade na estabilidade postural de crianças com Paralisia Cerebral**". A banca examinadora foi constituída pelas seguintes Professoras Doutoras: Marisa Cotta Mancini, Juliana de Melo Ocarino e Paula Maria Machado Arantes sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 14h00min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata aprovada e apta a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 31 de agosto de 2015. ....

Professora Dra. Marisa Cotta Mancini 

Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino 

Professor Dra. Paula Maria Machado Arantes 

Marilane Soares 084190

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
PÓS-GRADUAÇÃO / EEFFTO  
ALANTÔNIO CARLOS, Nº 662 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO  
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
 SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab) E-MAIL: [mreab@eeffto.ufmg.br](mailto:mreab@eeffto.ufmg.br)  
 FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **EMMANUELLE BOZZI RODRIGUEZ** intitulada "**Os efeitos do exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade na estabilidade postural de crianças com Paralisia Cerebral**", defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Marisa Cotta Mancini	X	<i>Mancini</i>
Juliana de Melo Ocarino	X	<i>Ocarino</i>
Paula Maria Machado Arantes	X	<i>Paula Arantes</i>

Belo Horizonte, 31 de agosto 2015.

*Mancini*  
 Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO  
 AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO  
 PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

## AGRADECIMENTOS

Como começar agradecendo a alguém e não a Ele? Deus, grande responsável por esse título. Sem Ele nada disso seria possível! Sem o colo Dele nos momentos difíceis, o amor Dele se renovando a cada dia em mim e a certeza da presença Dele sempre, em todos os momentos da minha vida! Senhor, continue fazendo sempre em mim, a Vossa vontade.

Agradeço à minha querida e amada Mãe! Meu maior exemplo de determinação, força e fé. Sempre presente, mesmo sem entender muito o funcionamento do processo... Incentivando, torcendo, rezando, se calando nos momentos de estudo mesmo precisando e querendo muito conversar! A você, minha mãezinha, todo o meu amor e a minha gratidão! Eternos...

Ao meu eterno namorado Renato, que se tornou marido ao longo dessa caminhada! Veja como foi longa... Meu porto seguro nas horas das dúvidas seja na graduação, no mestrado ou na vida; minha razão quando sou só emoção; meu parceiro de luta, vivências acadêmicas, atividades “casamentísticas” e de construção civil, tarefas domésticas, choros e risos... Meu “companheirinho” de todas as horas! O homem da minha vida! Presente que Deus me deu e guardarei para sempre! Amo você, Maridinho!!!

A toda a minha família e amigos pela presença, interesse em compreender todas as etapas e vibrar pelo fim de cada uma delas! Por cada comentário de incentivo e, até mesmo por aqueles “Você é louca de fazer mestrado!”, “Casar, construir, trabalhar e fazer mestrado? Deus me livre”, pois sei que foram formas de demonstração de carinho e preocupação. Deus não me livrou, pelo contrário, me fortaleceu a cada dia! Obrigada a todos!

À minha orientadora, Marisa Mancini, pelas oportunidades, desde a graduação. Anos de parceria e ensinamentos que levarei para toda a vida. Por ser um exemplo de eficiência; de líder que sabe ensinar, mas também cobrar na mesma proporção; de honestidade com as pessoas e com seus próprios

princípios; de profissional humana. Obrigada por confiar no meu trabalho, por ter acreditado no meu potencial desde o início e por investir em mim.

Ao meu co-orientador, Thales Rezende, pela disponibilidade e presteza. Por ser a maior prova que a competência é indiferente à idade e ser humano e educado só nos faz melhor ainda do que pretendemos ser. Obrigada pela presença constante e pelas ótimas ideias e soluções, até mesmo nos minutos da prorrogação!

Ao professor Sérgio Fonseca, por sua facilidade em ensinar. Por explicar sobre a complexidade do universo como quem ensina a coar um café! Por todos os seus conceitos arrojados, por suas várias perspectivas para avaliar um mesmo evento e, sobretudo, por tentar sempre desatar os nós que formam em nossas mentes quando paramos para analisar esse nosso multifacetado universo!

Agradeço ao Renato Loffi pela ajuda e por mover mundos, fundos e vestes para conseguirmos exoesqueletos, elásticos, nodos, marcações, ajustes... para a realização desse estudo.

Ao Grupo Tensegidade por não medirem esforços para o desenvolvimento de um protótipo do exoesqueleto mais adequado para as crianças e por estarem sempre disponíveis quando novos desafios se interpunham ao longo do desenvolvimento do estudo.

À Priscila Albuquerque, pela sua inteligência e brilhantismo em resolver em cinco minutos rotinas que gastávamos dias tentando entender e fazê-las funcionar. MUITÍSSIMO obrigada!

Às minhas queridas amigas, alunas de iniciação (Tais, Camila Mendes, Camila Abranches, Rachel, Bruna Soares), algumas hoje companheiras de mestrado, pelo auxílio nas coletas; incentivo quando algumas delas não davam certo e apoio incondicional de que no fim tudo sairia bem. Obrigada, Meninas! Sem vocês esse estudo não seria possível!

Ao meu amigo, Délcio, que se tornou meu braço direito, esquerdo... Não só meu quanto de todos que utilizaram e utilizam hoje o LAM. Por todo seu empenho em conhecer o funcionamento do laboratório e ajudar a todos, sem distinção de tarefa, a qualquer hora!

Ao nosso grupo de pesquisa pela presença constante, Bruna Avelar, Rejane Vale, Kêneia Almeida (mesmo que eletronicamente), Juliana Starling, Priscila Albuquerque. Pelas trocas de conhecimento e experiências, acadêmicas e da vida, que tanto contribuíram para minha formação.

Às professoras Juliana Ocarino e Paula Arantes pelas importantes contribuições desde o início, na criação do projeto e ao longo de sua execução. Aos ensinamentos da professora Juliana durante o ano do programa de iniciação à docência, que me incutiram lições não apenas acadêmicas, mas humanas, acima de tudo. É um imenso prazer e honra tê-las em minha banca de mestrado.

Aos amigos Renan, Pity, Rafaela por estarem sempre disponíveis quando solicitados. E não foi pouco!

À amiga Giovanna Amaral pelo desprendimento, por ser mais do que simpatia e inteligência, um ser humano de uma bondade inigualável! E a querida Líria pelo incentivo, torcida e apoio.

Aos colegas do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação pelos desafios enfrentados juntos e aos funcionários do colegiado do Programa, Marilane e Natália, pela dedicação e auxílio nos momentos mais angustiantes.

Às crianças participantes e seus pais pela disponibilidade, interesse e comprometimento com a pesquisa, mesmo sem nenhum retorno financeiro ou imediato. Por acreditarem, assim como nós, que estão contribuindo para a melhoria da qualidade de vida de crianças que necessitam de ajuda, sem ganhar nada em troca.



Aos meus amigos, fisioterapeutas da Unidade de Terapia Intensiva Neonatal do Hospital Odilon Behrens, pelo incentivo e disponibilidade para as constantes trocas de plantão que, sem elas, seria impossível a finalização desse estudo.

Ao meu avô/pai por tudo e para sempre...

## RESUMO

Crianças com PC apresentam comprometimentos na estabilidade postural. O uso de vestes elásticas adequadas pode auxiliar na estabilidade postural por aumentar, possivelmente, a rigidez elástica do sistema musculoesquelético, sem restringir mobilidade e ajustes posturais. Esse estudo avaliou os efeitos de uma veste elástica (Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade – ExT) no comportamento e estabilidade posturais de crianças com desenvolvimento normal (DN) e com PC, para verificar se as crianças aproveitam das propriedades mecânicas oferecidas pelo uso do ExT. O objetivo foi comparar a estabilidade postural de crianças com PC e com desenvolvimento normal (DN) nas condições com e sem a utilização do ExT, no intuito de avaliar se seu uso: (1) altera as oscilações posturais dessas crianças da maneira esperada; (2) promove um comportamento oscilatório mais determinístico nas crianças, nas condições estática e pós-perturbação. Objetivou ainda (3) identificar se mudanças na estabilidade postural resultantes do uso do ExT seriam diferentes em crianças com PC e com DN. Vinte participantes (10 hemiplégicos e 10 com DN) foram solicitados a ficarem de pé em uma plataforma de força em duas condições (estática e diante de uma perturbação) nas condições com e sem o ExT. As posições do centro de pressão (COP) foram medidas. Variáveis relacionadas à estabilidade postural e aos efeitos esperados do uso do exoesqueleto foram calculadas. O uso do ExT levou a um aumento da recorrência ( $p=0,048$ ) e da amplitude de deslocamento ( $p=0,018$ ) do COP. Em crianças com DN, o uso do ExT levou a um aumento do deslocamento total ( $p=0,005$ ) e da velocidade de deslocamento ( $p=0,005$ ) do COP. Os efeitos encontrados foram de acordo com o esperado, mais evidentes para crianças com DN, exceto pelo aumento da amplitude de deslocamento do COP. Os resultados evidenciaram que as propriedades mecânicas do ExT foram utilizadas pelas crianças para manutenção da estabilidade postural. O aumento da amplitude do COP, sem aumento do desvio médio da posição central do COP (RMS), sugere que o aumento da amplitude foi relacionado a aumentos momentâneos dos picos de deslocamento do COP. Esses efeitos momentâneos podem estar relacionados ao aprendizado, ainda em processo, em lidar com as maiores velocidades de deslocamento, mesmo que o desvio

médio da posição central do COP tenha tido tendência à redução ( $p=0,055$ ). Assim, o aumento da amplitude indica que não houve restrição da mobilidade para ajustes posturais momentâneos de maior magnitude. O maior número de efeitos para crianças com DN sugere que as crianças com PC tenham maior dificuldade para aprender a aproveitar dos recursos oferecidos pelo ExT. Pode-se concluir que as crianças, principalmente aquelas com DN, aproveitaram do ExT para manter a estabilidade postural, apresentando maior exploração da oscilação do COP – maiores picos de distâncias, maiores trajetórias totais percorridas e oscilações mais rápidas –, ausência de aumento da distância média do COP em relação à sua posição central e geração de um comportamento mais recorrente do COP no tempo e espaço (como esperado de um sistema pêndulo-elástico em que elásticos são adicionados).

**Palavras-chave:** Hemiplegia espástica. Estabilidade postural. Oscilações do COP. Exoesqueleto. Veste dinâmica.

## ABSTRACT

Children with CP have disorders in postural stability. The use of appropriate elastic garments may assist in postural stability to increase, the elastic stiffness of the musculoskeletal system, without restricting mobility and postural adjustments. This study evaluated the effects of an elastic garment (Flexible Exoskeleton based on the concept of tensegrity – ExT) on the behavior and postural stability of children with typical development (TD) and CP to investigate whether children exploit the mechanical properties provided by the use of ExT. The aim was to compare the postural stability of children with CP and with typical development (TD) in the conditions with and without the use of ExT in order to assess whether its use: (1) changes the postural sway of these children as expected; (2) promotes a more deterministic oscillatory behavior in children, in static and post-perturbation conditions. The study also aimed (3) identifying whether changes in postural stability resulting from ExT use would be different in children with CP and TD. Twenty participants (10 hemiplegic and 10 with TD) were asked to stand up on a force platform in two conditions (static and before a perturbation) in the conditions with and without the ExT. The positions of the center of pressure (COP) were measured. Variables related to postural stability and to the expected effects of using the exoskeleton were calculated. The use of ExT led to an increased recurrence ( $p = 0,048$ ) and amplitude of displacement ( $p = 0,018$ ) of the COP. In children with TD, using the ExT caused increases in total displacement ( $p = 0,005$ ) and velocity of displacement ( $p = 0,005$ ) of the COP. The effects found were according to expected, more apparent to children with TD, except for the increase in amplitude of displacement of COP. The results showed that the mechanical properties of the ExT were used by children for maintaining postural stability. The increase in the amplitude of the COP, without increasing the average deviation of the COP from its central position, suggests that the increased amplitude was related to momentary increases in COP displacement peaks. These momentary effects may be related to a learning process, still in progress, to deal with higher speeds of displacement, though the average deviation of the COP from its central position has tended to decrease ( $p = 0,055$ ). Thus, the increase amplitude indicates that there were no restrictions to the mobility needed for momentary postural adjustments of

greater magnitudes. The largest number of effects for children with TD suggests that children with CP have greater difficulty in learning to take advantage of the features offered by the ExT. It can be concluded that children, especially those with TD, exploit the ExT to maintain postural stability, with further exploration of COP oscillation – highest peaks of distances, higher total trajectories and faster sways –, no increase of the average distance of the COP from its central position and production of a more recurrent COP behavior in time and space (as expected from a pendulum-elastic system to which elastic bands are added).

**Keywords:** Spastic hemiplegia. Postural stability. Oscillations of the COP. Exoskeleton. Dynamic splint.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	15
<b>1.1 Estabilidade Postural e Paralisia Cerebral</b>	15
<b>1.2 Órteses dinâmicas para tratamento em PC</b>	17
<b>1.3 Exoesqueleto flexível baseado no conceito de Tensegridade</b>	18
<b>1.4 Mensurações da Estabilidade do Comportamento – Análise de Quantificação da Recorrência</b>	22
<b>1.5 Objetivos</b>	23
<u>1.5.1 Objetivo Geral</u>	23
<u>1.5.2 Objetivo Específico</u>	23
<b>2 MATERIAIS E MÉTODO</b>	24
<b>2.1 Delineamento</b>	24
<b>2.2 Participantes</b>	24
<b>2.3 Instrumentação</b>	25
<u>2.3.1 Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade</u>	26
<u>2.3.2 Perturbação da estabilidade postural</u>	27
<b>2.4 Procedimentos</b>	28
<u>2.4.1 Avaliação de desempenho</u>	28
<u>2.4.2 Coleta de dados</u>	29
<b>2.5 Variáveis do estudo</b>	32
<u>2.5.1 Variáveis lineares</u>	32
<u>2.5.2 Variáveis da AQR</u>	32
<u>2.5.3 Variável de desempenho</u>	33
<b>2.6 Redução dos dados</b>	33
<b>2.7 Análise Estatística</b>	34
<b>3 ARTIGO</b>	36
<b>4 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	76
<b>REFERÊNCIAS</b>	77
<b>ANEXOS</b>	82
<b>APÊNDICE</b>	88

## 1 INTRODUÇÃO

A Paralisia Cerebral (PC) é uma condição clínica resultante de encefalopatia não progressiva no cérebro imaturo, causada por distúrbios nos períodos pré, peri ou pós-natal até os três anos de idade (LIMA & FONSECA 2004). Crianças com PC apresentam desordens neuromotoras, as quais estão associadas com inadequada produção de forças, incoordenação de movimentos e comprometimentos na estabilidade postural. (GIROLAMI *et al.*, 2011; PAVÃO *et al.*, 2015). A estabilidade postural é necessária para que o indivíduo possa explorar e interagir com o ambiente (PAVÃO *et al.*, 2014) e, por essa razão, suas alterações em crianças com PC estão relacionadas com limitações funcionais (déficits na estabilidade postural de pé com olhos fechados são diretamente proporcionais à déficits na função motora grossa; valores de oscilação do COP são diretamente proporcionais à dependência de cuidadores para autocuidado e mobilidade no PEDI) (PAVÃO *et al.*, 2014; PAVÃO *et al.*, 2014; LIAO & HWANG, 2003). Por conseguinte, diversos pesquisadores tem avaliado a estabilidade postural de indivíduos com PC, em diferentes faixas etárias, a fim de compará-la com a estabilidade postural de indivíduos normais e identificar as possíveis causas das alterações encontradas (GIROLAMI *et al.*, 2011; PAVÃO *et al.*, 2013; FERDJALLAH *et al.*, 2002; GATICA *et al.*, 2014; HSUE *et al.*, 2009; ROSE *et al.*, 2002)

### 1.1 Estabilidade Postural e Paralisia Cerebral

Para a manutenção de uma postura estável o indivíduo deve ser capaz de coordenar a interação dinâmica entre a posição de todos os segmentos corporais e a posição desses segmentos com o ambiente (SAXENA *et al.*, 2014). Dessa maneira, por ser dependente da inter-relação entre todos os sistemas do organismo, a manutenção da estabilidade postural é uma tarefa bastante complexa. (BARELA *et al.*, 2011; FERDJALLAH *et al.*, 2002) Uma estratégia adotada pelos indivíduos para executar essa tarefa consiste na realização de pequenos movimentos oscilatórios do corpo, denominada oscilação postural (postural sway) (SAXENA *et al.*, 2014). A oscilação postural pode ser quantificada por vários parâmetros, contudo, a oscilação do Centro de Pressão (COP) mensurada por plataforma de força tem sido a forma mais

utilizada na literatura (DUARTE & FREITAS, 2010; PELLECHIA & SHOCKLEY, 2005) tanto em indivíduos normais quanto na população com PC (GIROLAMI *et al.*, 2011; PAVÃO *et al.*, 2013; FERDJALLAH *et al.*, 2002; PAVÃO *et al.*, 2014; GATICA *et al.*, 2014; HSUE *et al.*, 2009; SAXENA *et al.*, 2014; ROSE *et al.*, 2002; PAVÃO *et al.*, 2015)

Através da mensuração do COP é possível extrair diversas variáveis para investigação da estabilidade postural, como deslocamento total da oscilação, desvio-padrão, raiz quadrada da média (Root Mean Square, RMS), amplitude de deslocamento e velocidade de deslocamento do COP. Essas variáveis são computadas separadamente para as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) (DUARTE & FREITAS, 2010). Todas essas variáveis são comumente denominadas de variáveis lineares e fornecem informação a respeito do comportamento do COP através de sua trajetória temporal.

Pavão *et al.* (2014) avaliaram a área e a velocidade de deslocamento do COP de crianças com PC. Indivíduos com PC apresentaram maiores área de oscilação e velocidade de deslocamento do COP em comparação com indivíduos normais. Os autores argumentam que as crianças com PC demonstraram maiores valores nas duas variáveis em virtude das suas desordens motoras. Maiores valores dessas variáveis parecem estar relacionados ao menor controle do corpo em resposta a desequilíbrios posturais, seja por déficits neuromotores ou alterações biomecânicas (PAVÃO *et al.*, 2014). Hsue *et al.* (2009) investigaram a estabilidade postural durante a marcha de indivíduos com PC e com desenvolvimento normal (DN). Os indivíduos com PC apresentaram aumento no deslocamento do COP no eixo ML e redução do deslocamento do COP no AP em relação ao grupo DN. De acordo com os autores o aumento do deslocamento em ML diz respeito ao aumento da largura dos passos do grupo PC em relação ao DN, devido a alteração da estabilidade apresentada por esses indivíduos. Argumentam ainda que a redução no eixo AP ocorreu devido ao pobre controle de estratégias de tornozelo e quadril apresentadas pelos indivíduos com PC durante a marcha (HSUE *et al.*, 2009).

Em uma revisão bibliográfica realizada por Pavão *et al.* (2013) foram incluídos 25 artigos que avaliavam o controle postural em crianças com PC em diferentes posições e operacionalizado através de diversas variáveis. Conforme



os autores, os estudos demonstraram que crianças com PC com marcha independente apresentam aumento da oscilação postural na postura estática relaxada em comparação à crianças normais. Contudo, nem todos os estudos evidenciaram oscilação alterada das crianças com PC nessa posição (PAVÃO *et al.*, 2013). Em um estudo com crianças com diplegia espástica que frequentavam um serviço ambulatorial, Rose *et al.* (2002) encontraram valores semelhantes de oscilação do COP nas crianças com PC e nas crianças com desenvolvimento normal. (PAVÃO *et al.*, 2013). De maneira semelhante, Saxena *et al.* (2014) não encontraram diferença significativa na velocidade de deslocamento do COP entre as crianças hemiplégicas e normais (SAXENA *et al.*, 2014). Devido à complexidade da estabilidade postural, embora exista diversos estudos que a avaliaram através das variáveis lineares (GIROLAMI *et al.*, 2011; PAVÃO *et al.*, 2013; FERDJALLAH *et al.*, 2002; PAVÃO *et al.*, 2014; GATICA *et al.*, 2014; HSUE *et al.*, 2009; SAXENA *et al.*, 2014; ROSE *et al.*, 2002; PAVÃO *et al.*, 2015) e algumas estejam documentadas na literatura, tais estudos podem não ser totalmente conclusivos e conter algumas limitações, o que dificulta o desenvolvimento de propostas para intervenção nas alterações da estabilidade postural apresentadas pela população com PC. Por essa razão, poucos modelos de intervenção, com foco na estabilidade postural dessas crianças, têm sido descritos na literatura. (ABD EL-KAFY & EL-BASATINY, 2014; CARLBERG & HADDERS-ALGRA, 2005).

## **1.2 Órteses dinâmicas para tratamento em PC**

Uma das propostas de intervenção para minimizar o impacto gerado pelas alterações apresentadas por crianças com PC são as órteses dinâmicas que disponibilizam suporte externo, gerando forças adicionais que somadas ao sistema do indivíduo poderiam melhorar a estabilidade postural e, conseqüentemente, as atividades funcionais. Pesquisadores tem investigado os efeitos de vestes elásticas dinâmicas (vestes de lycra compressiva) como o UPSuit, Theratog, Therasuit, nas atividades de vida diária e de alcance, função motora grossa e durante a marcha (FLANAGAN *et al.*, 2009; BAILES *et al.*, 2010; CHRISTY *et al.*, 2012; BLAIR *et al.*, 1995; RENNIE *et al.*, 2000; NICHOLSON *et al.*, 2001) em crianças com PC. Em síntese, apesar de terem sido observados alguns efeitos positivos, as vestes utilizadas nos estudos eram

quentes e, por essa razão, não poderiam ser usadas por muito tempo devido ao desconforto produzido (RENNIE *et al.*, 2000; NICHOLSON *et al.*, 2001). Muitas delas eram restritivas, pois embora gerassem forças compressivas que poderiam aumentar a estabilidade, seu desenho indicava que não eram capazes de promover distribuição das forças elásticas para outras partes da veste e do corpo da criança, como ocorre no sistema musculoesquelético (TURVEY & FONSECA, 2014; TURVEY & FONSECA, 2009). Isso faz com que os movimentos de alguma articulação ou segmento deforme e tensione apenas um ou alguns poucos elásticos da veste, e essa tensão e deformação concentradas em apenas alguns elásticos promove um aumento de rigidez local fazendo com que esses elásticos restrinjam o movimento. Por fim, embora todos esses estudos tenham apresentado, com o uso das vestes elásticas dinâmicas, melhora nos desfechos avaliados, nenhum deles avaliou especificamente a estabilidade postural como desfecho primário. Assim, ainda é necessária a existência e disponibilidade de vestes que possam gerar estabilidade, porém sem restringir movimentos, e a investigação de seus efeitos na estabilidade postural de crianças com e sem transtornos de desenvolvimento motor.

### **1.3 Exoesqueleto flexível baseado no conceito de Tensegridade**

Uma órtese dinâmica (um exoesqueleto) foi desenvolvido por um grupo de pesquisadores da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) denominada “Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade” (ExT), cujo objetivo é melhorar o desempenho muscular e a estabilidade postural do indivíduo. Essa intervenção poderá proporcionar ganho de estabilidade postural às crianças com PC, uma vez que poderá fornecer a consistência dos mecanismos que contribuem para estabilidade de maneira não-restritiva para capacitar o indivíduo usuário a atender demandas mais complexas que possivelmente não poderiam ser atendidas. Este exoesqueleto foi desenvolvido com base na arquitetura e dinâmica de estruturas de integridade tensional ou tensegridade, semelhante a sistemas biológicos como células e o próprio sistema musculoesquelético (TURVEY & FONSECA, 2014). Um sistema de tensegridade consiste em um sistema intrinsecamente estável

que contém um grupo de componentes em compressão dentro de uma rede de componentes interconectados sob tensão contínua (INGBER *et al.*, 1998). As estruturas de tensegridade são constituídas por um padrão de organização triangular (geodésico), estáveis em todas as direções (onidirecionais), em virtude da presença da força tensional contínua (pré-estresse) (SULTAN *et al.*, 2002). De maneira semelhante, no sistema musculoesquelético os ossos podem representar os elementos compressivos descontínuos, enquanto os tecidos moles – fâscias, ligamentos, músculos e tendões – formam uma rede contínua de elementos tensionais (SOUZA *et al.*, 2009), na qual os ossos estão intrinsicamente conectados (SULTAN *et al.*, 2002; CHEN & INGBER, 1999). Assim, o ExT está sendo desenvolvido de forma que suas propriedades mecânicas sejam compatíveis com as estruturas de tensegridade do sistema musculoesquelético.

O ExT é composto por um macacão base confeccionado com um tecido leve, confortável e termorregulável que envolve membros inferiores, ombro, braço e tronco. Externamente à roupa-base, elásticos estão interconectados e ancorados a unidades de suporte posicionadas em pontos estratégicos do corpo, criando vias de transmissão de força similares àquelas já identificadas no sistema musculoesquelético (e.g. CARVALHAIS *et al.*, 2013; STECCO *et al.*, 2013; STECCO *et al.*, 2009; STECCO *et al.*, 2009). As ancoragens são pontos de fixação dos elásticos, que têm papel semelhante ao de nodos de estruturas de tensegridade, cujo objetivo é garantir a continuidade entre os elementos de tração e permitir a distribuição de tensão ao longo de todo o exoesqueleto. As tensões dos elásticos são reguláveis, de manuseio simples, o que facilita a manipulação do terapeuta conforme a necessidade do paciente (FONSECA *et al.*, 2011).

Por assegurar as propriedades de pré-estresse (tensão constante) e padrão geodésico (padrão triangular que promove distribuição uniforme de forças) o ExT poderá proporcionar estabilidade ao sistema, uma vez que algum nível de tensão será encontrado na maioria das posições assumidas pelo indivíduo (FONSECA *et al.*, 2011). Além disso, a continuidade tensional dada pela interconexão entre os elásticos (por meio dos nodos) permite uma redistribuição de tensões entre diferentes partes do exoesqueleto e do corpo, de acordo com o desenho anatomicamente inspirado. Isso condiz com o fato

de que, no sistema musculoesquelético, forças geradas internamente ou aplicadas externamente ao organismo são imediatamente redistribuídas para partes diferentes do corpo como forma de otimizar movimentos e posturas funcionais (NEPTUNE *et al.*, 2004). Diante de uma perturbação, o sistema musculoesquelético adota ajustes posturais agindo globalmente para recuperar sua estabilidade, e apresenta respostas em áreas distantes daquelas que sofrem as perturbações (MARSDEN *et al.*, 1983). A distribuição não-concentrada de tensões em tecidos moles também faz com que esses tecidos não sejam excessivamente deformados e estressados, o que evita restrições de mobilidade que seriam produzidas por esses tecidos. Assim, a distribuição global de estresse frente a perturbações pode auxiliar no processo de estabilização postural, sem restrições de movimento. Dessa forma, as alterações na estabilidade postural apresentadas pelas crianças com PC poderão ser terapêuticamente modificadas com a utilização do ExT.

Em virtude de seus componentes elásticos, distribuídos e interconectados em todo o corpo, o ExT atua como um conjunto de componentes elásticos adicionais ao sistema do indivíduo. Em posturas eretas, o corpo pode ser descrito como um sistema em pêndulo invertido com componentes elásticos (PIE) que afetam sua oscilação (FIGURA 1) (WINTER *et al.*, 1998). Nesse modelo, o centro de massa do pêndulo corresponde ao centro de massa do corpo e os componentes elásticos correspondem aos tecidos moles (FONSECA *et al.*, 2001; WINTER *et al.*, 1998). Assim como em um pêndulo invertido com elásticos, quando injetada força que afeta as posições da massa, o comprimento do componente elástico sofre uma variação de comprimento e a mola reage com uma força elástica (energia potencial elástica). Esta, por sua vez, converte-se em energia cinética alterando as características das oscilações apresentadas pela mola (TAVARES & CABRAL). Dessa forma, no presente estudo, como a utilização do exoesqueleto promove uma constante aplicação adicional de força elástica no sistema do indivíduo, devido ao pré-estresse contínuo, as oscilações do COP das crianças também serão alteradas com um possível aumento da rigidez elástica corporal. Conhecendo-se o comportamento de sistema PIE pode-se prever que, se a criança utilizar das propriedades mecânicas do ExT como um recurso adicional, a velocidade de deslocamento do COP irá aumentar, juntamente com um

aumento da oscilação pendular, com o uso do ExT (HOLT *et al.*, 1990). Semelhantemente ao sistema massa-mola, no qual a deformação da mola é proporcionalmente à força, quanto maior a força aplicada, maior será a velocidade de oscilação (TAVARES & CABRAL). Em sistemas PIE e massa-mola, a variação da rigidez do sistema não afeta a amplitude de oscilação e o desvio médio da posição da massa em relação à uma posição central, o que também seria esperado para o COP da criança. Com o aumento da velocidade e mesma amplitude de oscilação, o aumento de rigidez elástica possivelmente proporcionado pelo ExT aumentaria a trajetória total percorrida (deslocamento total) pelo COP. Além disso, sistemas PIE e massa-mola ideais (e.g. sem atrito) apresentam movimento harmônico e, por isso, apresentam comportamento oscilatório cujos valores são perfeitamente recorrentes no tempo (PELLECCHIA & SHOCKLEY, 2005). Assim, seu comportamento é também perfeitamente determinístico, uma vez que todos os valores recorrentes são consecutivos e podem ser determinados por modelos matemáticos de acordo com as condições iniciais, além de apresentarem máxima estabilidade de sua dinâmica, uma vez que os valores tendem a recorrer pelo máximo de tempo consecutivo na dinâmica determinística (PELLECCHIA & SHOCKLEY, 2005). Todas essas características representam alta estabilidade de comportamento oscilatório no tempo e espaço. Dessa forma, predizemos que o uso da ExT proporcionará ao sistema um comportamento mais recorrente, mais determinístico e com dinâmica mais estável. Assim, essas possíveis alterações podem indicar que foi proporcionada às crianças maior estabilidade da oscilação do COP com a utilização do ExT.

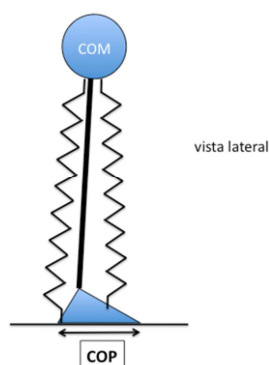


Figura 1 – Representação esquemática do modelo de Pêndulo Invertido com Componentes Elásticos (PIE), vista lateral. Nesse modelo, o centro de massa do pêndulo (COM) corresponde ao centro de massa do corpo e os componentes elásticos (molas) correspondem aos tecidos moles. A oscilação do pêndulo promove oscilações no Centro de Pressão (COP) logo abaixo dos pés.

FONSECA *et al.*, 2001; WINTER *et al.*, 1998.

#### **1.4 Mensurações da Estabilidade do Comportamento – Análise de Quantificação da Recorrência**

Alguns autores argumentam que análises tradicionais (lineares) da oscilação postural utilizam medidas espaciais relacionadas ao comprimento da trajetória do CP ou medidas de variabilidade que não são adequadas para descrever a evolução da dinâmica temporal do controle postural (CAVANAUGH *et al.*, 2005; CHIARI *et al.*, 2000). Como complemento a tais medidas espaciais, métodos baseados em dinâmica não-linear, como a análise de quantificação de recorrência (AQR), tem permitido a quantificação da estrutura espaço temporal das trajetórias do COP (HASSON *et al.*, 2008). Estas análises levam em consideração a natureza não-estacionária e irregular das flutuações do COP, auxiliando na compreensão mais aprofundada da natureza desses fenômenos, quantificando a proporção de determinismo (previsibilidade) e de estocasticidade (aleatoriedade) de cada comportamento (RILEY & TURVEY, 2002; RILEY *et al.*, 1999). Esta técnica tem trazido novos conhecimentos a respeito da estrutura de variabilidade das oscilações posturais e, assim, dos mecanismos subjacentes ao controle postural.

Através da utilização da análise de quantificação de recorrência, Riley *et al.* (1999) demonstraram que as oscilações do COP não são puramente aleatórias e contêm um grau de estrutura determinística, ou seja, há uma previsibilidade no seu comportamento (RILEY *et al.*, 1999). Os resultados de estudos realizados para analisar esse desfecho (AQR) sugerem que a previsibilidade do sistema (i.e., indivíduo) aumenta com o aumento da dificuldade da tarefa (SEIGLE *et al.*, 2009). A adoção de um comportamento mais determinista pode ser uma estratégia para simplificar a realização dos ajustes necessários, frente a uma tarefa de maior demanda, para manutenção da estabilidade (PELLECCHIA & SHOCKLEY, 2005). Dessa forma, pode-se antecipar que crianças com PC, quando expostas a uma perturbação da estabilidade postural, provavelmente apresentariam oscilações do COP características de estruturas determinísticas. Segundo o nosso conhecimento, tal argumento permanece como hipótese, na ausência de estudos que o tenham testado empiricamente.

Frente às alterações na estabilidade postural apresentadas pelas crianças com PC o ExT parece ser capaz de contribuir para a melhora da

estabilidade postural nessas crianças. A avaliação da estabilidade postural através da AQR permitirá conhecer a natureza têmporo-espacial das flutuações do COP com a utilização do ExT proporcionando uma análise mais abrangente da dinâmica do comportamento do COP.

## **1.5 Objetivos**

### 1.5.1 Objetivo Geral

Avaliar se a utilização do Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade (ExT) é capaz de modificar as oscilações posturais, da maneira predita para um sistema em Pêndulo Invertido com Elástico, e promover melhora da estabilidade postural de crianças com Paralisia Cerebral (PC) e com desenvolvimento normal (DN).

### 1.5.2 Objetivos Específicos

Avaliar a amplitude de deslocamento do COP, velocidade de deslocamento do COP, deslocamento total do COP e o desvio médio do COP de sua posição central (root mean square – RMS) de crianças com PC e DN durante o período estático e pré e pós-perturbação com e sem o exoesqueleto.

Avaliar as séries espaço-temporais das oscilações do COP para se determinar a natureza do comportamento oscilatório das crianças pode se apresentar com a utilização do exoesqueleto.

Avaliar se a utilização do ExT influencia no desempenho em uma tarefa de alcance nas crianças com PC e com DN.

## 2 MATERIAL E MÉTODO

### 2.1 Delineamento

A oscilação postural das crianças com PC e DN foi avaliada nas condições sem ExT e com ExT em duas condições: estática; e antes, durante e após uma perturbação da estabilidade. Em seguida, a estabilidade postural foi avaliada através de uma tarefa de desempenho que consistiu em uma tarefa de alcance.

### 2.2 Participantes

Participaram desse estudo 20 crianças, sendo 10 crianças com Paralisia Cerebral Hemiplégica Espástica (PC) e 10 crianças com desenvolvimento normal (DN), com faixa etária de 7 a 12 anos (idade média: 9,2 anos). As características descritivas dos participantes estão apresentadas na Tabela 1, na qual evidencia-se a equivalência entre os grupos PC e DN quanto as variáveis sexo e idade. A função cognitiva foi utilizada como variável de controle. Os participantes foram avaliados na postura estática e antes, durante e após um período de perturbação, nas condições do ExT com componentes elásticos (pré-estressado; com ExT) e sem componentes elásticos (macacão base; sem ExT).

**Tabela 1**

Características descritivas dos participantes

Característica		Grupos		Valor de p <sup>d</sup>
		PC (n=10)	DN (n=10)	
Sexo <sup>a</sup>	Masculino	5 (50%)	5 (50%)	1,00
	Feminino	5 (50%)	5 (50%)	
Idade <sup>b</sup>	Anos	9,2 (1,8)	9,2 (1,8)	1,00
Função Cognitiva <sup>b</sup>	Escala de conhecimento verbal KBIT2	95,8 (17,9) <sup>c</sup>	111,6 (9,3) <sup>c</sup>	0,324

PC = paralisia cerebral; DN = desenvolvimento normal;

KBIT-2 = *Kaufman Brief Intelligence Test*;

<sup>a</sup>Números indicam frequência e (porcentagem);

<sup>b</sup>Números indicam média e (desvio-padrão);

<sup>c</sup>Escore dentro do intervalo característico de desempenho médio, que varia de 85 a 115 pontos (Kaufman & Kaufman, 2004)



<sup>d</sup>Equivalência entre grupos foi verificada por teste-t Independente e teste qui-quadrado, para as variáveis quantitativas e categórica, respectivamente.

Os participantes do grupo PC apresentaram diagnóstico confirmado por laudo médico, do tipo hemiplegia espástica, classificadas como nível I ou II do Gross Motor Function Classification System (GMFCS), indicando capacidade de deambulação independente sem dispositivo de auxílio de marcha. Esse critério visou assegurar a inclusão de crianças capazes de se manter na posição ortostática sem auxílio, condição necessária para o cumprimento da tarefa experimental. Além disso, as crianças do grupo PC eram capazes de responder a comandos verbais simples – como ficar de pé no local demarcado, manter-se estático por um período de tempo determinado – e compreender os procedimentos da tarefa (habilidade confirmada pelos escores obtidos na escala de conhecimento verbal do teste *Kaufman Brief Intelligence Test*; ver Tabela 1) (KAUFMAN & KAUFMAN, 2004).

As crianças hemiplégicas foram recrutadas nos serviços de reabilitação conveniados com a Universidade Federal de Minas Gerais e na comunidade local. As crianças do grupo DN foram recrutadas a partir da indicação de amigos e conhecidos dos pesquisadores envolvidos e de funcionários da universidade.

Antes da inclusão das crianças neste estudo, seus pais ou responsáveis foram informados sobre os objetivos e procedimentos a serem realizados e solicitados a assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido para a participação de seu(ua) filho(a) (APÊNDICE). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) em 25 de Outubro de 2012 com parecer ETIC nº 05623312.5.0000.5149 (ANEXO A). Nenhuma criança foi excluída do estudo.

### **2.3 Instrumentação**

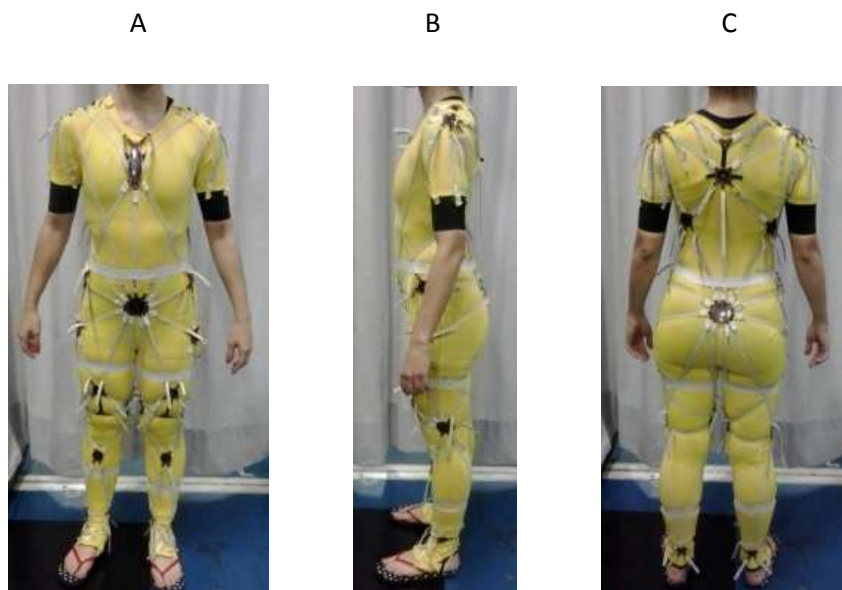
A oscilação postural foi analisada a partir de dados coletados com cada indivíduo posicionado sobre uma plataforma de força (AMTI®, *Advanced Mechanical Technology*, modelo número: OR6-6-1000) acoplada a um sistema computadorizado. Esta plataforma fornece registro das forças reativas exercidas pelos participantes contra a superfície de suporte. Para tanto, ela contém transdutores de força que convertem sinal mecânico em sinal elétrico.

Os transdutores armazenam dados analógicos, que são então amplificados (*AMTI MINI AMP MAS-6*) e convertidos em dados digitais. Estes dados foram transformados pelo software do sistema *Qualisys – ProReflex MCU* para as coordenadas (x, y) do CP. A frequência de coleta foi estabelecida em 100 Hz.

### 2.3.1 Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade

O ExT é composto por um macacão base confeccionado com um tecido leve, confortável e termorregulável que envolve membros inferiores, ombro, braço e tronco. Externamente, componentes elásticos estão interconectados, através de âncoras – que se assemelham aos nodos das estruturas de tensegridade – localizadas em regiões específicas do corpo (FIGURA 2). É através dos componentes elásticos, de organização geodésica característica das estruturas de tensegridade, que ocorre a distribuição global das tensões produzidas no sistema musculoesquelético, caracterizando o ExT com seus componentes ativos (pré-estressado; **com ExT**). Inicialmente foi colocado na criança o ExT com os componentes elásticos simétricos em relação ao tamanho dos elásticos, que eram marcados a cada 1 centímetro. As tensões dos elásticos eram reguladas pelo pesquisador responsável visando a simetria de tensão dos elásticos quanto aos hemisferos das crianças, mesmo que para isso fosse necessário tamanhos diferentes de elásticos para cada hemisfero. A condição controle consistia na utilização do macacão base, sem os componentes elásticos externamente, consistindo no ExT com componentes não-ativos (macacão base; **sem ExT**).

Figura 2: Exoesqueleto baseado em Tensegridade e posicionamento das âncoras sob a visão frontal (A), lateral (B) e posterior (C).

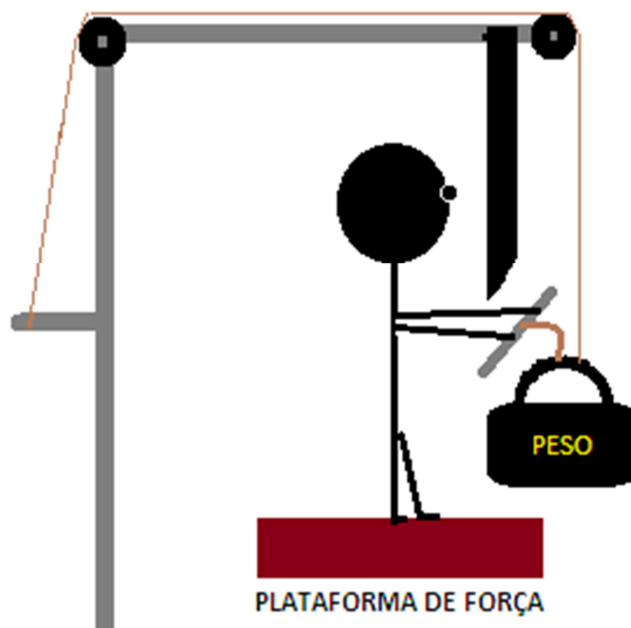


### 2.3.2 Perturbação da estabilidade postural

A oscilação postural das crianças foi avaliada antes, durante e após uma perturbação intencional da estabilidade postural. Para isso foi solicitado ao participante que permanecesse de pé, sob uma estrutura de metal regulada conforme a altura da criança. Nessa estrutura, confeccionada em forma de “L” invertido, uma maleta era suspensa por um cabo, contendo 5% do peso corporal da criança. A criança segurava uma haste de metal, presa à maleta, de forma que não era possível à criança conhecer o peso da maleta antes do momento exato da perturbação. A criança era posicionada com os ombros flexionados a 90° e não lhe era permitida a visualização da maleta durante a coleta. Os dados na plataforma de força começavam a serem coletados dez segundos após o participante ter assumido a posição de teste, considerando este período como de adaptação à posição (Figura 3). Após cerca de sete segundos, o cabo que sustentava a maleta era solto sem aviso prévio e a criança sustentava o peso sem auxílio do cabo nos segundos restantes, constituindo a situação inesperada de perturbação da estabilidade. Um led infravermelho era acionado concomitantemente a soltura do cabo a fim de identificar esse momento para o sistema *Qualisys – ProReflex MCU* durante a

análise dos dados. A condição perturbação foi coletada duas vezes, durante 15 segundos cada, sendo o início da coleta de dados sempre comunicado à criança.

Figura 3: Setup e posicionamento inicial da criança na condição perturbação

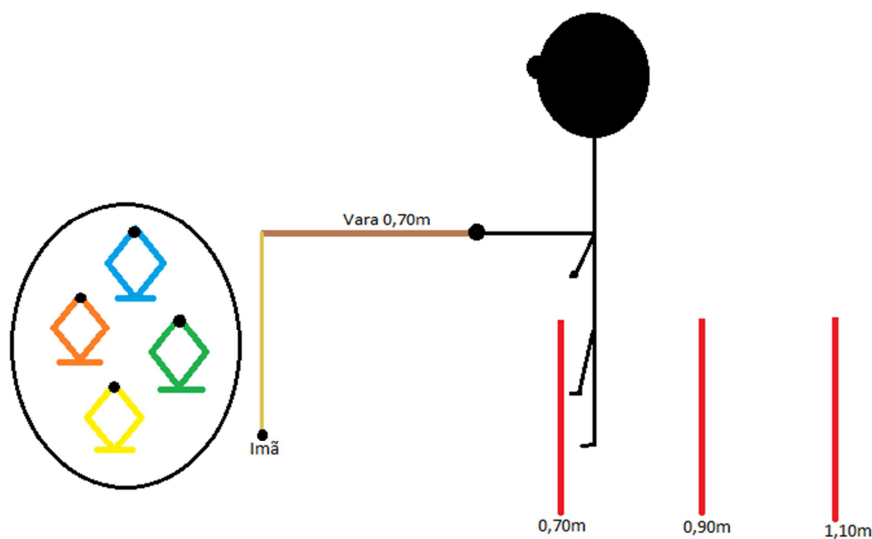


## 2.4 Procedimentos

### 2.4.1 Avaliação do desempenho

Para avaliação da estabilidade postural através do desempenho foi realizada uma atividade de alcance em diferentes distâncias. A atividade consistiu em uma pescaria, na qual a criança deveria acertar e retirar da areia o máximo de alvos (peixes) possíveis durante um minuto, com uma vara de 0,70 metros com imã na ponta. Cada alvo possuía também um imã, para facilitar o alcance, já que a destreza manual não foi um objetivo avaliado. A tarefa foi realizada pelo membro superior dominante da criança (não plégico para PC), em três distâncias distintas (Pequena 0,70 m; Média 0,90 m; Grande 1,10 m), cuja ordem de avaliação foi aleatorizada para cada criança em ambas as condições, com ExT e sem ExT (FIGURA 4).

Fig.4 - Representação do Setup na avaliação de desempenho (Pescaria)



#### 2.4.2 Coleta de dados

Uma hora antes do início da coleta de dados, a plataforma de força era ligada, no intuito de estabilizar seus canais internos conforme instrução do manual. Após esse intervalo, o sistema Qualisys® era calibrado a fim de se determinar as coordenadas de referência desse sistema com a plataforma de força. Para esse procedimento era necessário uma unidade de calibração composta por (1) uma estrutura de referência metálica em formato de “L” contendo quatro marcadores reflexivos em sua superfície e (2) uma batuta de calibração em formato de “T” contendo dois marcadores reflexivos em um de seus eixos. Durante o procedimento de calibração, a estrutura de referência era posicionada sobre a plataforma de força, enquanto a batuta de calibração era movida nos três eixos de movimento fazendo uma varredura do volume de coleta por 30 segundos. Em seguida, eram colocadas quatro marcas reflexivas, uma em cada ponta da plataforma de força, e realizada uma coleta de um segundo. Com esse procedimento era possível nomear as marcas reflexivas gerando o sistema de coordenadas de referência Plataforma x Qualisys. A seguir, a plataforma de força era zerada, apertando e segurando o botão próprio para essa tarefa por cerca de sete segundos a fim de calibrar os canais

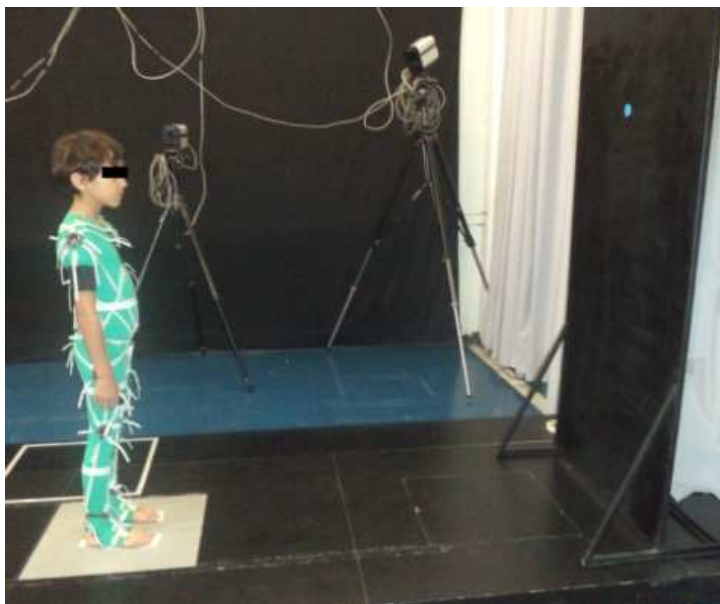
internos da plataforma. Além desses sistemas, as coletas foram também registradas por uma câmera digital em todas as condições experimentais para fins de verificações posteriores, caso necessário.

Após assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, o nível sócio-econômico do participante, bem como, seus dados gerais eram coletados. Eram registradas as medidas antropométricas: massa corporal e a estatura (medidas com uma balança digital). A medida da estatura era realizada para adequação da altura da estrutura de metal, debaixo da qual a criança ficava posicionada durante a coleta de dados da condição perturbação. A massa corporal era mensurada para adequação do peso a ser colocado na maleta para provocar a perturbação da estabilidade postural. O peso utilizado foi definido no estudo piloto, sendo 5% do peso corporal conforme descrito por Hay & Rendon (2001) (HAY & RENDON 2001). O peso era capaz de provocar uma perturbação de tronco da criança, sem que fosse necessária a retirada dos pés da posição inicial, para recuperação da estabilidade.

Em seguida, a criança sorteava a ordem das condições do ExT (com componentes elásticos/com ExT ou sem componentes elásticos/ sem ExT) e da avaliação de desempenho: pescaria. A criança colocava a primeira condição de ExT sorteado, compatível com seu tamanho e peso e para a colocação do exoesqueleto o participante contava com o auxílio do pesquisador. Após sua colocação e ajustes, a criança tinha um tempo de aproximadamente 15 minutos para familiarização com o exoesqueleto (caminhada curta, manuseio de objetos). As crianças eram então colocadas sobre a plataforma de força para coleta de dados da oscilação postural na posição estática. Elas eram instruídas a permanecerem de pé, descalças, com os dois pés apoiados na plataforma e a distância entre eles era a mesma dos ombros da criança. Solicitava-se ao participante que mantivesse a postura ereta, com os braços ao lado do corpo e o posicionamento dos pés era marcado para assegurar a mesma distância nas diferentes condições e após os intervalos de descanso. A fim de tornar a atividade mais lúdica e motivar a criança lhe era fornecida a orientação de realizar uma estátua, com comandos de voz ao início e ao final (não era informado à criança o tempo de coleta), com uma recompensa ao término de cada estátua. Durante a coleta, a criança deveria manter os olhos fixos em um alvo posicionado em um painel a uma distância de 1,5 metros (FIGURA 5).

Foram realizadas três coletas com duração de 30 segundos conforme descrito por Pinsault e Vuillerme (2009), com um período de descanso de um minuto entre cada coleta (PINSULT & VUILLERME, 2009).

Fig.5 - Representação do Setup na condição estática



Em seguida, era avaliada a estabilidade postural da criança na condição perturbação, na qual a criança sustentava uma maleta solta de forma inesperada. (FIGURA 3).

Após a coleta de dados na plataforma de força a criança era encaminhada para a pescaria, cuja ordem de avaliação das três distâncias ocorria de acordo com o sorteio no início da coleta.

Com o fim da primeira condição do ExT, a criança tinha um tempo livre, com atividades lúdicas para descanso. Em seguida, era colocado na criança o ExT com a segunda condição e, novamente, era proporcionado à criança um tempo para familiarização com o exoesqueleto. As medidas foram coletadas de maneira idêntica à primeira condição, assim como o posicionamento dos pés demarcado previamente.

## 2.5 Variáveis do estudo

### 2.5.1 Variáveis lineares

As variáveis lineares analisadas foram: (1) Amplitude de deslocamento do COP que consiste na distância entre o pico de deslocamento máximo e o pico mínimo do COP; (2) Deslocamento total do COP: trajetória total percorrida pelo COP; (3) Velocidade do COP: obtida através da determinação de quão rápidos foram os deslocamentos do COP e (4) Desvio médio do COP em relação à sua posição central: Raiz quadrada das médias quadráticas (*root mean square* - RMS) do deslocamento do COP. (TEASDALE *et al.*, 2007; HU & WOOLLACOTT, 1994).

### 2.5.2 Variáveis da AQR

Como as variáveis lineares não fornecem informação sobre a estrutura espaço temporal da trajetória do COP foi utilizado um método baseado em dinâmica não-linear, a Análise de Quantificação de Recorrência (AQR), para a quantificação desta estrutura. As variáveis analisadas com este procedimento foram: percentual de determinismo, percentual de recorrência e linha máxima.

A recorrência é uma medida de auto-correlação não-linear. Esta medida indica o grau em que os pontos referentes aos dados se repetem na série temporal, sendo a repetição definida em termos de proximidade no espaço de fase reconstruído (RILEY *et al.*, 1999). O percentual de recorrência foi calculado como a razão entre o número de pontos recorrentes observados e o número total possível. Este valor pode variar entre 0% (nenhum ponto recorrente) e 100% (todos os pontos são recorrentes) (WEBBER & ZBILUT, 2005).

O percentual de determinismo é a proporção de pontos consecutivos recorrentes formando estruturas em linhas diagonais. Estas linhas são formadas quando o sistema percorre, em tempos distintos, uma mesma região do espaço de fases de um mesmo modo. A existência de evoluções temporais similares é uma indicação clara da existência de regras determinísticas regendo o comportamento dinâmico do sistema (RILEY & TURVEY 2002).

A linha máxima (LMAX) é o comprimento da linha diagonal mais longa no plot de recorrência, excluindo a linha diagonal principal. É uma medida da



estabilidade da dinâmica do sistema (refere-se à resposta do sistema à mudança nas condições iniciais). Quanto menor a LMAX, menor a estabilidade do sinal (WEBBER & ZBILUT, 2005).

### 2.5.3 Variável de desempenho

Como variável de desempenho, na tarefa de pescaria, foi utilizado o número de peixes retirados (pescados) da areia pela criança, em cada uma das três distâncias (pequena, média e grande), nas duas condições do exoesqueleto (com ou sem EXT).

## **2.6 Redução dos dados**

Para a análise dos dados lineares, referentes ao deslocamento do CP, foi criada uma rotina específica no *Software MatLab® (Matrix Laboratory)*. Os dados referentes ao COP foram filtrados por um filtro passa baixa *Butterworth*, de 2ª. ordem, com frequência de corte de 5 Hz para remoção dos ruídos (BONFIM & BARELA, 2005). Foram analisadas separadamente para cada direção (anteroposterior e médio-lateral) e cada condição (estática e perturbação) as seguintes variáveis: amplitude de deslocamento do COP, deslocamento total do COP, velocidade do COP e desvio médio do COP de sua posição central. Para a condição estática, dos 30 segundos coletados em cada repetição, foram utilizados para análise 15 segundos, tendo sido excluídos os 3 segundos iniciais e os 12 segundos finais. Essa exclusão foi realizada visando a garantia da qualidade dos dados de COP, excluindo interferências de fatores adicionais como fadiga, adaptação da posição e distração. Para a condição perturbação, os dados foram analisados durante os completos 15 segundos coletados, porém divididos em três momentos: pré perturbação (PP), pós perturbação imediata (PI) e pós perturbação tardia (PT). O momento exato da perturbação foi definido a partir da frame de soltura do cabo, identificada pelo led infravermelho. O período anterior a ele consiste na PP; os três segundos imediatamente posteriores na PI e os segundos restantes até o fim da coleta no PT.

Para se obter informação sobre a estrutura temporal da trajetória do COP, foi utilizado um método baseado em dinâmica não linear, a Análise de Quantificação de Recorrência (AQR), para a quantificação desta estrutura

(ZBILUT *et al.*, 1999; WEBBER & ZBILUT, 1994). A AQR foi desenvolvida para analisar sistemas dinâmicos não-lineares. Nesta análise, o comportamento tempo-dependente da oscilação postural é revelado através da reconstrução da série temporal do COP em um espaço de estado multidimensional. Para essa reconstrução é utilizado um processo de incorporação de cópias atrasadas da série temporal original, de forma que esta série se torna uma das dimensões do espaço de estado e cada cópia atrasada se torna outra dimensão (RILEY *et al.*, 1999). Assim, a técnica permite revelar padrões de repetição e mínimas correlações no tempo inclusive em dados irregulares e não estacionários (WEBBER & ZBILUT, 1994). Para realização dessa análise foi criada uma rotina específica no *Software* MatLab® (*Matrix Laboratory*) na qual foram inseridos os dados coletados completos, 30 segundos para a condição estática e 15 segundos para a condição perturbação, uma vez que essa análise requer trials mais longos.

A AQR requer a especificação de alguns parâmetros de entrada para a reconstrução do espaço de fase e para a determinação de limiares de identificação de dados recorrentes (HASSON *et al.*, 2008; RILEY *et al.*, 1999; WEBBER & ZBILUT, 2005). Para este estudo foram utilizados os parâmetros: raio = 10% da distância euclidiana máxima observada entre dois pontos na série temporal; número de pontos consecutivos determinando um segmento linear = 2; número de dimensões (corresponde à dimensão mínima de imersão na qual as distâncias euclidianas param de crescer e é calculada utilizando o Método dos Falsos Vizinhos Próximos) = 10; tempo de defasagem ideal (calculado como o primeiro mínimo local da Função de Informação Mútua Média) = variou entre 4 a 8 cópias atrasadas, de acordo com análise prévia dos dados. As variáveis não lineares analisadas foram o percentual de recorrência, percentual de determinismo e linha máxima.

## **2.7 Análise estatística**

Análises de variância (ANOVA) mista com um efeito independente (grupo: PC x DN) e dois efeitos de medida repetida [exoesqueleto: com ou sem; perturbação: pré (PP), pós-imediate (PI) e pós-tardio (PT)] testaram diferenças e interações nas variáveis dependentes lineares (amplitude de deslocamento do COP, deslocamento total do COP, velocidade de

deslocamento do COP e a quantidade de movimento do COP – *RMS*) e não lineares (percentual de recorrência, percentual de determinismo e linha máxima). Outras ANOVAs mistas testaram o efeito grupo (grupo: PC x DN) e o efeito de medida repetida (exoesqueleto: com ou sem) com os participantes na condição estática, nas mesmas variáveis dependentes lineares e não lineares. Na avaliação de desempenho (pescaria), uma ANOVA mista testou efeito independente (grupo: PC e DN) e dois efeitos de medida repetida (exoesqueleto: pré-estressada e frouxa; distância: pequena, média e grande). Nos casos de efeitos principais e de interações significativas, análises de contraste identificaram as diferenças bivariadas nos efeitos de medida repetida e testes-t identificaram as diferenças nos grupos independentes. As análises foram realizadas utilizando o *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS) (version 15.0, SPSS Inc., Chicago, IL, Estados Unidos). O nível de significância considerado foi de  $\alpha=0.05$ .

### 3 ARTIGO

*A ser submetido para o periódico Research in Developmental Disabilities\**

## **OS EFEITOS DO EXOESQUELETO BASEADO NO CONCEITO DE TENSEGRIDADE NA ESTABILIDADE POSTURAL DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

### INTRODUÇÃO

Crianças com paralisia cerebral (PC) apresentam diversas alterações neurológicas e motoras (GIROLAMI *et al.*, 2011; FERDJALLAH *et al.*, 2002), destacando-se entre elas as desordens no controle postural (WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2005; DONKER *et al.*, 2008). O controle postural garante o adequado posicionamento do corpo no espaço, mantendo o alinhamento corporal e, sobretudo, a estabilidade postural. (PAVÃO *et al.*, 2014). Por essa razão, diversos estudos investigaram as alterações na estabilidade postural apresentadas por crianças com PC (GIROLAMI *et al.*, 2011; PAVÃO *et al.*, 2013; FERDJALLAH *et al.*, 2002; GATICA *et al.*, 2014; HSUE *et al.*, 2009; ROSE *et al.*, 2002). Crianças com PC apresentam comprometimento da estabilidade postural, sobretudo, devido às alterações nos sistemas sensorial, nervoso e musculoesquelético, cuja interação é imprescindível para a manutenção de uma postura estável (PAVÃO *et al.*, 2015). A estabilidade postural é necessária para que o indivíduo possa explorar e interagir com o ambiente (PAVÃO *et al.*, 2014) e, por essa razão, suas alterações em crianças com PC estão relacionadas com limitações funcionais (déficits na estabilidade postural de pé com olhos fechados são diretamente proporcionais à déficits na função motora grossa; valores de oscilação do COP são diretamente proporcionais à dependência de cuidadores para autocuidado e mobilidade no

*\*O artigo será traduzido para a língua Inglesa para a submissão ao periódico, após a defesa.*

PEDI) (PAVÃO *et al.*, 2014; PAVÃO *et al.*, 2014; LIAO & HWANG, 2003). Dessa forma, modelos de intervenção na área de reabilitação infantil precisam ser adotados para se minimizar o impacto negativo dessas alterações na vida dos indivíduos acometidos por esta condição de saúde (PAVÃO *et al.*, 2014). Abd El-Kafy & El-Basatiny (2014) avaliaram a eficácia de uma intervenção em crianças com PC divididas em dois grupos, controle e tratamento. O grupo controle recebeu fisioterapia tradicional duas horas por dia por 8 semanas enquanto o grupo tratamento recebeu 1,5 horas e 30 minutos de treinamento de estabilidade postural através do Biodex Stability System (uma espécie de plataforma de força com feedback visual) por igual período. De acordo com os autores, ambos os grupos apresentaram melhora na estabilidade postural e habilidades da marcha, porém o grupo tratamento apresentou valores notavelmente superiores ao grupo controle. Os autores argumentam que novos estudos são necessários, com diferentes tipos de PC, diferentes idades dos indivíduos e maior amostra para generalização dos resultados. (ABD EL-KAFY & EL-BASATINY, 2014). Além disso, o sistema utilizado para tratamento consiste em um aparelho oneroso, pouco utilizado na prática clínica. Carlberg & Hadders-algra (2005) alegam que existe pouca evidência "de alto nível" sobre as diferentes formas de intervenções para se atuar nas alterações de estabilidade postural apresentadas pelas crianças com PC, sobretudo aplicáveis na clínica. Para eles, um atual desafio consiste em encontrar e fornecer evidências sobre a eficácia de abordagens de tratamento específicas para essa finalidade nas crianças com PC (CARLBERG & HADDERS-ALGRA, 2005). Dessa forma, poucos modelos de intervenção, com foco na estabilidade postural dessas crianças, de possível reprodução na prática clínica têm sido descritos na literatura.

Uma das propostas de intervenção para minimizar o impacto gerado pelas alterações apresentadas por crianças com PC são as órteses dinâmicas que disponibilizam suporte externo, gerando forças adicionais que somadas ao sistema do indivíduo poderiam melhorar a estabilidade postural e, conseqüentemente, as atividades funcionais. Pesquisadores tem investigado os efeitos de vestes elásticas dinâmicas (vestes de lycra compressiva) como o UPSuit, Theratog, Therasuit, nas atividades de vida diária e de alcance, função motora grossa e durante a marcha (FLANAGAN *et al.*, 2009; BAILES *et al.*, 2010; CHRISTY *et al.*, 2012; BLAIR *et al.*, 1995; RENNIE *et al.*, 2000; NICHOLSON *et al.*, 2001) em crianças com PC. Em síntese, apesar de terem sido observados alguns efeitos positivos, as vestes utilizadas nos estudos eram quentes, geravam limitações para a utilização do banheiro e, por essa razão, não poderiam ser usadas por muito tempo devido ao desconforto produzido (RENNIE *et al.*, 2000; NICHOLSON *et al.*, 2001). Muitas delas eram restritivas, pois embora gerassem forças compressivas que poderiam aumentar a estabilidade, seu desenho indicava que não eram capazes de promover distribuição das forças elásticas para outras partes da veste e do corpo da criança, como ocorre no sistema musculoesquelético (TURVEY & FONSECA, 2014; TURVEY & FONSECA, 2009). Isso faz com que os movimentos de alguma articulação ou segmento deforme e tensione apenas um ou alguns poucos elásticos da veste, e essa tensão e deformação concentradas em apenas alguns elásticos promove um aumento de rigidez local fazendo com que esses elásticos restrinjam o movimento. Por fim, embora todos esses estudos tenham apresentado, com o uso das vestes elásticas dinâmicas, melhora nos desfechos avaliados, nenhum deles avaliou especificamente a estabilidade postural como desfecho primário. Assim, ainda é necessária a

existência e disponibilidade de vestes que possam gerar estabilidade, porém sem restringir movimentos, e a investigação de seus efeitos na estabilidade postural de crianças com e sem transtornos de desenvolvimento motor.

Recentemente, um grupo de pesquisadores da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) desenvolveu uma veste elástica dinâmica denominada “Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade” (ExT), cujo objetivo é melhorar o desempenho muscular e a estabilidade postural do indivíduo. O exoesqueleto baseia-se na arquitetura e dinâmica de estruturas de tensegridade, semelhante a sistemas biológicos como células e o próprio sistema musculoesquelético (TURVEY & FONSECA, 2014). As estruturas de tensegridade são constituídas por um padrão de organização triangular (geodésico), estáveis em todas as direções (onidirecionais), em virtude da presença da força tensional contínua (pré-estresse) (SULTAN *et al.*, 2002). O ExT é composto por um macacão base confeccionado com um tecido leve, confortável e termorregulável que envolve membros inferiores, ombro, braço e tronco. Externamente, componentes elásticos estão interconectados, sendo suas tensões reguláveis, de manuseio simples, o que facilita a manipulação do terapeuta conforme a necessidade do paciente (FONSECA *et al.*, 2011). Por contemplar as propriedades de pré-estresse (tensão constante) e padrão geodésico (padrão triangular que promove distribuição uniforme de forças) o ExT poderá proporcionar estabilidade ao sistema, uma vez que algum nível de tensão será encontrado na maioria das posições assumidas pelo indivíduo (FONSECA *et al.*, 2011). Além disso, a continuidade tensional dada pela interconexão entre os elásticos permite uma redistribuição de tensões entre diferentes partes do exoesqueleto e do corpo, de acordo com o desenho anatomicamente inspirado. A distribuição não-concentrada de tensões em

tecidos moles também faz com que esses tecidos não sejam excessivamente deformados e estressados, o que evita restrições de mobilidade que seriam produzidas por esses tecidos. Dessa forma, a distribuição global de estresse frente a perturbações pode auxiliar no processo de estabilização postural, sem restrições de movimento. Assim, crianças com PC poderão ter a estabilidade postural terapêuticamente modificada com a utilização do ExT.

Para mensurar a estabilidade postural e suas possíveis modificações, a medida da oscilação do Centro de Pressão (COP) tem sido a forma mais utilizada na literatura (DUARTE & FREITAS, 2010). Através da mensuração do COP é possível extrair diversas variáveis para investigação da estabilidade postural (i.e. deslocamento total da oscilação, raiz quadrada da média – Root Mean Square, RMS –, amplitude de deslocamento e velocidade de deslocamento do COP) (DUARTE & FREITAS, 2010). Essas variáveis frequentemente descritas na literatura (GIROLAMI *et al.*, 2011; PAVÃO *et al.*, 2013; FERDJALLAH *et al.*, 2002; PAVÃO *et al.*, 2014; GATICA *et al.*, 2014; HSUE *et al.*, 2009; SAXENA *et al.*, 2014; ROSE *et al.*, 2002; PAVÃO *et al.*, 2015) são comumente denominadas de variáveis lineares e fornecem informação a respeito do comportamento do COP através de sua trajetória temporal. Contudo, alguns autores argumentam que tais análises não são adequadas para descrever a evolução do comportamento dinâmico do controle postural (CAVANAUGH *et al.*, 2005; CHIARI *et al.*, 2000). Por essa razão, métodos baseados em dinâmica não-linear, como a análise de quantificação de recorrência (AQR), tem permitido a quantificação da estrutura espaço temporal das trajetórias do COP (HASSON *et al.*, 2008). Estas análises levam em consideração a natureza não-estacionária e irregular das flutuações do COP, auxiliando na compreensão mais aprofundada da natureza desses fenômenos,



quantificando a proporção de determinismo (previsibilidade) e de estocasticidade (aleatoriedade) de cada comportamento (RILEY & TURVEY, 2002; RILEY *et al.*, 1999). Esta técnica tem trazido novos conhecimentos a respeito da estrutura de variabilidade das oscilações posturais e, assim, dos mecanismos subjacentes ao controle postural.

O objetivo do presente estudo foi avaliar se a utilização do Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade (ExT) é capaz de promover melhora da estabilidade postural de crianças com Paralisia Cerebral (PC) e com desenvolvimento normal (DN) e modificar as oscilações posturais, da maneira predita para um sistema em Pêndulo Invertido com Elástico. Em posturas eretas, o corpo pode ser descrito como um sistema em pêndulo invertido com componentes elásticos (PIE) que afetam sua oscilação (Figura 1) (WINTER *et al.*, 1998). Nesse modelo, o centro de massa do pêndulo corresponde ao centro de massa do corpo e os componentes elásticos correspondem aos tecidos moles (FONSECA *et al.*, 2001; WINTER *et al.*, 1998). Assim como em um massa-mola clássico, quando injetada força que afeta as posições da massa, o comprimento do componente elástico sofre uma variação de comprimento e a mola reage com uma força elástica (energia potencial elástica). Esta, por sua vez, converte-se em energia cinética alterando as características das oscilações apresentadas pela mola (TAVARES & CABRAL). Em virtude de seus componentes elásticos, distribuídos e interconectados em todo o corpo, o ExT atua como um conjunto de componentes elásticos adicionais ao sistema do indivíduo. Dessa forma, no presente estudo, como a utilização do exoesqueleto promove uma constante aplicação adicional de força elástica no sistema do indivíduo, devido ao pré-estresse contínuo, as oscilações do COP das crianças também serão alteradas

com um possível aumento da rigidez elástica corporal. Conhecendo-se o comportamento de sistema PIE pode-se prever que, se a criança utilizar das propriedades mecânicas do exoesqueleto como um recurso adicional, a velocidade de deslocamento do COP irá aumentar, juntamente com um aumento da oscilação pendular, com o uso do ExT (HOLT *et al.*, 1990). Semelhantemente ao sistema massa-mola, no qual a deformação da mola é proporcionalmente à força, quanto maior a força aplicada, maior será a velocidade de oscilação (TAVARES & CABRAL). Em sistemas PIE e massa-mola, a variação da rigidez do sistema não afeta a amplitude de oscilação e o desvio médio da posição da massa em relação à uma posição central, o que também seria esperado para o COP da criança. Com o aumento da velocidade e mesma amplitude de oscilação, o aumento de rigidez elástica possivelmente proporcionado pelo ExT aumentaria a trajetória total percorrida (deslocamento total) pelo COP. Além disso, sistemas PIE e massa-mola ideais (e.g. sem atrito) apresentam movimento harmônico e, por isso, apresentam comportamento oscilatório cujos valores são perfeitamente recorrentes no tempo (PELLECCHIA & SHOCKLEY, 2005). Assim, seu comportamento é também perfeitamente determinístico, uma vez que todos os valores recorrentes são consecutivos e podem ser determinados por modelos matemáticos de acordo com as condições iniciais, além de apresentarem máxima estabilidade de sua dinâmica, uma vez que os valores tendem a recorrer pelo máximo de tempo consecutivo na dinâmica determinística (PELLECCHIA & SHOCKLEY, 2005). Todas essas características representam alta estabilidade de comportamento oscilatório no tempo e espaço. Dessa forma, predizemos que o uso da ExT proporcionará ao sistema um comportamento mais recorrente, mais determinístico e com dinâmica mais estável. Assim, essas possíveis alterações

podem indicar que foi proporcionada às crianças maior estabilidade da oscilação do COP com a utilização do ExT.

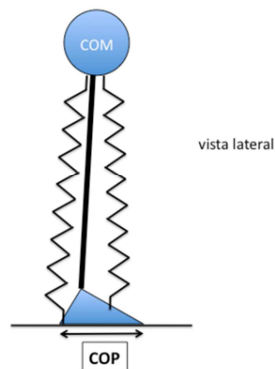


Fig.1 – Representação esquemática do modelo de Pêndulo Invertido com Componentes Elásticos, vista lateral. Nesse modelo, o centro de massa do pêndulo (COM) corresponde ao centro de massa do corpo e os componentes elásticos (molas) correspondem aos tecidos moles. A oscilação do pêndulo promove oscilações no Centro de Pressão (COP) logo abaixo dos pés.

FONSECA *et al.*, 2001; WINTER *et al.*, 1998.

As perguntas de pesquisa que nortearam esse estudo foram:

- 1) O uso do ExT irá promover o aumento da velocidade de deslocamento e deslocamento total do COP de crianças com PC e DN nas condições estática e pós-perturbação?
- 2) Com a utilização do ExT as variáveis amplitude de deslocamento e RMS das crianças PC e DN permanecerão sem alterações nas condições avaliadas?
- 3) O uso do ExT promoverá um comportamento oscilatório mais determinístico nas crianças nas condições estática e pós-perturbação?
- 4) Mudanças na estabilidade postural resultantes do uso do ExT nas condições estática e pós-perturbação serão diferentes em crianças com PC e DN?
- 5) A utilização do ExT alterará o desempenho das crianças com PC e com DN em uma tarefa de alcance?

## MATERIAL E MÉTODOS

### Delineamento

A oscilação postural das crianças com PC e DN foi avaliada nas condições sem ExT e com ExT em duas condições: estática; e antes, durante e após uma perturbação da estabilidade. Em seguida, a estabilidade postural foi avaliada através de uma tarefa de desempenho que consistiu em uma tarefa de alcance.

### Participantes

Participaram desse estudo 20 crianças, sendo 10 crianças com Paralisia Cerebral Hemiplégica Espástica (PC) e 10 crianças com desenvolvimento normal (DN), com faixa etária de 7 a 12 anos (idade média: 9,2 anos). As características descritivas dos participantes estão apresentadas na Tabela 1, na qual evidencia-se a equivalência entre os grupos PC e DN quanto as variáveis sexo e idade. A função cognitiva foi utilizada como variável de controle. Os participantes foram avaliados na postura estática e antes, durante e após um período de perturbação, nas condições do ExT com componentes elásticos (pré-estressado; com ExT) e sem componentes elásticos (macacão base; sem ExT).

**Tabela 1**  
Características descritivas dos participantes

Característica	Grupos		Valor de p <sup>d</sup>
	PC (n=10)	DN (n=10)	
Sexo <sup>a</sup>	Masculino	5 (50%)	1,00
	Feminino	5 (50%)	
Idade <sup>b</sup>	Anos	9,2 (1,8)	1,00

Função Cognitiva <sup>b</sup>	Escala de conhecimento verbal KBIT2	95,8 (17,9) <sup>c</sup>	111,6 (9,3) <sup>c</sup>	0,324
-------------------------------	-------------------------------------	--------------------------	--------------------------	-------

PC = paralisia cerebral; DN = desenvolvimento normal;

KBIT-2 = *Kaufman Brief Intelligence Test*;

<sup>a</sup>Números indicam frequência e (porcentagem);

<sup>b</sup>Números indicam média e (desvio-padrão);

<sup>c</sup>Escore dentro do intervalo característico de desempenho médio, que varia de 85 a 115 pontos (Kaufman & Kaufman, 2004)

<sup>d</sup>Equivalência entre grupos foi verificada por teste-t Independente e teste qui-quadrado, para as variáveis quantitativas e categórica, respectivamente.

Os participantes do grupo PC apresentaram diagnóstico confirmado por laudo médico, do tipo hemiplegia espástica, classificadas como nível I ou II do Gross Motor Function Classification System (GMFCS), indicando capacidade de deambulação independente sem dispositivo de auxílio de marcha. Esse critério visou assegurar a inclusão de crianças capazes de se manter na posição ortostática sem auxílio, condição necessária para o cumprimento da tarefa experimental. Além disso, as crianças do grupo PC eram capazes de responder a comandos verbais simples – como ficar de pé no local demarcado, manter-se estático por um período de tempo determinado – e compreender os procedimentos da tarefa (habilidade confirmada pelos escores obtidos na escala de conhecimento verbal do teste *Kaufman Brief Intelligence Test*, ver Tabela 1) (KAUFMAN & KAUFMAN, 2004).

As crianças hemiplégicas foram recrutadas nos serviços de reabilitação conveniados com a Universidade Federal de Minas Gerais e na comunidade local. As crianças do grupo DN foram recrutadas a partir da indicação de amigos e conhecidos dos pesquisadores envolvidos e de funcionários da universidade.

Antes da inclusão das crianças neste estudo, seus pais ou responsáveis foram informados sobre os objetivos e procedimentos a serem realizados e solicitados a assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido para a

participação de seu(ua) filho(a). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) em 25 de Outubro de 2012 com parecer ETIC nº 05623312.5.0000.5149. Nenhuma criança foi excluída do estudo.

### Instrumentação

A oscilação postural foi analisada a partir de dados coletados com cada indivíduo posicionado sobre uma plataforma de força (AMTI®, *Advanced Mechanical Technology*, modelo número: OR6-6-1000) acoplada a um sistema computadorizado. Esta plataforma fornece registro das forças reativas exercidas pelos participantes contra a superfície de suporte. Para tanto, ela contém transdutores de força que convertem sinal mecânico em sinal elétrico. Os transdutores armazenam dados analógicos, que são então amplificados (*AMTI MINI AMP MAS-6*) e convertidos em dados digitais. Estes dados foram transformados pelo software do sistema *Qualisys – ProReflex MCU* para as coordenadas (x, y) do CP. A frequência de coleta foi estabelecida em 100 Hz.

#### *Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade*

O ExT é composto por um macacão base confeccionado com um tecido leve, confortável e termorregulável que envolve membros inferiores, ombro, braço e tronco. Externamente, componentes elásticos estão interconectados, através de âncoras – que se assemelham aos nodos das estruturas de tensegridade – localizadas em regiões específicas do corpo (Figura 2). É através dos componentes elásticos, de organização geodésica característica das estruturas de tensegridade, que ocorre a distribuição global das tensões produzidas no sistema musculoesquelético, caracterizando o ExT com seus

componentes ativos (pré-estressado; **com ExT**). Inicialmente foi colocado na criança o ExT com os componentes elásticos simétricos em relação ao tamanho dos elásticos, que eram marcados a cada 1 centímetro. As tensões dos elásticos eram reguladas pelo pesquisador responsável visando a simetria de tensão dos elásticos quanto aos hemisferos das crianças, mesmo que para isso fosse necessário tamanhos diferentes de elásticos para cada hemisfero. A condição controle consistia na utilização do macacão base, sem os componentes elásticos externamente, consistindo no ExT com componentes não-ativos (macacão base; **sem ExT**).

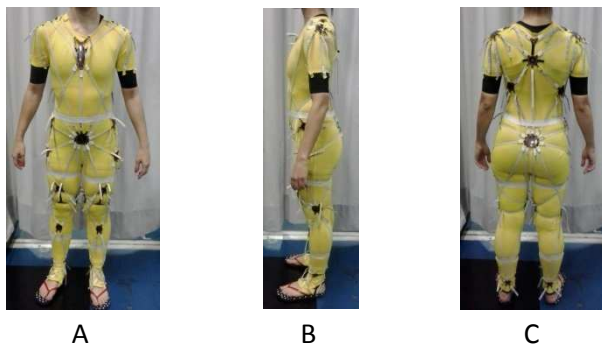


Figura 2: Exoesqueleto baseado em Tensegridade e posicionamento das âncoras sob a visão frontal (A), lateral (B) e posterior (C).

### *Perturbação da estabilidade postural*

A oscilação postural das crianças foi avaliada antes, durante e após uma perturbação intencional da estabilidade postural. Para isso foi solicitado ao participante que permanecesse de pé, sob uma estrutura de metal regulada conforme a altura da criança. Nessa estrutura, confeccionada em forma de “L” invertido, uma maleta era suspensa por um cabo, contendo 5% do peso corporal da criança. A criança segurava uma haste de metal, presa à maleta, de forma que não era possível à criança conhecer o peso da maleta antes do momento exato da perturbação. A criança era posicionada com os ombros flexionados a 90° e não lhe era permitida a visualização da maleta durante a

coleta. Os dados na plataforma de força começavam a serem coletados dez segundos após o participante ter assumido a posição de teste, considerando este período como de adaptação à posição (Figura 3). Após cerca de sete segundos, o cabo que sustentava a maleta era solto sem aviso prévio e a criança sustentava o peso sem auxílio do cabo nos segundos restantes, constituindo a situação inesperada de perturbação da estabilidade. Um led infravermelho era acionado concomitantemente a soltura do cabo a fim de identificar esse momento para o sistema *Qualisys – ProReflex MCU* durante a análise dos dados. A condição perturbação foi coletada duas vezes, durante 15 segundos cada, sendo o início da coleta de dados sempre comunicado à criança.

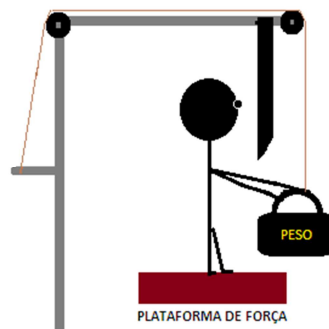


Figura 3: Setup e posicionamento inicial da criança na condição perturbação

## Procedimentos

### *Avaliação do desempenho*

Para avaliação da estabilidade postural através do desempenho foi realizada uma atividade de alcance em diferentes distâncias. A atividade consistiu em uma pescaria, na qual a criança deveria acertar e retirar da areia o máximo de alvos (peixes) possíveis durante um minuto, com uma vara de 0,70 metros com imã na ponta. Cada alvo possuía também um imã, para facilitar o alcance, já que a destreza manual não foi um objetivo avaliado. A tarefa foi



realizada pelo membro superior dominante da criança (não plégico para PC), em três distâncias distintas (Pequena 0,70 m; Média 0,90 m; Grande 1,10 m), cuja ordem de avaliação foi aleatorizada para cada criança em ambas as condições, com ExT e sem ExT (Figura 4).

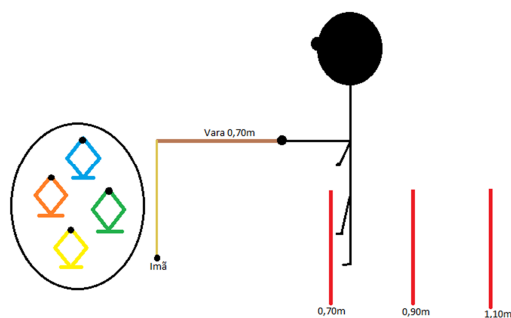


Fig.4 - Representação do Setup na avaliação de desempenho (Pescaria)

### *Coleta de dados*

Uma hora antes do início da coleta de dados, a plataforma de força era ligada, no intuito de estabilizar seus canais internos conforme instrução do manual. Após esse intervalo, o sistema Qualisys® era calibrado a fim de se determinar as coordenadas de referência desse sistema com a plataforma de força. Além desses sistemas, as coletas foram também registradas por uma câmera digital em todas as condições experimentais para fins de verificações posteriores, caso necessário.

Após assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido eram registrados o nível sócio-econômico do participante, as medidas antropométricas: massa corporal e a estatura (medidas com uma balança digital). A medida da estatura era realizada para adequação da altura da estrutura de metal, debaixo da qual a criança ficava posicionada durante a coleta de dados da condição perturbação. A massa corporal era mensurada para adequação do peso a ser colocado na maleta para provocar a perturbação

da estabilidade postural. O peso utilizado foi definido no estudo piloto, sendo 5% do peso corporal conforme descrito por Hay & Rendon (2001) (HAY & RENDON, 2001). O peso era capaz de provocar uma perturbação de tronco da criança, sem que fosse necessária a retirada dos pés da posição inicial, para recuperação da estabilidade.

Em seguida, a criança sorteava a ordem das condições do ExT (com componentes elásticos/com ExT ou sem componentes elásticos/ sem ExT) e da avaliação de desempenho: pescaria. A criança colocava a primeira condição de ExT sorteado, compatível com seu tamanho e peso e para a colocação do exoesqueleto o participante contava com o auxílio do pesquisador. Após sua colocação e ajustes, a criança tinha um tempo de aproximadamente 15 minutos para familiarização com o exoesqueleto (caminhada curta, manuseio de objetos). As crianças eram então colocadas sobre a plataforma de força para coleta de dados da oscilação postural na posição estática. Elas eram instruídas a permanecerem de pé, descalças, com os dois pés apoiados na plataforma e a distância entre eles era a mesma dos ombros da criança. Solicitava-se ao participante que mantivesse a postura ereta, com os braços ao lado do corpo e o posicionamento dos pés era marcado para assegurar a mesma distância nas diferentes condições e após os intervalos de descanso. A fim de tornar a atividade mais lúdica e motivar a criança lhe era fornecida a orientação de realizar uma estátua, com comandos de voz ao início e ao final (não era informado à criança o tempo de coleta), com uma recompensa ao término de cada estátua. Durante a coleta, a criança deveria manter os olhos fixos em um alvo posicionado em um painel a uma distância de 1,5 metros (Figura 5). Foram realizadas três coletas com duração de 30 segundos conforme descrito

por Pinsault e Vuillerme (2009), com um período de descanso de um minuto entre cada coleta (PINSULT & VUILLERME, 2009).

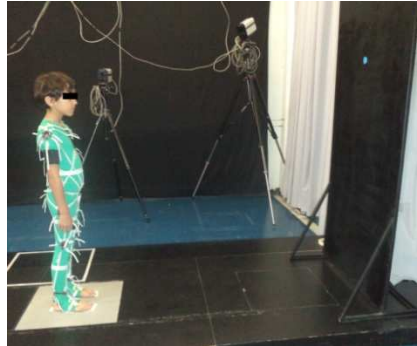


Fig.5 - Representação do Setup na condição estática

Em seguida, era avaliada a estabilidade postural da criança na condição perturbação, na qual a criança sustentava uma maleta solta de forma inesperada. (Figura 3).

Após a coleta de dados na plataforma de força a criança era encaminhada para a pescaria, cuja ordem de avaliação das três distâncias ocorria de acordo com o sorteio no início da coleta.

Com o fim da primeira condição do ExT, a criança tinha um tempo livre, com atividades lúdicas para descanso. Em seguida, era colocado na criança o ExT com a segunda condição e, novamente, era proporcionado à criança um tempo para familiarização com o exoesqueleto. As medidas foram coletadas de maneira idêntica à primeira condição, assim como o posicionamento dos pés demarcado previamente.

### Variáveis do estudo

#### *Variáveis lineares*

As variáveis lineares analisadas foram: (1) Amplitude de deslocamento do COP que consiste na distância entre o pico de deslocamento máximo e o

pico mínimo do COP; (2) Deslocamento total do COP: trajetória total percorrida pelo COP; (3) Velocidade do COP: obtida através da determinação de quão rápidos foram os deslocamentos do COP e (4) Desvio médio do COP de sua posição central: Raiz quadrada das médias quadráticas (*root mean square* - RMS) do deslocamento do COP.

#### *Variáveis da AQR*

Como as variáveis lineares não fornecem informação sobre a estrutura temporal da trajetória do COP foi utilizado um método baseado em dinâmica não-linear, a Análise de Quantificação de Recorrência (AQR), para a quantificação desta estrutura. As variáveis analisadas com este procedimento foram: percentual de determinismo, percentual de recorrência e linha máxima.

A recorrência é uma medida de auto-correlação não-linear. Esta medida indica o grau em que os pontos referentes aos dados se repetem na série temporal, sendo a repetição definida em termos de proximidade no espaço de fase reconstruído (RILEY *et al.*, 1999). O percentual de recorrência foi calculado como a razão entre o número de pontos recorrentes observados e o número total possível. Este valor pode variar entre 0% (nenhum ponto recorrente) e 100% (todos os pontos são recorrentes) (WEBBER & ZBILUT, 2005).

O percentual de determinismo é a proporção de pontos consecutivos recorrentes formando estruturas em linhas diagonais. Estas linhas são formadas quando o sistema percorre, em tempos distintos, uma mesma região do espaço de fases de um mesmo modo. A existência de evoluções temporais similares é uma indicação clara da existência de regras determinísticas regendo o comportamento dinâmico do sistema (RILEY & TURVEY 2002).

A linha máxima (LMAX) é o comprimento da linha diagonal mais longa no plot de recorrência, excluindo a linha diagonal principal. É uma medida da estabilidade da dinâmica do sistema (refere-se à resposta do sistema à mudança nas condições iniciais). Quanto menor a LMAX, menor a estabilidade do sinal (WEBBER & ZBILUT, 2005).

#### *Variável de desempenho*

Como variável de desempenho, na tarefa de pescaria foi utilizado o número de peixes retirados (pescados) da areia pela criança, em cada uma das três distâncias (pequena, média e grande), nas duas condições do exoesqueleto (com ou sem ExT).

#### Redução dos dados

Para a análise dos dados lineares, referentes ao deslocamento do CP, foi criada uma rotina específica no *Software MatLab® (Matrix Laboratory)*. Os dados referentes ao COP foram filtrados por um filtro passa baixa *Butterworth*, de 2ª. ordem, com frequência de corte de 5 Hz para remoção dos ruídos (BONFIM & BARELA, 2005). Foram analisadas separadamente para cada direção (ântero-posterior e médio-lateral) e cada condição (estática e perturbação) as seguintes variáveis: amplitude de deslocamento do COP, deslocamento total do COP, velocidade do COP desvio médio do COP de sua posição central. Para a condição estática, dos 30 segundos coletados em cada repetição, foram utilizados para análise 15 segundos, tendo sido excluídos os 3 segundos iniciais e os 12 segundos finais. Essa exclusão foi realizada visando a garantia da qualidade dos dados de COP, excluindo interferências de fatores

adicionais como fadiga, adaptação da posição e distração. Para a condição perturbação, os dados foram analisados durante os completos 15 segundos coletados, porém divididos em três momentos: pré perturbação (PP), pós perturbação imediata (PI) e pós perturbação tardia (PT). O momento exato da perturbação foi definido a partir da frame de soltura do cabo, identificada pelo led infravermelho. O período anterior a ele consiste na PP; os três segundos imediatamente posteriores na PI e os segundos restantes até o fim da coleta no PT.

Para se obter informação sobre a estrutura temporal da trajetória do COP, foi utilizado um método baseado em dinâmica não linear, a Análise de Quantificação de Recorrência (AQR), para a quantificação desta estrutura (ZBILUT *et al.*, 1999; WEBBER & ZBILUT, 1994). A AQR foi desenvolvida para analisar sistemas dinâmicos não-lineares. Nesta análise, o comportamento tempo-dependente da oscilação postural é revelado através da reconstrução da série temporal do COP em um espaço de estado multidimensional. Para essa reconstrução é utilizado um processo de incorporação de cópias atrasadas da série temporal original, de forma que esta série se torna uma das dimensões do espaço de estado e cada cópia atrasada se torna outra dimensão (RILEY *et al.*, 1999). Assim, a técnica permite revelar padrões de repetição e mínimas correlações no tempo inclusive em dados irregulares e não estacionários (WEBBER & ZBILUT, 1994). Para realização dessa análise foi criada uma rotina específica no *Software MatLab® (Matrix Laboratory)* na qual foram inseridos os dados coletados completos, 30 segundos para a condição estática e 15 segundos para a condição perturbação, uma vez que essa análise requer trials mais longos.

A AQR requer a especificação de alguns parâmetros de entrada para a reconstrução do espaço de fase e para a determinação de limiares de identificação de dados recorrentes (HASSON *et al.*, 2008; RILEY *et al.*, 1999; WEBBER & ZBILUT, 2005). Para este estudo foram utilizados os parâmetros: raio = 10% da distância euclidiana máxima observada entre dois pontos na série temporal; número de pontos consecutivos determinando um segmento linear = 2; número de dimensões (corresponde à dimensão mínima de imersão na qual as distâncias euclidianas param de crescer e é calculada utilizando o Método dos Falsos Vizinhos Próximos) = 10; tempo de defasagem ideal (calculado como o primeiro mínimo local da Função de Informação Mútua Média) = variou entre 4 a 8 cópias atrasadas, de acordo com análise prévia dos dados. As variáveis não lineares analisadas foram o percentual de recorrência, percentual de determinismo e linha máxima.

### Análise estatística

Análises de variância (ANOVA) mista com um efeito independente (grupo: PC x DN) e dois efeitos de medida repetida [exoesqueleto: com ou sem; perturbação: pré (PP), pós-imediato (PI) e pós-tardio (PT)] testaram diferenças e interações nas variáveis dependentes lineares (amplitude de deslocamento do COP, deslocamento total do COP, velocidade de deslocamento do COP e desvio médio do COP de sua posição central – *RMS*) e não lineares (percentual de recorrência, percentual de determinismo e linha máxima). Outras ANOVAs mistas testaram o efeito grupo (grupo: PC x DN) e o efeito de medida repetida (exoesqueleto: com ou sem) com os participantes na condição estática, nas mesmas variáveis dependentes lineares e não lineares. Na avaliação de desempenho (pescaria), uma ANOVA mista testou efeito

independente (grupo: PC e DN) e dois efeitos de medida repetida (exoesqueleto: pré-estressada e frouxa; distância: pequena, média e grande). Nos casos de efeitos principais e de interações significativas, análises de contraste identificaram as diferenças bivariadas nos efeitos de medida repetida e testes-t identificaram as diferenças nos grupos independentes. As análises foram realizadas utilizando o *software Statistical Package for Social Sciences* (SPSS) (version 15.0, SPSS Inc., Chicago, IL, Estados Unidos). O nível de significância considerado foi de  $\alpha=0.05$ .

## RESULTADOS

### Variáveis lineares

Todas as variáveis lineares foram analisadas nos eixos médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP) separadamente, para as condições com ExT (com componentese elásticos) e sem ExT (sem componentes elásticos), nas condições estática e com perturbação – PP, PI e PT. Para todas as variáveis, exceto desvio médio do COP de sua posição central, no eixo ML, na condição perturbação, foi encontrada diferença significativa nas interações *perturbação x grupos* e *efeito perturbação* indicando alteração postural durante a perturbação. No ANEXO B estão representados os valores de p encontrados nas análises.

Na condição estática no eixo ântero-posterior foi encontrado *efeito exoesqueleto* ( $p=0,018$ ;  $\eta^2=0,272$ ) na variável amplitude de deslocamento do COP sendo os maiores valores de amplitude visualizados com o uso do ExT, em ambos os grupos. Ainda nessa condição e eixo, houve *efeito marginal exoesqueleto* ( $p=0,055$ ;  $poder=0,492$ ) na variável desvio médio do COP de sua posição central (RMS), no sentido de redução da quantidade de movimento do COP com a utilização do ExT, em ambos os grupos [Figura 6].



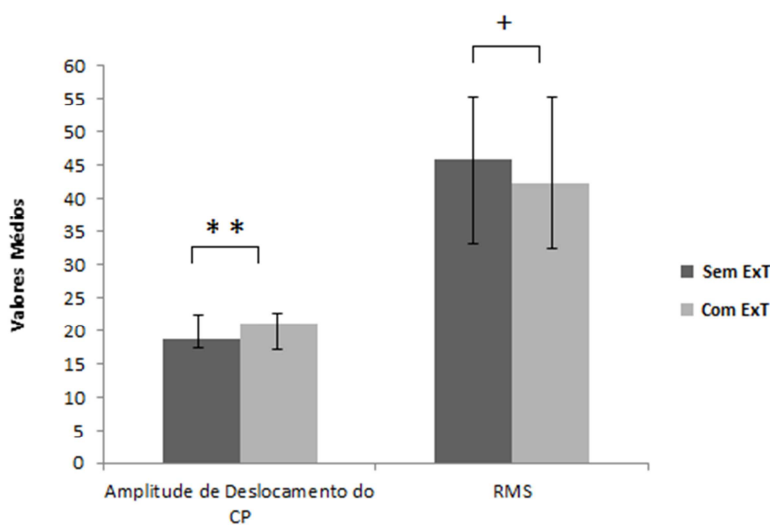


Figura 6: Variáveis lineares na posição estática no eixo AP.

\*\*Valores de p com diferença significativa ( $p < 0,005$ ) para efeito exoesqueleto;

+ Valores de p com efeito marginal exoesqueleto.

Na condição perturbação, na variável deslocamento total do COP, no eixo ântero-posterior, foi encontrada diferença significativa nas interações *exoesqueleto x grupos* ( $p=0,044$ ;  $\eta^2=0,207$ ) e *exoesqueleto x grupos x perturbação* ( $p=0,037$ ;  $\eta^2=0,322$ ). De maneira semelhante, a interação *exoesqueleto x grupos x perturbação* foi também significativa ( $p=0,025$ ;  $\eta^2=0,352$ ) na variável velocidade de deslocamento do COP.

No eixo médio-lateral foi encontrado *efeito marginal exoesqueleto x grupos* ( $p=0,057$ ;  $poder=0,488$ ) na variável velocidade do COP. Para todas essas interações foram realizadas análises de contraste para identificação das diferenças bivariadas nos efeitos de medida repetida e testes-t para as diferenças nos grupos independentes. Contudo, considerando o grande número de comparações bivariadas possíveis foram selecionadas somente as comparações de interesse.

Para a variável deslocamento total do COP foram realizadas comparações da interação *exoesqueleto x grupos* ( $p=0,044$ ;  $\eta^2=0,207$ ), tendo

vido encontrada diferença significativa nas comparações *DN sem ExT x PC sem ExT* ( $p=0,002$ ;  $d=-0,550$ ); [Figura 7].

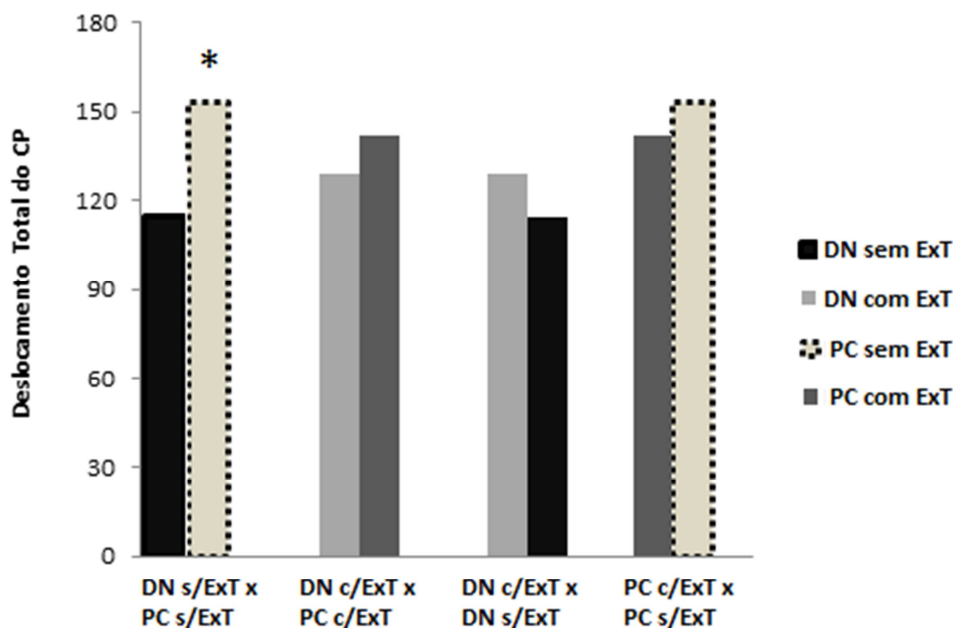


Figura 7: Comparações da interação exoesqueleto x grupos no Deslocamento Total do CP, eixo AP. \*Comparações com diferença significativa ( $p<0,005$ )

Ainda nessa variável para a interação *exoesqueleto x grupos x perturbação* ( $p=0,037$ ;  $\eta^2=0,322$ ) foram feitas as comparações para as três variações da condição perturbação (PP, PI e PT). Na variação PP não foi encontrado efeito em nenhuma comparação. Na variação PI foram encontradas diferenças significativas nas comparações *DN sem ExT x PC sem ExT* ( $p=0,003$ ;  $d=-1,519$ ) e *DN com ExT x PC com ExT* ( $p=0,024$ ;  $d=-1,106$ ). Na variação PT foi encontrado efeito apenas na comparação *DN sem ExT x DN com ExT* ( $p=0,005$ ;  $\eta^2=0,601$ ) [Figura 8].

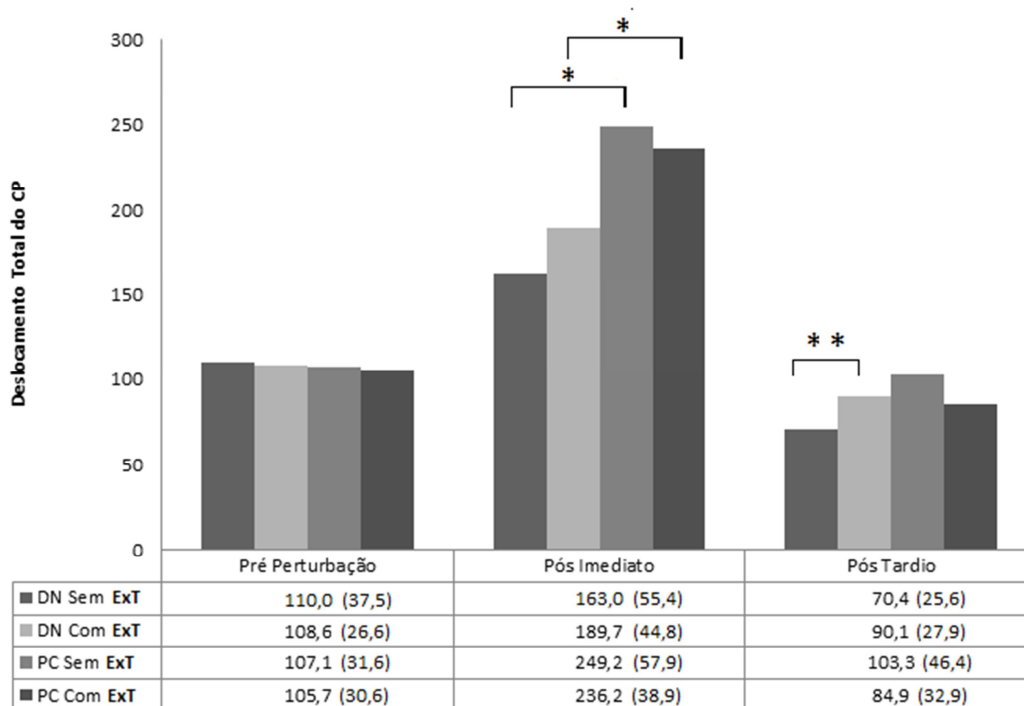


Figura 8: Comparações da interação exoesqueleto x grupos x perturbação no Deslocamento Total do CP, eixo AP, nas condições PP, PI e PT. \*Comparações com diferença significativa ( $p < 0,005$ ) para efeito grupo; \*\*Comparações com diferença significativa ( $p < 0,005$ ) para efeito exoesqueleto.

Para a variável velocidade de deslocamento do COP foram realizadas comparações da interação de efeito marginal *exoesqueleto x grupos* ( $p=0,057$ ;  $poder=0,488$ ), tendo sido encontrada diferença significativa nas comparações *DN sem ExT x PC sem ExT* ( $p=0,003$ ;  $d=-0,762$ ); *DN com ExT x PC com ExT* ( $p=0,027$ ;  $d=-0,447$ ). [Figura 9].

Também na variável Velocidade de deslocamento do COP para a interação *exoesqueleto x grupos x perturbação* ( $p=0,025$ ;  $\eta^2=0,352$ ) foram feitas as comparações para as três variações da condição perturbação (PP, PI e PT). Na variação PP não foi encontrado efeito em nenhuma comparação. Na variação PI foram encontradas diferenças significativas nas comparações *DN sem ExT x PC sem ExT* ( $p=0,014$ ;  $d=-1,236$ ) e *DN com ExT x PC com ExT*

( $p=0,025$ ;  $d=-1,092$ ). Na variação PT foi encontrado efeito nas comparações DN sem ExT x PC sem ExT ( $p=0,019$ ;  $d=-1,187$ ). [Figura 10].

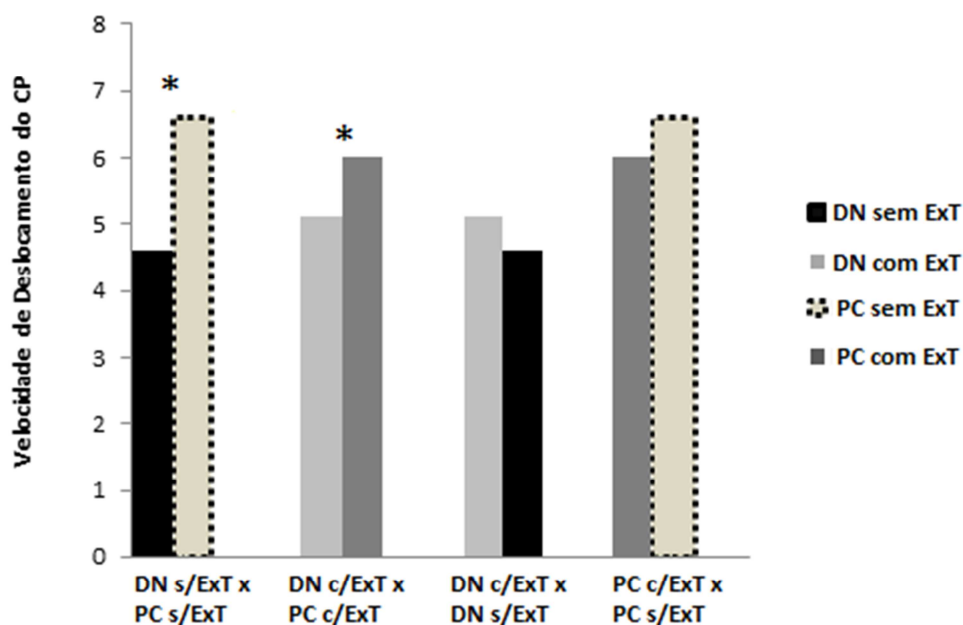


Figura 9: Comparações da interação exoesqueleto x grupos na Velocidade de deslocamento do CP eixo ML. \*Comparações com diferença significativa ( $p<0,005$ );

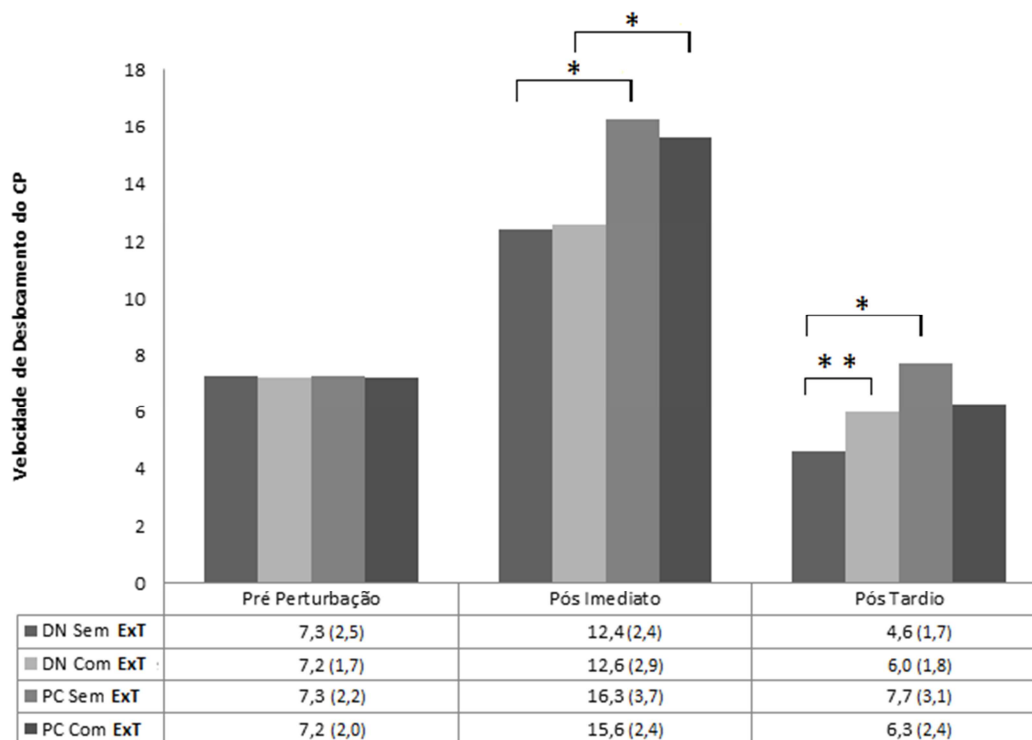


Figura 10: Comparações da interação exoesqueleto x grupos x perturbação na Velocidade de deslocamento Total do CP, no eixo AP, nas condições PP, PI e PT. \*Comparações com diferença significativa ( $p<0,005$ ) para efeito grupo; \*\*Comparações com diferença significativa ( $p<0,005$ ) para efeito exoesqueleto.

### Variáveis da AQR

As variáveis da AQR foram analisadas nas condições estática e perturbação – sem distinções de momentos pré-perturbação, pós- imediato e pós-tardio – para as condições com e sem ExT, em ambos os grupos. Os valores de  $p$  encontrados nas análises das variáveis não-lineares estão apresentados no ANEXO C. Apenas na variável percentual de recorrência, na condição estática, foi encontrado *efeito exoesqueleto* ( $p=0,048$ ;  $\eta^2=0,199$ ) tendo sido evidenciado maior percentual com o uso do ExT (com componentes elásticos) [Figura 11].

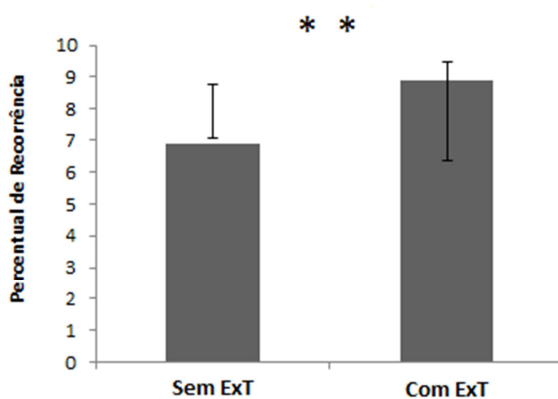


Figura 11: Percentual de Recorrência na condição estática.  
\*\*Diferença significativa ( $p<0,005$ ) para efeito exoesqueleto.

### Variável de desempenho

Para a variável de desempenho foi analisado o número de peixes retirados da areia com o membro superior dominante (para crianças do grupo DN) e não-plégico (para o grupo PC), nas condições com e sem ExT, nas três distâncias (Pequena, média e grande). Conforme demonstrado na tabela 2, apenas para o *efeito distância* ( $p=0,000$ ;  $\eta^2=0,863$ ) foi encontrada diferença significativa, sendo menor o número de peixes coletados à medida que a distância é aumentada; e *efeito grupos* ( $p=0,008$ ,  $\eta^2=0,751$ ) tendo o grupo normal atingido melhor desempenho que o grupo PC..

**Tabela 2**

Valores de p encontrados nas ANOVA mista na variável de desempenho.

<b>Variável</b>	<b>Valor de p</b>
Grupos	<b>0,008*</b>
Exoesqueleto	0,910
Exoesqueleto x grupos	0,820
Peixes	0,946
coletados	<b>0,000*</b>
Distância	0,649
Distância x grupos	0,333
Exoesqueleto x distância x grupos	

\*Valores de p com nível de significância, inferior a  $p=0,05$ .

## DISCUSSÃO

Os resultados desse estudo demonstraram que o uso do exoesqueleto influenciou no comportamento da oscilação postural. De acordo com os resultados, as propriedades mecânicas do exoesqueleto foram utilizadas pelas crianças para manutenção da estabilidade postural sem, no entanto, restringir a mobilidade do COP. A utilização do exoesqueleto permitiu às crianças explorarem a oscilação do COP – maiores picos de distâncias, maiores trajetórias totais percorridas e oscilações mais rápidas – com manutenção da estabilidade – ausência de aumento da distância média do CP em relação à sua posição central e geração de um comportamento mais recorrente do COP (como esperado de um sistema massa-elástico em que mais elásticos são adicionados). A discussão em detalhes desses efeitos está apresentada a seguir.

Conforme predito, o uso do ExT promoveu um aumento na velocidade de deslocamento e deslocamento total do COP, resultado observado nas

crianças com DN no eixo AP. Nas comparações entre grupos, essas crianças obtiveram uma maior trajetória total percorrida pelo COP e oscilações mais rápidas com a utilização do ExT. Contudo, esse efeito não foi evidenciado no grupo PC. É possível que as crianças com DN tenham aprendido a explorar os recursos fornecidos pelo ExT mais rapidamente que as crianças do grupo PC (GABIS *et al.*, 2015). Crianças normais foram mais sensíveis às oportunidades ofertadas pelo ExT demonstrando efeito a curto prazo. Caso o tempo de exposição à experiência disponibilizada pelo ExT seja um fator que tenha contribuído para essa diferença de resultados entre os grupos, é possível que, crianças com PC quando expostas por um tempo mais prolongado de exploração com o ExT possam apresentar resultados semelhantes ao grupo DN. Entretanto, a dependência da temporalidade para observação do efeito no grupo PC precisa ser empiricamente testada. Além disso, embora os valores absolutos das crianças com PC tenham sido semelhantes ou superiores aos das crianças com DN nas duas variáveis – deslocamento total do COP e velocidade de deslocamento do COP –, a variabilidade do grupo PC também foi maior. Para o deslocamento total do COP na condição sem a utilização do ExT, as crianças apresentaram um coeficiente de variação de 45% e 36% para PC e DN, respectivamente e com o uso do ExT passou para 38% (PC) e 30% (DN). Da mesma forma, para velocidade de deslocamento do COP os valores são semelhantes aos valores de variabilidade do deslocamento total, exceto para o grupo PC sem exoesqueleto que apresentou um coeficiente de variação de 40%. Alguns autores tem reportado a presença de grandes coeficientes de variação ao avaliar a estabilidade postural na população com PC (GIROLAMI *et al.*, 2011; DONKER *et al.*, 2008; LIU *et al.*, 2007). Donker *et al.* (2008) comparou a amplitude de deslocamento do COP entre crianças com PC e DN.

Embora tenha visualizado, nas crianças com PC, valores de amplitude de deslocamento superiores aos das crianças com DN, a diferença não foi significativa. O autor atribui o fato à grande variabilidade apresentada pelas crianças com PC (DONKER *et al.*, 2008). É possível que, no presente estudo, a grande variabilidade apresentada pelas crianças do grupo PC em comparação ao grupo DN possa ter mascarado alguns efeitos do ExT, que não foram evidenciados nesse estudo.

De acordo com nossa predição a utilização do ExT proporcionou um comportamento mais recorrente da oscilação postural nas crianças. O percentual de recorrência está diretamente relacionado com a previsibilidade do sistema dinâmico (i.e. sistema musculoesquelético) no que se refere a sua movimentação no espaço, no período de tempo avaliado (RILEY *et al.*, 1999). Um sistema ideal de pêndulo invertido com elástico teria um comportamento oscilatório totalmente recorrente (movimento harmônico) (PELLECCHIA & SHOCKLEY, 2005). Nosso argumento é que o exoesqueleto tenha atuado como elásticos adicionais no sistema musculoesquelético, modelado como o pêndulo invertido com elástico (PIE). Isso teria feito com que a criança visitasse repetidamente o mesmo ponto no espaço de fase, mesmo que não em momentos consecutivos, gerando um aumento no percentual de recorrência das crianças. A interação ExT x sistema proporcionou, assim, um comportamento mais determinístico.

Em discordância com as nossas previsões, a utilização do exoesqueleto não gerou maior porcentagem de determinismo e maior estabilidade da dinâmica do sistema. Como já discutido, embora o uso do ExT tenha promovido maior recorrência no COP das crianças, indicando aproveitamento dos recursos fornecidos pelo ExT, o volume de pontos recorrentes



consecutivos no tempo pode não ter sido suficiente para afetar a porcentagem de determinismo e a estabilidade da dinâmica. É possível que, apesar das crianças terem explorado o ExT, a dinâmica dada pelo exoesqueleto não tenha sido dominante, ou seja, embora o ExT tenha promovido um comportamento mais recorrente, ele não impediu que ajustes momentâneos necessários fossem realizados. Dessa forma, parece que o ExT auxiliou na manutenção da estabilidade sem atuar de forma restritiva no comportamento oscilatório do COP das crianças, potencializando um comportamento recorrente sem impor um determinado padrão para a criança.

Diferentemente do predito, o uso do ExT promoveu aumento da amplitude de deslocamento do COP e tendência à redução da desvio médio do COP de sua posição central. Embora tenha sido encontrada apenas uma tendência à redução da RMS o poder estatístico foi moderado para essa variável (power = 0,492). Estudos têm apontado a RMS como variável indexadora de estabilidade postural, sendo menores valores dessa variável associados à maior estabilidade do indivíduo (TEASDALE *et al.*, 2007; HU & WOOLLACOTT, 1994). Entretanto, não era esperado, de acordo com o modelo, que o exoesqueleto causasse uma redução dessa variável. Essa tendência de redução pode estar relacionada com um componente de amortecimento (atrito) do ExT, uma vez que os elásticos usados são de tecido e não funcionam como elásticos ideais. Além disso, há o atrito dos elásticos com a roupa base quando os elásticos estão pré-tensionados. Caso esse aumento de estabilidade se confirme em estudos futuros, o componente de amortecimento do exoesqueleto pode ser positivamente explorado pelo sistema motor, assim como o componente viscoso dos tecidos moles do sistema musculoesquelético.

Considerando as definições operacionais dessas variáveis, o aumento da amplitude do COP e da tendência de redução do desvio da posição média do COP de sua posição central indicam que, com o uso do ExT, a posição do COP teve tendência de ficar menos desviada, porém, teve picos momentâneos com magnitude maior. Assim, as crianças podem ter sido capazes de explorar os recursos fornecidos pelo ExT, mesmo que em alguns momentos tenham tido necessidade de maiores ajustes de posição (i.e., maiores picos de distâncias de deslocamento do COP). Uma necessidade de ajustes momentâneos de magnitude maior pode ser um reflexo de um aprendizado, ainda em processo, de lidar com as maiores velocidades de oscilação, mesmo com uma tendência da posição média do COP ficar mais próxima a uma posição central. Esses achados indicam que as crianças usaram as propriedades mecânicas do exoesqueleto para manutenção da estabilidade postural, com tendência a maior estabilidade e sem perda da mobilidade de oscilação do COP, quando comparadas com a condição placebo. Assim, o ExT parece ser um bom recurso para uso na prática clínica já que não apresentou-se como uma órtese restritiva, característica comum entre as vestes dinâmicas investigadas na literatura (FLANAGAN *et al.*, 2009; BAILES *et al.*, 2010; CHRISTY *et al.*, 2012; BLAIR *et al.*, 1995; RENNIE *et al.*, 2000; NICHOLSON *et al.*, 2001).

A utilização do ExT aproximou o comportamento oscilatório das crianças de ambos os grupos, com relação à velocidade de deslocamento do COP no eixo AP. Nessa variável, houve diferença significativa entre grupos DN e PC na condição sem exoesqueleto, na fase PT da perturbação. Especificamente, o grupo DN apresentou menor velocidade de deslocamento do COP que o grupo PC, diferença já evidenciada e descrita na literatura (GATICA *et al.*, 2014; PAVÃO *et al.*, 2014; PAVÃO *et al.*, 2015). No entanto, com o uso do ExT, a

diferença entre grupos desapareceu, ou seja, a utilização do exoesqueleto proporcionou uma aproximação no comportamento entre grupos. A utilização do ExT modificou o comportamento típico de cada grupo, PC e DN, devido às diferenças previamente existentes entre eles, criando sistemas com comportamentos aproximados, com valores médios semelhantes.

Os efeitos do uso do exoesqueleto observados no grupo DN ocorreram exclusivamente na fase pós-tardio (PT) da perturbação. Não foram evidenciados tais efeitos, em ambos os grupos, nas fases pré-perturbação (PP) e pós-imediate (PI). Isso se deve ao fato de que, possivelmente, nas fases iniciais (PP e PI) as crianças estivessem explorando as potencialidades disponibilizadas pelo uso do ExT, à medida que seu sistema musculoesquelético interagia com o exoesqueleto para atender às demandas posturais das condições experimentais. É provável que as crianças estivessem explorando os novos recursos dinâmicos disponibilizados ao seu sistema pelo uso do ExT e aprendendo a empregar os respectivos recursos durante as duas fases, sendo revelado o efeito do ExT apenas na fase pós-tardio.

Crianças do grupo PC e do grupo DN apresentaram, na fase pré-perturbação (PP), valores médios semelhantes, tanto para velocidade de deslocamento quanto para deslocamento total do COP. Embora as diferenças apresentadas por esses grupos para ambas as variáveis, deslocamento total do COP (PAVÃO *et al.*, 2013; HSUE *et al.*, 2009; PAVÃO *et al.*, 2014; DONKER *et al.*, 2008) e velocidade de deslocamento do COP (PAVÃO *et al.*, 2013; GATICA *et al.*, 2014; PAVÃO *et al.*, 2014) já estejam descritas na literatura, Saxena *et al.*, 2014 encontraram, em seu estudo, situação semelhante a do presente estudo. Os autores avaliaram crianças diplégicas, hemiplégicas e normais e não encontraram diferença significativa entre as

crianças hemiplégicas e normais para a variável velocidade de deslocamento do COP na posição estática. Os autores argumentam que as crianças hemiplégicas possivelmente desenvolvem estratégias de compensação dos déficits motores para garantir sua estabilidade postural na posição de pé, relaxada (SAXENA *et al.*, 2014). É possível que as estratégias desenvolvidas sejam eficazes para aproximar o comportamento oscilatório das crianças com PC ao comportamento das crianças normais quando de pé. No entanto, frente a demandas impostas por desafios que perturbam a estabilidade postural essas crianças, provavelmente, não conseguem manter a estratégia adotada. Assim, no presente estudo, após ocorrerem as perturbações – situações de maior demanda – tanto na fase pós-imediato (PI) quanto pós-tardio (PT), as crianças de ambos os grupos responderam a essas perturbações de formas distintas, evidenciando as diferenças previamente existentes entre eles.

Na variável de desempenho não foi encontrado efeito ExT em nenhuma condição. Possivelmente essa ausência de efeito deve-se ao fato das crianças não terem experimentado um treinamento prévio com o ExT. Por se tratar de um exoesqueleto dinâmico, dependente da interação sistema do indivíduo x ExT, é provável que um melhor desempenho possa ocorrer após um período mais prolongado de treinamento em atividades funcionais com o ExT. Estudos futuros fazem-se necessários para confirmação dessa hipótese.

Uma limitação do presente estudo foi o reduzido tamanho da amostra, que talvez não tenha sido suficiente para evidenciar alguns efeitos que mostraram-se marginais ou aproximaram significância. Contudo, o poder estatístico manteve-se moderado em grande parte dos resultados que não obtiveram significância estatística. Em contrapartida, cabe ressaltar alguns cuidados metodológicos adotados, como a randomização da ordem do ExT e

da ordem de avaliação da variável de desempenho. Outro ponto positivo foi a presença de uma condição placebo, na qual as crianças usaram somente o macacão sem os princípios ativos do ExT (componentes elásticos, pré-estresse), garantindo que os efeitos evidenciados fossem resultantes desses princípios ativos.

O presente estudo investigou e comparou os efeitos do exoesqueleto baseado em tensegridade no comportamento e estabilidade posturais de crianças com PC e com DN. Trata-se de uma pesquisa inicial que testou a aplicabilidade clínica do ExT, sem a intenção de validar seu uso clínico. O exoesqueleto parece ser aproveitado pelas crianças para manter a estabilidade postural e parece ser útil para a funcionalidade das crianças, uma vez que seus efeitos apontam para uma melhora da estabilidade postural, sem comprometer a mobilidade delas. Embora crianças normais tenham aprendido a explorar os recursos fornecidos pelo ExT de forma mais rápida que as crianças com PC em algumas variáveis, o ExT consiste em um recurso passível de utilização para o grupo hemiplégico, pois foi observada melhora da estabilidade em ambos os grupos. Crianças com PC, possivelmente, aproveitarão melhor as potencialidades oferecidas pelo ExT com um tempo mais prolongado de treinamento. Futuros estudos com um tempo maior de acompanhamento, ajustes específicos para cada criança e avaliação do custo energético com a utilização do ExT fazem-se necessários para investigar a aplicação clínica e suas repercussões em crianças com PC.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abd El-Kafy, E.M., El-Basatiny, H.M. (2014). Effect of postural balance training on gait parameters in children with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93, 938-47.

Bailes, A.F., Greve, K., Schmitt, L.C. (2010). Changes in two children with cerebral palsy after intensive Suit Therapy: a case report. *Pediatric Physical Therapy*, 22, 76-85.

Blair, E., Ballantyne, J., Horsman, S., Chauvel, P. (1995). A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37, 544-54.

Bonfim, T.R., Barela, J.A. (2005). Controle postural após a reconstrução do ligamento cruzado anterior. *Fisioterapia em Pesquisa*, 11, 11-18.

Carlberg, E.B., Hadders-Algra, M. (2005). Postural dysfunction in children with cerebral palsy: some implications for therapeutic guidance. *Neural Plasticity*, 12, 221-8.

Cavanaugh, J.T., Guskiewicz, K.M., Stergiou, N. (2005). A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine*, 35, 935–950.

Chiari, L., Cappello, A., Lenzi, D., Della Croce, U. (2000). An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms. *Gait and Posture*, 12, 225-34.

Christy, J.B., Chapman, C.G., Murphy P. (2012). The effect of intense physical therapy for children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, 5, 159–70.

Donker, S.F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G.J., Beek, P.J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 184, 363-70.

Duarte, M., Freitas, S.M.S.F. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14, 183-92.

Ferdjallah, M., Harris, G., Smith, P., Wertsch, J.J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 17, 203-10.

Flanagan, A., Krzak, J., Peer, M., Johnson, P., Urban, M. (2009). Evaluation of short-term intensive orthotic garment use in children who have cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, 21, 201-4.

Fonseca, S.T., Silva, P.L.P., Ocarino, J.M., Souza, T.R., Fonseca, H.L. (2011). Veste baseada em tensegridade para otimização da postura e movimento, Brasil. Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: PI11062363, data de depósito: 23/12/2011, título: "Veste baseada em tensegridade para otimização da postura e movimento" , Instituição de registro: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

Fonseca, S.T., Holt, K.G., Saltzman, E., Fethers, L. (2001). A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. *Clinical Biomechanics*, 16, 793-805.

Gabis, L.V., Tsubary, N.M., Leon, O., Ashkenasi, A., Shefer, S. (2015). Assessment of Abilities and Comorbidities in Children With Cerebral Palsy. *Journal of Child Neurology*, Apr. 8, pii: 0883073815576792.

Gatica, V.F.G., Velásquez, S.I., Méndez, G.A., Guzmán, E.E., Manterola, C.G. (2014). Differences in standing balance in patients with cerebral palsy and typically developing children. *Biomédica*, 34, 102-9

Girolami, G.L., Shiratori, T., Aruin, A.S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 21, 988-97.

Hasson, C.J., Van Emmerik, R.E., Caldwell, G.E., Haddad, J.M., Gagnon, J.L., Hamill, J. (2008). Influence of embedding parameters and noise in center of pressure recurrence quantification analysis. *Gait and Posture*, 27, 416-22.

Hay, L., Redon, C. (2001). Development of postural adaptation to arm raising. *Experimental Brain Research*, 139, 224-32.

Holt, K.G., Hamill, J., Andres, R.O. (1990) The force driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. *Human Movement Science*, 9, 55-68.

Hsue, B.J., Miller, F., Su, F.C. (2009). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part 1: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait and Posture*, 29, 465-70.

Hu, M.H., Woocollatt, M.H. (1994) Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *Journal of Gerontology*, 49, M52-61.

Kaufman, A.S., Kaufman, N.L. (2004). Kaufman Brief Intelligence Test. 2. ed. San Antonio: Pearson Assessments.

Liao, H.F., Hwang, A.W. (2003). Relations of balance function and gross motor ability for children with cerebral palsy. *Perceptual and Motor Skills*, 96, 1173-84.



Liu, W.Y., Zaino, C.A., McCoy, S.W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric Physical Therapy*, 19, 188-95.

Neptune, R.R., Zajac, F.E., Kautz, S.A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture*, 19, 194-205.

Nicholson, J.H., Morton, R.E., Attfield, S.F., Rennie, D.J. (2001). Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43, 384-91.

Pavão, S.L., Santos, A.N., Oliveira, A.B., Rocha, N.A. (2015). Postural control during sit-to-stand movement and its relationship with upright position in children with hemiplegic spastic cerebral palsy and in typically developing children. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19, 18-25.

Pavão, S.L., Nunes, G.S., Santos, A.N., Rocha, N.A.C.F. (2014). Relationship between static postural control and the level of functional abilities in children with cerebral palsy. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18, 300-7.

Pavão, S.L., Dos Santos, A.N., De Oliveira, A.B., Rocha, N.A. (2014). Functionality level and its relation to postural control during sitting-to-stand movement in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35, 506-11.

Pavão, S.L., Santos, A.N., Woollacott, M.H., Rocha, N.A.C.F. (2013). Assessment of postural control in children with cerebral palsy: A review. *Research in Developmental Disabilities*, 34, 1367-75.

Pellecchia, G.L., Shockley, K. (2005). Application of Recurrence Quantification Analysis: Influence of Cognitive Activity on Postural Fluctuations. In M. A. Riley & G. C. Van Orden (Eds.), *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences*, 1, 95-141.

Pinsault, N., Vuillerme, N. (2009). Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical Engineering and Physics*, 31, 276-86.

Rennie, D.J., Attfield, S.F., Morton, R.E., Polak, F.J., Nicholson, J.H. (2000). An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). *Gait and Posture*, 12, 1-6.

Riley, M.A., Turvey, M.T. (2002). Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*, 34, 99-125.

Riley, M.A., Balasubramaniam, R., Turvey, M.T. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait and Posture*, 9, 65-78.

Rose, J., Wolff, D.R., Jones, V.K., Bloch, D.A., Oehlert, J.W., Gamble, J.G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44, 58-63.

Saxena, S., Rao, B.K., Kumaran, S. (2014). Analysis of Postural Stability in Children With Cerebral Palsy and Children With Typical Development: An Observational Study. *Pediatric Physical Therapy*, 26, 325–30.

Sultan, C., Corless, M., Skelton, R.E. (2002). Linear dynamics of tensegrity structures. *Engineering Structures*, 24, 671–685.

Tavares, R., Cabral, L. Ondas. Disponível em: <<http://www.fisica.ufpb.br/~romero/objetosaprendizagem/Rived/13Ondas/index.html>>. Acesso em: 11 de Julho de 2015.

Teasdale, N., Hue, O., Marcotte, J., Berrigan, F., Simoneau, M., Doré, J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A. (2006). Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity*, 31, 153-60.

Turvey, M.T., Fonseca, S.T. (2014) The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, 46, 143-87.

Turvey, M.T., Fonseca, S.T. (2009) Nature of motor control: perspectives and issues. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 629, 93-123.

Webber, C.L., Zbilut, J.P. (2005). Recurrence Quantification Analysis of Nonlinear Dynamical Systems. In M.A. Riley & G.C. Van Orden (Eds.), *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences* (pp. 353-400). Retrieved March 1, 2005.

Webber, C.L., Zbilut, J.P. (1994). Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. *Journal of Applied Physiology*, 76, 965–73.

Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K. (1998) Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-21.

Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity*, 12, 211-9.

Zbilut, J.P., Giuliani, A., Webber, C.L. (1999). Recurrence quantification analysis and principal components in the detection of short complex signals. *Physics Letters*, 237, 131-135.

#### **4 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

O presente estudo investigou os efeitos da utilização do Exoesqueleto flexível baseado no conceito de tensegridade no comportamento e estabilidade posturais de crianças com PC e DN. As oscilações posturais foram avaliadas nas duas condições, com e sem o uso do ExT, nas condições experimentais estática e perturbação. Os resultados desse estudo evidenciaram que as propriedades mecânicas do ExT foram utilizadas pelas crianças para manutenção da estabilidade postural, uma vez que foi observado um comportamento mais recorrente das oscilações do COP. O maior número de efeitos para crianças com DN sugere que as crianças com PC tenham maior dificuldade para aprender a aproveitar dos recursos oferecidos pelo ExT. As crianças, principalmente aquelas com DN, aproveitaram do ExT para manter a estabilidade postural, apresentando maior exploração da oscilação do COP – maiores picos de distâncias, maiores trajetórias totais percorridas, oscilações mais rápidas – sem apresentar um aumento do determinismo e da estabilidade da dinâmica determinística. Assim, o uso do exoesqueleto permitiu a manutenção da estabilidade postural sem que houvesse restrição da mobilidade para possíveis ajustes momentâneos. Os resultados desse estudo apontam para uma possível utilização do ExT na prática clínica com relação ao tratamento da estabilidade postural em crianças com PC, uma vez que o ExT parece ser uma boa intervenção para o tratamento das alterações de estabilidade postural nessas crianças. Contudo, por se tratar de uma pesquisa inicial a respeito da aplicabilidade clínica do exoesqueleto, novos estudos fazem-se necessários para confirmação de sua validade clínica.

## REFERÊNCIAS

ABD EL-KAFY, E.M.; EL-BASATINY, H.M. Effect of postural balance training on gait parameters in children with cerebral palsy. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 11, p. 938-47, nov. 2014.

BAILES, A.F.; GREVE, K.; SCHMITT, L.C. Changes in two children with cerebral palsy after intensive Suit Therapy: a case report. **Pediatric Physical Therapy**, v. 22, n. 1, p. 76-85, 2010.

BARELA, J.A.; FOCKS, G.M.; HILGEHOLT, T.; BARELA, A.M.; CARVALHO, R.P.; SAVELSBERGH, G.J. Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 32, n. 6, p. 2075-83, nov-dec. 2011.

BLAIR, E.; BALLANTYNE, J.; HORSMAN, S.; CHAUVEL, P. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 37, n. 6, p. 544-54, jun. 1995.

BONFIM, T.R.; BARELA, J.A. Controle postural após a reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Fisioterapia em Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 11-18, 2005.

CARLBERG, E.B.; HADDERS-ALGRA, M. Postural dysfunction in children with cerebral palsy: some implications for therapeutic guidance. **Neural Plasticity**, v. 12, n. 2-3, p. 221-228, 2005.

CARVALHAIS, V.O.; OCARINO, J.M.; ARAÚJO, V.L.; SOUZA, T.R.; SILVA, P.L.; FONSECA, S.T. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 5, p. 1003-7, mar. 2013.

CAVANAUGH, J.T.; GUSKIEWICZ, K.M.; STERGIOU, N. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion. **Sports Medicine**, v. 35, n. 11, p. 935-950, 2005.

CHEN, C.S.; INGBER, D.E. Tensegrity and mechanoregulation: from skeleton to cytoskeleton. **Osteoarthritis Cartilage**, v.7, n. 1, p. 81-94, jan. 1999.

CHIARI, L.; CAPPELLO, A.; LENZI, D.; DELLA CROCE, U. An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms. **Gait and Posture**, v. 12, n. 3, p. 225-34, 2000.

CHRISTY, J.B.; CHAPMAN, C.G.; MURPHY, P. The effect of intense physical therapy for children with cerebral palsy. **Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine**, v. 5, n. 3, p. 159-70, 2012.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 14, n. 3, p. 183-92, may-jun. 2010.

FERDJALLAH, M.; HARRIS, G.; SMITH, P.; WERTSCH, J.J. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 3, p. 203-10, mar. 2002.

FLANAGAN, A.; KRZAK, J.; PEER, M.; JOHNSON, P.; URBAN, M. Evaluation of short-term intensive orthotic garment use in children who have cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 21, n. 2, p. 201-4, 2009.

FONSECA, S.T.; SILVA, P.L.P.; OCARINO, J.M.; SOUZA, T.R.; FONSECA, H.L. **Veste baseada em tensegidade para otimização da postura e movimento**. PI11062363, 23 dez. 2011.

FONSECA, S.T.; HOLT, K.G.; SALTZMAN, E.; FETTERS, L. A dynamical modelo of locomotions in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 9, p. 793-805, nov. 2001.

GABIS, L.V., TSUBARY, N.M., LEON, O., ASHKENASI, A., SHEFER, S. Assessment of Abilities and Comorbidities in Children With Cerebral Palsy. **Journal of Child Neurology**, v. 8, apr. 2015. pii: 0883073815576792.

GATICA, V.F.G.; VELÁSQUEZ, S.I.; MÉNDEZ, G.A.; GUZMÁN, E.E.; MANTEROLA, C.G. Differences in standing balance in patients with cerebral palsy and typically developing children. **Biomédica**, v. 34, n. 1, p. 102-9, jan-mar. 2014.

GIROLAMI, G.L.; SHIRATORI, T.; ARUIN, A.S. Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. **Journal of Eletromiography Kinesiology**, v. 21, n. 6, p. 988-97, 2011.

HASSON, C.J.; VAN EMMERIK, R.E.; CALDWELL, G.E.; HADDAD, J.M.; GAGNON, J.L.; HAMIL, J. Influence of embedding parameters and noise in center of pressure recurrence quantification analysis. **Gait and Posture**, v. 27, n. 3, p. 416-22, apr. 2008.

HAY, L.; REDON, C. Development of postural adaptation to arm raising. **Experimental Brain Research**, v. 139, n. 2, p. 224-32, jul. 2001.

HOLT, K.G.; HAMILL, J.; ANDRES, R.O. The force driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. **Human Movement Science**, v.9, n.1, p.55-68, 1990.

HSUE, B.J.; MILLER, F.; SU, F.C. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part 1: Spatial relationship between COM and COP trajectories. **Gait and Posture**, v. 29, n. 3, p. 465-70, apr. 2009.

HU, M.H.; WOOCOLLATT, M.H. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. **Journal of Gerontology**, v. 49, n. 2, p. M52-61, mar. 1994.

INGBER, D. The architecture of life. **Scientific American**, v. 278, n. 1, p. 48-57, 1998.

KAUFMAN, A.S.; KAUFMAN, N.L. **Kaufman Brief Intelligence Test**. 2. ed. San Antonio: Pearson Assessments, 2004.

LIAO, H.F.; HWANG, A.W. Relations of balance function and gross motor ability for children with cerebral palsy. **Perceptual and Motor Skills**, v. 96, n. 3, p. 1173-84, jun. 2003.

LIMA, C.; L.; FONSECA, L.F. **Paralisia Cerebral: neurologia ortopedia reabilitação**. Rio de Janeiro: Medsi Editora Médica e Científica, 2004.

MARSDEN, C.D.; MERTON, P.A.; MORTON, H.B. Rapid postural reactions to mechanical displacement of the hand in man. **Advances in Neurology**, v. 39, p. 645-59, 1983.

NEPTUNE, R.R.; ZAJAC, F.E.; KAUTZ, S.A. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. **Gait and Posture**, v. 19, n. 2, p. 194-205, apr. 2004.

NICHOLSON, J.F.; MORTON, R.E.; ATTFIELD, S.F.; RENNIE, D.J. Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 43, n. 6, p. 384-91, jun. 2001.

PAVÃO, S.L.; SANTOS, A.N.; OLIVEIRA, A.B.; ROCHA, N.A. Postural control during sit-to-stand movement and its relationship with upright position in children with hemiplegic spastic cerebral palsy and in typically developing children. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 19, n. 1, p. 18-25, feb. 2015.

PAVÃO, S.L.; NUNES, G.S.; SANTOS, A.N.; ROCHA, N.A.C.F. Relationship between static postural control and the level of functional abilities in children with cerebral palsy. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, n. 4, p. 300-7, jul-aug. 2014.

PAVÃO, S.L.; DOS SANTOS, A.N.; DE OLIVEIRA, A.B.; ROCHA, N.A. Functionality level and its relation to postural control during sitting-to-stand movement in children with cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 35, n. 2, p. 506-11, feb. 2014.

PAVÃO, S.L.; SANTOS, A.N.; WOOLLACOTT, M.H.; ROCHA, N.A.C.F. Assessment of postural control in children with cerebral palsy: A review. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 5, p. 1367-75, may. 2013.

PELLECCHIA, G.L.; SHOCKLEY, K. Application of Recurrence Quantification Analysis: Influence of Cognitive Activity on Postural Fluctuations. In: RILEY, M. A. & VAN ORDEN, G. C. (Eds.) **Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences**. Retrieved March 1, 2005. p. 95-141.

PINSAULT, N.; VUILLERME, N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. **Medical Engineering and Physics**, v. 31, n. 2, p. 276-86, mar. 2009.

RENNIE, D.J.; ATTFIELD, S.F.; MORTON, R.E.; POLAK, F.J.; NICHOLSON, J.F. An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). **Gait and Posture**, v. 12, n. 1, p. 1-6, sep. 2000.

RILEY, M.A.; TURVEY, M.T. Variability and determinism in motor behavior. **Journal of Motor Behavior**, v. 34, n. 2, p. 99-125, jun. 2002.

RILEY, M.A.; BALASUBRAMANIAM, R.; TURVEY, M.T. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. **Gait and Posture**, v. 9, n. 1, p. 65-78, mar. 1999.

ROSE, J.; WOLFF, D.R.; JONES, V.K.; BLOCH, D.A.; OEHLERT, J.W.; GAMBLE, J.G. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 44, n. 1, p. 58-63, jan. 2002.

SAXENA, S.; RAO, B.K.; KUMARAN, S. Analysis of Postural Stability in Children With Cerebral Palsy and Children With Typical Development: An Observational Study. **Pediatric Physical Therapy**, v. 26, n. 3, p. 325-30, 2014.

SEIGLE, B.; RAMDANI, S.; BERNARD, P.L. Dynamical structure of center of pressure fluctuations in elderly people. **Gait and Posture**, v. 30, n. 2, p. 223-6, aug. 2009.

SOUZA, .TR.; FONSECA, S.T.; GONÇALVES, G.G.; OCARINO, J.M.; MANCINI, M.C. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 14, p. 2374-80, oct. 2009.

STECCO, A.; GILLIAR, W.; HILL, R.; FULLERTON, B.; STECCO, C. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 17, n. 4, p. 512-7, oct. 2013.

STECCO, A.; MASIERO, S.; MACCHI, V.; STECCO, C.; PORZIONATO, A.; DE CARO, R. The pectoral fascia: anatomical and histological study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 13, n. 3, p. 255-61, jul. 2009.

STECCO, A.; MACCHI, V.; STECCO, C.; PORZIONATO, A.; ANN DAY, J.; DELMAS, V.; DE CARO, R. Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 13, n. 1, p. 53-62, jan. 2009.



SULTAN, C.; CORLESS, M.; SKELTON, R.E. Linear dynamics of tensegrity structures. **Engineering Structures**, v. 24, p. 671–685, 2002.

TAVARES, R.; CABRAL, L. **Ondas**. Disponível em: <<http://www.fisica.ufpb.br/~romero/objetosaprendizagem/Rived/13Ondas/index.html>>. Acesso em: 11 Jul. 2015.

TEASDALE, N.; HUE, O.; MARCOTTE, J.; BERRIGAN, F.; SIMONEAU, M.; DORÉ, J.; MARCEAU, P.; MARCEAU, S.; TREMBLAY, A. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. **International Journal of Obesity**, v. 31, n. 1, p. 153-60, jan. 2006.

TURVEY, M.T.; FONSECA, S.T. The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. **Journal of Motor Behavior**, v. 46, n. 3, p. 143-87, 2014.

TURVEY, M.T.; FONSECA, S.T. Nature of motor control: perspectives and issues. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, v. 629, p. 93-123, 2009.

WEBBER, C.L.; ZBILUT, J.P. Recurrence Quantification Analysis of Nonlinear Dynamical Systems. In: RILEY, M. A. & VAN ORDEN, G. C. (Eds.) **Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences**. Retrieved March 1, 2005. p. 26-94

WEBBER, C.L.; ZBILUT, J.P. Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. **Journal of Applied Physiology**, v. 76, n. 2, p. 965-73, feb. 1994.

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211-21, sep. 1998.

ZBILUT, J.P.; GIULIANI, A.; WEBBER, C.L. Recurrence quantification analysis and principal components in the detection of short complex signals. **Physics Letters**, v. 237, p. 131-135, 1999.

## ANEXO A

## APROVAÇÃO DO COEP

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE DOS EFEITOS DE UMA VESTE BIOMECÂNICA BASEADA EM TENSEGRIDADE

**Pesquisador:** Sergio Teixeira da Fonseca

**Área Temática:** Área 9. A critério do CEP.

**Versão:** 2

**CAAE:** 05623312.5.0000.5149

**Instituição Proponente:** PRO REITORIA DE PESQUISA ((UFMG))

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 128.455

**Data da Relatoria:** 25/10/2012

**Apresentação do Projeto:**

O movimento humano pode ser considerado um produto de interações contínuas e não-lineares entre a dinâmica neural, a dinâmica do sistema musculoesquelético e as características do contexto no qual o indivíduo está inserido. Nessa perspectiva, os padrões de movimento são decorrentes dos recursos neuromusculoesqueléticos disponíveis e refletem processos adaptativos às demandas do contexto. Apesar de adaptativas, as estratégias motoras adotadas por um indivíduo podem resultar em aumento de estresse nos tecidos e articulações, levando a lesões teciduais crônicas e/ou processos degenerativos articulares, que por sua vez, podem resultar em queda progressiva no desempenho funcional. Nesse sentido, intervenções clínicas buscam otimizar o desenvolvimento dessas estratégias para que os pacientes alcancem o maior desempenho funcional possível com menor sobrecarga ao sistema musculoesquelético. Nos últimos anos, vestes biomecânicas veem sendo criadas com o objetivo de melhorar o desempenho muscular em pacientes com disfunções motoras e, conseqüentemente, facilitar a movimentação e manutenção de posturas. No entanto, a maioria dessas vestes não é construída seguindo os princípios de organização estrutural apresentada pelo sistema musculoesquelético e não possui propriedades mecânicas capazes de reproduzir o

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Ad 81 2005

Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901

UF: MG Município: BELO HORIZONTE

Telefone: 3134-0945

Fax: 3134-0945

E-mail: coep@proq.ufmg.br, coep@reitoria.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



comportamento dos tecidos corporais. A organização estrutural do sistema musculoesquelético é baseada na propriedade arquitetônica de integridade tensional, conhecida como tensegridade. Assim, uma veste construída a partir de um modelo biomecânico baseado na arquitetura e dinâmica de estruturas de tensegridade poderia constituir-se de uma ferramenta de intervenção clínica eficaz na reabilitação de pacientes com disfunções motoras. Essa veste permitiria ao paciente alcançar posturas e movimentos que são comumente difíceis de serem trabalhados no ambiente clínico. Além disso, a utilização da veste por períodos relativamente prolongados permitiria o trabalho constante dos músculos durante a realização de atividades diárias relevantes para os pacientes, o que contribuiria para modificação das propriedades teciduais (como ganho de força e rigidez dos músculos em posições específicas) e para manutenção dos ganhos obtidos. Dessa forma, o objetivo deste projeto é desenvolver e testar uma veste biomecânica baseada em tensegridade que será construída para otimizar a postura e o movimento de indivíduos com disfunções motoras.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

Analisar o efeito de uma veste biomecânica baseada em tensegridade sobre a postura e o padrão de movimento de indivíduos com disfunção motora.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

##### **Riscos:**

Os riscos quanto à participação neste estudo são mínimos. Existe o risco de ocorrer uma possível irritação da pele no local de colocação dos eletrodos usados na coleta eletromiográfica, devido à tricotomia dos pêlos e limpeza da pele com algodão e álcool. A irritação, caso ocorra, desaparece após alguns dias sem maiores complicações. Durante a corrida e tarefa de subir e descer degrau poderão ocorrer cansaço ou dores fatigantes em membros inferiores. Essa sensação, caso ocorra, desaparecerá em algumas horas. Será dado ao voluntário um tempo de repouso caso ele indique cansaço durante as coletas de dados. Além disso, se o voluntário perceber qualquer sintoma diferente do habitual, o teste será imediatamente interrompido, sendo então tomadas todas as providências necessárias.

##### **Benefícios:**

Considerando que o voluntário será submetido a uma avaliação fisioterápica, os pesquisados

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad B1 2005

Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901

UF: MG Município: BELO HORIZONTE

Telefone: 3134-0945

Fax: 3134-0945

E-mail: coep@prpq.ufmg.br, coep@reitoria.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



comprometem-se a fornecer um relatório, ou seja, os principais achados dessa avaliação e orientações quanto a possíveis tratamentos das disfunções detectadas. Além disso, os resultados deste estudo, nos permitirão entender melhor a veste biomecânica baseada em tensegridade, o que pode auxiliar no uso desse instrumento no dia-a-dia do terapeuta. Assim, os resultados deste estudo irão contribuir para o avanço do conhecimento na área de fisioterapia.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O projeto é relevante para o campo de estudo, com potencial para geração de produto inovador.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Adequados.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

SMJ, sugiro aprovação.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Aprovado conforme parecer.

BELO HORIZONTE, 23 de Outubro de 2012

---

Assinador por:  
Maria Teresa Marques Amaral  
(Coordenador)

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Ad B1 2005  
 Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901  
 UF: MG Município: BELO HORIZONTE  
 Telefone: 3134-0945 Fax: 3134-0945 E-mail: coep@prpq.ufmg.br; coep@reitoria.ufmg.br

## ANEXO B

Valores de p encontrados nas ANOVAs mistas nas variáveis lineares.

Variáveis		Eixo ML		Eixo AP	
		Estático	Perturbação	Estático	Perturbação
Amplitude	Grupos	0,488	<b>0,000*</b>	0,451	<b>0,021*</b>
	ExT	0,339	0,944	<b>0,018*</b>	0,953
	ExT x grupos	0,643	0,449	0,521	0,767
	ExT x perturbação	-	0,084	-	0,554
	Perturbação	-	<b>0,000*</b>	-	<b>0,000*</b>
	Perturbação x grupos	-	<b>0,014*</b>	-	<b>0,047*</b>
	ExT x grupos x perturbação	-	0,399	-	0,067
RMS	Grupos	0,802	0,750	0,160	0,538
	ExT	0,688	0,591	<u>0,055</u>	0,247
	ExT x grupos	0,407	0,262	0,282	0,766
	ExT x perturbação	-	0,885	-	0,269
	Perturbação	-	0,079	-	<b>0,014*</b>
	Perturbação x grupos	-	0,336	-	<b>0,023*</b>
	ExT x grupos x perturbação	-	0,934	-	0,481
Desl.Total	Grupos	0,323	<b>0,001*</b>	0,921	<b>0,021*</b>
	ExT	0,891	0,878	0,998	0,739
	ExT x grupos	0,284	0,069	0,867	<b>0,044*</b>
	ExT x perturbação	-	0,459	-	0,884
	Perturbação	-	<b>0,000*</b>	-	<b>0,000*</b>
	Perturbação x grupos	-	<b>0,001*</b>	-	<b>0,004*</b>
	ExT x grupos x perturbação	-	0,327	-	<b>0,037*</b>
Velocidade	Grupos	0,254	<b>0,004*</b>	0,998	<b>0,027*</b>
	ExT	0,909	0,785	0,855	0,770
	ExT x grupos	0,294	<u>0,057</u>	0,988	0,157
	ExT x perturbação	-	0,419	-	0,945
	Perturbação	-	<b>0,000*</b>	-	<b>0,000*</b>

Perturbação x grupos	-	<b>0,002*</b>	-	<b>0,044*</b>
ExT x grupos x perturbação	-	0,301	-	<b>0,025*</b>

---

\*Valores de p com nível de significância, inferior a  $p=0,05$ ; \_Valores de p com efeito marginal.

## ANEXO C

Valores de p encontrados nas ANOVA mista nas variáveis não-lineares.

Variáveis		Estático	Perturbação
	ExT	<b>0,048*</b>	0,979
Percentual de recorrência	Grupos	0,567	0,959
	ExT x grupos	0,757	0,872
	ExT	0,285	0,470
Percentual de determinismo	Grupos	0,134	0,699
	ExT x grupos	0,491	0,650
	ExT	0,367	0,459
Máxima Linha	Grupos	0,568	0,980
	ExT x grupos	0,557	0,984

\*Valores de p com nível de significância, inferior a  $p=0,05$ .

## APÊNDICE

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

#### OS EFEITOS DO EXOSQUELETO BASEADO NO CONCEITO DE TENSEGRIDADE NA ESTABILIDADE POSTURAL DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Prezados pais ou responsáveis,

Obrigada pelo interesse nesta pesquisa. O objetivo deste estudo é investigar se o exoesqueleto baseado em Tensegridade, uma "veste" que está sendo desenvolvida na UFMG para melhorar a postura e estabilidade de crianças com alterações neurológicas, produz algum efeito na estabilidade postural de crianças com Paralisia Cerebral. Para isso, algumas crianças com e sem Paralisia Cerebral, com idades de sete a doze anos serão avaliadas pelos pesquisadores. Todas as crianças realizarão a mesma tarefa proposta no estudo. As crianças que participarem deste estudo deverão comparecer ao Laboratório de Movimento (LAM) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), localizado no primeiro andar da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. A avaliação acontecerá nesse local, em data e horário a serem combinados e marcados com antecedência.

A criança deverá comparecer ao local definido apenas uma vez, para que seus dados sejam coletados. Será solicitado a ela que coloque a veste, com a ajuda dos pesquisadores, e se posicione de pé em uma área demarcada (um quadrado) que constitui um aparelho que mede a oscilação do corpo da criança. A frente da criança haverá uma malaleta pendurada por um cabo, com um peso. A criança deverá segurar a malaleta e, em um determinado momento, o cabo será solto e a criança deverá sustentar a malaleta sem a ajuda do cabo. Após esse procedimento, a criança terá um tempo de descanso, com algumas atividades de recreação. Em seguida, será solicitado a ela que coloque uma veste semelhante a anterior e realize o mesmo processo.

A participação neste estudo auxiliará o enriquecimento do corpo de conhecimento sobre desenvolvimento infantil e definirá se a utilização da veste consiste em uma boa intervenção de tratamento, principalmente com relação à estabilidade postural, para crianças com Paralisia Cerebral. Assim, auxiliará profissionais de saúde (como terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas) a formular e desenvolver planos de tratamento mais funcionais e eficazes para essas crianças.

Para garantir que as informações deste estudo sejam confidenciais, a criança receberá um número de identificação ao entrar no estudo e seu nome nunca será revelado em nenhuma situação. Se a informação originada do estudo for publicada em revista ou evento científico, a criança não será identificada, pois será sempre representada por um número.

A participação de sua criança neste estudo é inteiramente voluntária, e você(s) é (são) livre(s) para concordar ou não com a participação. Caso desejado, a criança poderá abandonar o estudo a qualquer momento. Depois de ter lido as informações acima, ser for de sua vontade permitir que sua criança participe, por favor, preencha o consentimento abaixo:

#### Consentimento

Declaro que li e entendi as informações contidas acima. Todas as minhas dúvidas foram esclarecidas e recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Dou minha permissão para que meu (minha) filho (a) participe deste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do pai ou responsável

\_\_\_\_\_  
Assinatura da criança

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
Data

#### Coordenadores do Projeto:

- Profa. Marisa C. Mancini, Departamento de Terapia Ocupacional UFMG, fone: 3409-4790.
- Emmanuelle Bozzi Rodríguez, Fisioterapeuta, fone: 8305-6148.

#### Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais.

Avenida Presidente Antônio Carlos, 6.627 – Pampulha. Unidade Administrativa II, 2º Andar, sala 2005.  
CEP: 31270-901. Fone: 3409-4592. <http://www.ufmg.br/bioetica/coep/> E-mail: [coep@prpq.ufmg.br](mailto:coep@prpq.ufmg.br)